

D. Pedro Vera Luna, Catedrático de Ingeniería Mecánica de la Universidad Politécnica de Valencia y Director del Instituto de Biomecánica de Valencia, y **Dña Ana Cruz García Belenguer**, Doctora en Ciencias Físicas y Responsable de la Sección de Calzado del Instituto de Biomecánica de Valencia

HACEN CONSTAR: Que la presente Tesis Doctoral titulada: **“Análisis del calzado técnico de tenis atendiendo a criterios epidemiológicos, de confort y biomecánicos”**, cuyo autor es **D. Salvador Llana Belloch**, ha sido realizada bajo su dirección y reúne, a su juicio, las condiciones requeridas para que pueda optar al grado de Doctor.

Valencia, diciembre de 1997.

Fdo. Pedro Vera Luna

Fdo. Ana Cruz García Belenguer

UMI Number: U607360

All rights reserved

INFORMATION TO ALL USERS

The quality of this reproduction is dependent upon the quality of the copy submitted.

In the unlikely event that the author did not send a complete manuscript and there are missing pages, these will be noted. Also, if material had to be removed, a note will indicate the deletion.



UMI U607360

Published by ProQuest LLC 2014. Copyright in the Dissertation held by the Author.
Microform Edition © ProQuest LLC.

All rights reserved. This work is protected against
unauthorized copying under Title 17, United States Code.



ProQuest LLC
789 East Eisenhower Parkway
P.O. Box 1346
Ann Arbor, MI 48106-1346

D.693.512

L.693.514

UNIVERSIDAD DE VALENCIA
FACULTAD DE PATOLOGIA
BIBLIOTECA
Reg de entrada nº 16.172
Fecha: 7-5-98
Signatura P-494

BID. T1468

A mis seres queridos.

AGRADECIMIENTOS

En la presente Tesis Doctoral han participado una serie de personas a las que desde aquí quiero expresar mi más profundo agradecimiento.

A mis directores de Tesis, el Prof. Dr. D. Pedro Vera Luna y la Dra. D^a. Ana Cruz García Belenguer, en primer lugar por abrirme las puertas de la Biomecánica y, en segundo lugar, por su contribución decisiva y fundamental a las ideas que aparecen en el texto y a sus conexiones, a la estructura y equilibrio de los diversos apartados y al estilo que refleja el texto. Agradezco profundamente sus lecturas intensamente críticas y sus sugerencias constructivas y creativas de los borradores iniciales.

Al Dr. D. Gabriel Brizuela, compañero de múltiples avatares, colega y amigo, quien participó de manera decisiva en todos los estadios por los que transcurrió el proyecto.

Al eminente Dr. D. Roberto Ferrandis, entrañable compañero de trabajo y de múltiples ocupaciones, por su importante colaboración en la elaboración del modelo antropométrico del miembro inferior-pelvis y del modelo de digitalización, por su participación en el marcaje de los sujetos de ensayo y por su inagotable apoyo y aliento.

Al futuro doctor D. Juan Vicente Durá y a D. Óscar Farpón, por su fundamental aportación al desarrollar el software para el tratamiento de las variables cinemáticas.

Al resto de compañeros del Grupo de Biomecánica Deportiva del IBV: D. José Ramiro, D. Enrique Alcántara, D^a Sara Gil, D^a Elena Ferrús, D. Juan Carlos González y, especialmente a D. Arturo Forner y D. Luis Lozano, por sus aportaciones en los campos de la acelerometría y la tribología respectivamente.

A los colegas de la sección de instrumentación y de laboratorios del IBV, que han contribuido a la puesta a punto de gran parte de los instrumentos utilizados en la realización de los ensayos: D^a Amelia Gómez, D. José Montero, D. Ángel Campos, D. Francisco José Matey y D. Manuel Villanueva.

A D. Emilio Marco y a D. Carlos Soler por su colaboración en el proceso de escaneado y adaptación de gran parte de las figuras y fotografías que aparecen en la Tesis, y a D^a Carmina Cortes por su asesoramiento y participación en el proceso de búsqueda y recuperación de las referencias bibliográficas. Así mismo, quiero agradecer el apoyo y aliento recibido por parte del resto de compañeros del IBV, especialmente a Rakel que siempre creyó en mis posibilidades.

A la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte (FCAFD) de Valencia, en cuyas instalaciones se realizaron algunos de los ensayos de la tesis y a los alumnos que participaron en ellos.

A la empresa de calzados J'Hayber y al Instituto de la Pequeña y Mediana Industria Valenciana (IMPIVA) por su apoyo material y económico, y por la confianza depositada en el IBV.

Finalmente, quiero agradecer a mis familiares, amigos/as y atletas que han comprendido y apoyado en todo momento mi dedicación a esta Tesis Doctoral.

RESUMEN

Se ha realizado un estudio de características retrospectivas en el que se ha analizado la epidemiología y las características personales, técnicas y las preferencias respecto al calzado de jugadores habituales de tenis del área metropolitana de Valencia. Para ello se realizó una encuesta a 205 jugadores.

Los resultados muestran que las lesiones localizadas en el miembro inferior suponen el 55% del total, siendo las articulaciones del tobillo y de la rodilla las más frecuentemente lesionadas. Las lesiones de tobillo fueron más frecuentes en las mujeres, mientras que las horas y los años de práctica fueron los otros dos factores de riesgo detectados. Además, se ha establecido un perfil de las características personales y técnicas de los tenistas, así como de sus preferencias respecto al calzado técnico de tenis.

Mediante una encuesta realizada a 146 jugadores se recopiló información referente a las características de confort del calzado técnico de tenis. Los resultados muestran como el 70% de los jugadores considera su calzado dentro del rango de la comodidad. No obstante, se han podido detectar numerosos errores de diseño (percibidos subjetivamente por los tenistas) que conducen a la aparición de molestias en diversas zonas anatómicas. Tanto los errores de diseño como las molestias han podido ser agrupadas en factores que, conteniendo la información original, son independientes entre si.

Además se han establecido las relaciones entre las molestias y los elementos de diseño del calzado; el contrafuerte estabilizador en la trasera del calzado reduce las molestias en diversas zonas de la planta del pie, mientras que un vaciado en la entresuela a nivel del mediopié aumenta las molestias en la cabeza del primer metatarsiano.

Paralelamente se realizó un análisis biomecánico sobre una muestra de 10 modelos de calzado técnico de tenis que incluyó:

- un estudio de confort con sujetos similar al antes citado,
- un estudio de las características mecánicas del calzado con máquinas portátiles y de laboratorio,
- un estudio cinético y cinemático con sujetos, analizándose la parada lateral con cambio de sentido, el giro desde posición de parado y el salto vertical a pies juntos.
- un estudio del rendimiento en carrera con obstáculos.

Los resultados obtenidos muestran que la amortiguación es un criterio importante pero no fundamental en el diseño del calzado técnico de tenis, y que el calzado actualmente en el mercado proporciona unos niveles de amortiguación adecuados a los impactos acontecidos durante la práctica deportiva.

Respecto a las características de fricción los resultados indican que la suela del calzado actualmente en el mercado proporciona niveles de fricción excesivos, especialmente en lo referente a la fricción rotacional.

Respecto al control de movimientos en los desplazamientos laterales los resultados muestran como el calzado que controla (limita) el movimiento de pronosupinación permite aumentar el rendimiento en la ejecución de este tipo de gestos. Por otro lado, los resultados obtenidos en los giros muestran que el calzado que se asocia con mayores niveles de rotación interna de la tibia permite un mayor rendimiento en la ejecución de tal gesto.

Respecto al rendimiento motor los resultados muestran que el calzado influye significativamente, si bien las diferencias no son muy grandes, en el tiempo empleado en completar un circuito de carrera con cambios de dirección y sentido.

Los resultados de los diversos estudios realizados (amortiguación, fricción, control de movimientos y rendimiento) apoyan la importancia de la denominada “hipótesis de la adaptación cinemática” de los deportistas.

En el año 1185 el emperador del Japón era un niño de siete años de edad llamado Antoku. Era el jefe nominal de un clan de samurais llamados los Heike, que estaban empeñados en una guerra larga y sangrienta con otro clan de samurais, los Genji. El encuentro naval decisivo, con el emperador a bordo, ocurrió en Danno-ura en el mar Interior del Japón el 24 de abril de 1185. Los Heike fueron superados en número y táctica. La Dama Nii, abuela del emperador, decidió que ni ella ni Antoku tenían que caer en manos del enemigo. La *Historia de los Heike* cuenta lo que sucedió después:

El emperador había cumplido aquel año los siete de edad, pero parecía mucho mayor. Era tan hermoso que parecía emitir un resplandor brillante y su pelo negro y largo le colgaba suelto sobre la espalda. Con una mirada de sorpresa y de ansiedad en su rostro preguntó a la Dama Nii:

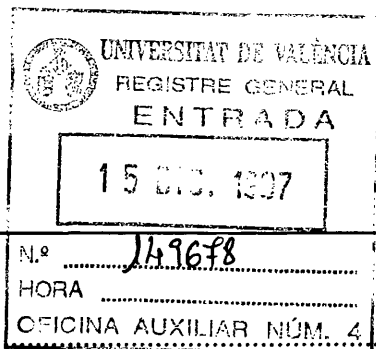
- ¿Donde vas a llevarme?

Ella miró al joven soberano mientras las lágrimas rondaban por sus mejillas y... lo consoló, atando su largo pelo en su vestido de color de paloma. Cegado por las lágrimas el niño soberano juntó sus bellas manitas. Se puso primero cara al Este para despedirse del dios de Ise y luego de cara al Oeste para repetir el Nembutsu. La Dama Nii lo agarró fuertemente en sus brazos y mientras decía "en las profundidades del océano está nuestro capitolio", se hundió finalmente con él debajo de las olas.

Toda la flota Heike quedó destruida, y el clan desapareció casi totalmente de la historia. Durante siglos la gente imaginó que podía distinguir ejércitos fantasmales de samurais esforzándose vanamente en achicar el mar para lavarlos de sangre y eliminar su humillación. Aún hoy día los pescadores dicen que los samurais Heike se pasean todavía por los fondos del mar Interior, en forma de cangrejos. Se pueden encontrar en este mar cangrejos con curiosas señales en sus dorsos, formas e indentaciones que se parecen asombrosamente al rostro de un samurai

Este proceso plantea un hermoso problema. ¿Cómo se consigue que el rostro de un guerrero quede grabado en el caparazón de un cangrejo?

Una voz en la fuga cósmica. (Cosmos) Carl Sagan, 1983.



ÍNDICE

1.- INTRODUCCIÓN.....	1
1.1.- Origen de la tesis.....	2
1.2. - Estado del arte.....	4
1.2.1. - El tenis.....	4
1.2.1.1. - Los orígenes del tenis.....	4
1.2.1.2. - El tenis en la sociedad española actual.....	7
1.2.1.3. - Características del juego.....	10
1.2.2. - El estudio biomecánico del calzado técnico deportivo.....	13
1.2.2.1.- Orígenes.....	13
1.2.2.2.- Influencia del calzado técnico deportivo en los movimientos y cargas mecánicas actuales durante la práctica deportiva.....	14
1.2.2.3.- Técnicas instrumentales utilizadas en el estudio del calzado técnico deportivo.....	24
1.2.3. - El estudio biomecánico del calzado técnico de tenis.....	49
1.2.3.1.- Estudios epidemiológicos.....	49
1.2.3.2.- Estudios de confort.....	55
1.2.3.3.- Estudios sobre el control de movimientos, las sollicitaciones mecánicas y el rendimiento.....	58
1.2.4. - Anatomía del calzado técnico de tenis.....	68
1.2.4.1. - La horma.....	69
1.2.4.2. - El material de corte.....	71
1.2.4.3. - La entresuela.....	74
1.2.4.4. - La suela.....	75
1.2.5. - Comentario final.....	76
1.3.- Objetivos de la tesis.....	78
1.4.- Plan de trabajo.....	80

2.- REVISIÓN

BIBLIOGRÁFICA.....	83
2.1.- Perfil de la búsqueda.....	84
2.2. - Bases documentales y procedimiento de recuperación de la información.....	85
2.3.- Ordenación y explotación de los trabajos.....	87
3.- MATERIAL Y MÉTODOS.....	90
3.1.- Estudios horizontales.....	91
3.1.1. - Estudio epidemiológico, de criterios de compra y preferencias del calzado.....	92
3.1.1.1.- Aspectos analizados (variables buscadas).....	93
3.1.1.2.- Instrumento de medida utilizado.....	94
3.1.1.3.- Diseño de experiencias.....	95
3.1.1.4.- Técnicas de tratamiento de datos.....	98
3.1.2.- Estudio horizontal de confort.....	100
3.1.2.1.- Aspectos analizados.....	101
3.1.2.2.- Instrumento de medida utilizado.....	102
3.1.2.3.- Diseño de experiencias.....	106
3.1.2.4.- Técnicas de tratamiento de datos.....	107
3.2.- Estudios biomecánicos.....	109
3.2.1.- Estudio de confort.....	111
3.2.1.1.- Aspectos analizados.....	111
3.2.1.2.- Instrumentos de medida utilizados.....	112
3.2.1.3.- Diseño de experiencias.....	112
3.2.1.4.- Técnicas de tratamiento de datos.....	113
3.2.2.- Estudio de características mecánicas.....	114
3.2.2.1.- Aspectos analizados.....	114
3.2.2.2.- Instrumentos de medida utilizados.....	115

3.2.2.3.- Diseño de experiencias.....	119
3.2.2.4.- Técnicas de tratamiento de datos.....	121
3.2.3.- Estudio del salto.....	122
3.2.3.1.- Aspectos analizados.....	123
3.2.3.2.- Modelo utilizado.....	124
3.2.3.3.- Instrumentos de medida utilizados.....	126
3.2.3.4.- Diseño de experiencias.....	130
3.2.3.5.- Técnicas de tratamiento de datos.....	132
3.2.4.- Estudio de la parada lateral.....	133
3.2.4.1.- Aspectos analizados.....	134
3.2.4.2.- Modelo cinemático utilizado.....	134
3.2.4.3.- Instrumentos de medida utilizados.....	141
3.2.4.4.- Diseño de experiencias.....	144
3.2.4.5.- Técnicas de tratamiento de datos.....	146
3.2.5.- Estudio del giro.....	147
3.2.5.1.- Aspectos analizados.....	148
3.2.5.2.- Modelo cinemático utilizado.....	149
3.2.5.3.- Instrumentos de medida utilizados.....	149
3.2.5.4.- Diseño de experiencias.....	150
3.2.5.5.- Técnicas de tratamiento de datos.....	151
3.2.6.- Estudio del rendimiento en carrera con obstáculos.....	153
3.2.6.1.- Aspectos analizados.....	153
3.2.6.2.- Instrumentos de medida utilizados.....	154
3.2.6.3.- Diseño de experiencias.....	155
3.2.6.4.- Técnicas de tratamiento de datos.....	157

3.2.7.- Análisis conjunto de resultados biomecánicos.....	158
3.2.7.1.- Análisis conjunto de la amortiguación.....	159
3.2.7.2.- Análisis conjunto de la fricción.....	160
3.2.7.3.- Análisis conjunto del rendimiento.....	161
4.- RESULTADOS.....	163
4.1.- Resultados de los estudios horizontales.....	164
4.1.1. - Resultados epidemiológicos, de preferencias y de criterios de compra.....	164
4.1.2.- Resultados de confort.....	184
4.2.- Resultados biomecánicos.....	208
4.2.1.- Resultados del estudio de confort.....	208
4.2.2.- Resultados de las características mecánicas.....	211
4.2.3.- Resultados del estudio del salto.....	222
4.2.4.- Resultados del estudio de la parada lateral.....	232
4.2.5.- Resultados del estudio del giro.....	249
4.2.6. - Resultados del estudio de rendimiento en carrera con obstáculos.....	265
4.2.7.- Resultados del análisis conjunto.....	268
5.- DISCUSIÓN.....	272
5.1.- Análisis de los resultados de los estudios horizontales.....	273
5.1.1.- Aspectos relacionados con las características de los tenistas, del pavimento y del calzado utilizado, y de las preferencias y los criterios de compra.....	273
5.1.2.- Aspectos epidemiológicos.....	277
5.1.3.- Aspectos relacionados con el confort del calzado.....	280

5.2.- Análisis de los resultados de los estudios biomecánicos.....	284
5.2.1.- Análisis del confort.....	284
5.2.2.- Análisis de la caracterización mecánica.....	284
5.2.3.- Análisis del salto.....	288
5.2.4.- Análisis de la parada lateral con cambio de sentido.....	289
2.5.5.- Análisis del giro.....	292
5.2.6.- Análisis del rendimiento motor.....	293
6.- CONCLUSIONES.....	295
6.1.- Conclusiones metodológicas.....	297
6.2.- Conclusiones asociadas a los resultados.....	298
6.1.- Acerca de las futuras líneas de investigación.....	300
7.- BIBLIOGRAFIA.....	301
7.1.- Bibliografía citada.....	302
7.2.- Bibliografía consultada.....	314
8.- ANEXOS.....	329
8.1.- Hojas de entrevista del estudio epidemiológico.....	330
8.2.- Hojas de entrevista del estudio de confort.....	334
8.3.- Manifiesto de consentimiento.....	343
8.4.- Muestra de calzados seleccionada.....	344
8.5.- Cálculo de la tangente de pérdidas y rigidez.....	345
8.6.- Modelo cinemático del miembro inferior-pelvis.....	346

ÍNDICE DE FIGURAS

- Figura 1: El general retirado del ejercito de su magestad la reina Victoria I, Clopton Wingfield, quien patentó el tenis moderno en 1873.
- Figura 2: Gráfica de la evolución temporal de la velocidad de los distintos segmentos participantes en un golpeo de derecha (Blomfield y cols., 1994).
- Figura 3: Esquema de los huesos del pie. El movimiento de torsión del pie es posible gracias a la existencia de dos unidades funcionales (Nigg, 1994).
- Figura 4: Movimiento de rotación del antepié con respecto del retropié (Nigg, 1994).
- Figura 5: Ejes de las articulaciones subastragalina y del tobillo.
- Figura 6: Esquema de dos barreras de fotocélulas conectadas a un cronómetro para el registro de tiempos (Modificado de Vera y Hoyos, 1993).
- Figura 7: Esquema de una plataforma de contactos conectada a un cronómetro (Brizuela y Llana, 1997).
- Figura 8: Esquema de un sistema de electrogoniometría: el sujeto se encuentra instrumentado con tres electrogoniómetros uniaxiales en cada miembro inferior y porta una mochila con el equipo electrónico que transmite las señales teleméricamente. El ordenador registra la señal recibida mediante un conversor analógico-digital (A/D) (modificado de Vera y Hoyos, 1993).
- Figura 9: Esquema del instrumental necesario para realizar un estudio de acelerometría con dos acelerómetros, uno en la tibia y otro en la cabeza, y adquisición de la señal por telemetría (modificado de Vera y Hoyos, 1993).
- Figura 10: Esquema del instrumental necesario para realizar un estudio cinemático mediante técnicas de cinematografía-3D (Vera y Hoyos, 1993).
- Figura 11: Esquema del instrumental necesario para realizar un estudio cinemático mediante técnicas de fotogrametría-vídeo-3D (Modificado de Vera y Hoyos, 1993).
- Figura 12: Esquema del instrumental necesario para realizar un estudio cinético mediante plataformas dinamométricas DINASCAN-IBV (Vera y Hoyos, 1993).

Figura 13: Esquema del instrumental necesario para analizar las presiones plantares mediante una plantilla instrumentada BIOFOOT-IBV (Vera y Hoyos, 1993).

Figura 14: Metodología usada para el análisis de las señales de EMG (Winter, 1979).

Figura 15: Esquema de la metodología de análisis de materiales basada en la simulación de los impactos generados en la práctica deportiva (García y cols., 1994).

Figura 16: Esquema de ensayos para medir las fuerzas de fricción suela-pavimento (Adaptado de Francis y Zozula, 1990).

Figura 17: Ley de Coulomb para los deslizamientos longitudinales.

Figura 18: Esquema del instrumental necesario para registrar el par torsor requerido para flexionar el calzado a una determinada angulación (Modificado de Cavanagh, 1979).

Figura 19: Esquema del ensayo de transpiración del material de corte del calzado (Adaptado de Cavanagh y cols., 1980).

Figura 20: Dibujo del cuerpo humano dividido en zonas para el análisis epidemiológico y de confort por partes del cuerpo.

Figura 21: Fuerzas de reacción al realizar una parada lateral sobre un pavimento sintético de $\mu = 1$ y un pavimento de tierra batida de $\mu = 0.5$ (Luethi y cols., 1986).

Figura 22: Máquina de ensayos que simula las características del miembro inferior durante desplazamientos laterales (Gheluwe y Deporte, 1992).

Figura 23: Elementos constructivos del calzado para tenis según su concepción actual (Ramiro y cols., 1995).

Figura 24: Esquema de una horma recta y con siete grados de curvatura (Ramiro y cols., 1989).

Figura: 25: Elevación de la puntera y trasera que debe proporcionar la horma (Ramiro y cols., 1989).

Figura 26: Contrafuertes “en herradura” (arriba) y “en pilón” (abajo), también se aprecia la escotadura en la zona del tendón de Aquiles (Modificado de Ramiro y cols., 1989).

Figura 27: Vista anterior del piso del calzado (sin plantilla) tras fijar el material de corte.

Arriba a la izquierda hormado convencional, arriba a la derecha hormado completo y abajo hormado mixto (Ramiro y cols., 1989).

Figura 28: (a) Ángulo de quiebre y (b) biselado posterior del calzado (Ramiro y cols., 1995).

Figura 29: Organigrama resumen del plan de trabajo.

Figura 30: Disminución de las cargas impactantes durante la carrera debido al efecto del calzado (modificado de Ramiro y cols., 1995).

Figura 31: Modelo de McMahon (1979).

Figura 32: Modelo de Vaughan (1992).

Figura 33: Modelo de digitalización.

Figura 34: Desplazamiento lateral con parada y cambio de sentido utilizado en el estudio.

Figura 35: Giro de 45° utilizado en el estudio.

Figura 36: Circuito empleado para el ensayo de rendimiento motor.

Figura 37: Histograma de distribución de frecuencias para la variable edad.

Figura 38: Zonas de desgaste de la suela del calzado.

Figura 39: Tipos de deformación del calzado.

Figura 40. Frecuencia e importancia de los errores de diseño percibidos subjetivamente que resultaron tener una influencia significativa sobre el confort general.

Figura 41. Gráfica temporal de las aceleraciones medidas en tibia.

Figura 42. Gráfica temporal de las aceleraciones en cabeza.

Figura 43. Gráfica temporal de la componente vertical de las fuerzas de reacción.

Figura 44. Gráfica temporal de la variable de flexo-extensión de la cadera.

Figura 45. Gráfica temporal para la variable de flexión de la rodilla.

Figura 46. Gráfica temporal para la flexo-extensión del tobillo.

Figura 47. Gráfica temporal de la prono-supinación de la articulación subastragalina.

Figura 48. Gráfica temporal de la componente vertical de la fuerza de reacción.

Figura 49. Gráfica temporal de la componente mediolateral de las fuerzas de reacción.

Figura 50. Gráfica temporal de la flexión de la cadera.

Figura 51: Gráfica temporal de la flexión de rodilla.

Figura 52: Gráfica temporal de la rotación de rodilla.

Figura 53. Gráfica temporal de la flexión de tobillo.

Figura 54. Gráfica temporal para la supinación de la subastragalina.

Figura 55. Gráfica temporal de la componente vertical de las fuerzas de reacción.

Figura 56. Gráfica temporal de la componente mediolateral de las fuerzas de reacción.

Figura 57. Gráfica de la componente anteroposterior de las fuerzas de reacción.

Figura 58. Gráfica temporal de los momentos de fuerza.

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Los siete torneos internacionales más importantes celebrados anualmente (el torneo olímpico se celebra cada cuatro años, desde las Olimpiadas de Seúl en 1988), fecha en que se iniciaron y el tipo de pavimento sobre el que se disputan.

Tabla 2: Interés por el deporte mostrado por los españoles durante el período 1975-1990 (García Ferrando, 1991).

Tabla 3: Evolución de la práctica deportiva en el estado español durante el período 1975-1990 (García Ferrando, 1991).

Tabla 4: Ordenación de los deportes según el número total de practicantes (García Ferrando, 1991).

Tabla 5: Porcentaje de lesiones localizadas en los miembros superior e inferior y raquis.

Tabla 6: Frecuencia de los tipos de desplazamiento en tenis para una muestra de jugadores de nivel avanzado y de nivel aficionado, sobre una superficie sintética (Nigg y cols., 1989).

Tabla 7: Frecuencia en el sentido de los desplazamientos para una muestra de jugadores de nivel avanzado y aficionado, sobre una superficie sintética (Nigg y cols., 1989).

Tabla 8: Frecuencia del contacto inicial del calzado con el pavimento en diferentes zonas del calzado, para una muestra de jugadores de nivel avanzado y aficionado, sobre una superficie sintética (Nigg y cols., 1989).

Tabla 9: Resumen de los criterios más importantes en el diseño de calzado para tenis desde una perspectiva biomecánica (Nigg y cols., 1989).

Tabla 10: Disminución del rendimiento motor ocasionado al rigidizar el calzado a nivel del tobillo. El resultado se presenta en porcentaje sobre el tiempo empleado con el calzado sin rigidizar. ^a Según Bauer (1970), ^b según Robinson y cols., (1986), ^c según Brizuela (1996).

Tabla 11: Clasificación y número de referencias de los trabajos del estudio epidemiológico.

Tabla 12: Clasificación y número de referencias de los trabajos del estudio de confort.

Tabla 13: Clasificación y número de referencias de los trabajos del estudio biomecánico.

Tabla 14: Error calculado para diferentes tamaños de la muestra.

- Tabla 15: Gama, marca y modelo de la muestra de calzados seleccionada.
- Tabla 16: Condiciones de los ensayos de amortiguación.
- Tabla 17: Escala likert utilizada para obtener la variable subjetiva de rendimiento.
- Tabla 18: Nivel deportivo de la muestra analizada.
- Tabla 20. Estadísticos descriptivos del índice de masa corporal (BMI) de la muestra analizada.
- Tabla 21. Estadísticos descriptivos de la talla de la muestra analizada.
- Tabla 22. Tipo de pie de la muestra analizada.
- Tabla 23. Estadísticos descriptivos de los años de práctica de la muestra analizada.
- Tabla 24. Estadísticos descriptivos de las horas semanales de práctica dedicadas al entrenamiento, competición y totales de la muestra analizada.
- Tabla 25. Estadísticos descriptivos de las horas de práctica en las diferentes superficies de juego de la muestra analizada. (*) Datos de un jugador en cada caso.
- Tabla 26. Preferencias respecto a la amortiguación.
- Tabla 27. Preferencias respecto al bote de pelota según el género y totales.
- Tabla 28. Preferencias respecto a la fricción según el género, el nivel deportivo y los totales.
- Tabla 29. Importancia de la pista a la hora de comprar el calzado según el nivel deportivo y totales.
- Tabla 30. Altura de la caña según el nivel deportivo y totales.
- Tabla 31. Importancia de las diferentes características del calzado.
- Tabla 32. Importancia del peso del calzado según el género, el nivel deportivo y totales.
- Tabla 32. Importancia de la innovación tecnológica según el nivel deportivo y totales.
- Tabla 33. Criterios utilizados a la hora de comprar el calzado según el género y totales.
- Tabla 34. Relación entre las horas de práctica semanales y el número de pares de calzado gastados por año.
- Tabla 35. Porcentajes de desgaste de las distintas zonas de la suela del calzado.
- Tabla 36. Porcentajes de tenistas que desgastan la zona C (zona de las cabezas de los metatarsianos centrales) según el tipo de pie.
- Tabla 37. Porcentajes de tenistas que deforman la delantera del calzado.
- Tabla 38. Porcentajes de tenistas que deforman la trasera del calzado.

Tabla 39. Porcentajes de tenistas que deforman hacia fuera la delantera del calzado según el nivel deportivo.

Tabla 40. Porcentaje de tenistas que deforman hacia dentro la delantera según el tipo de pie.

Tabla 41. Porcentajes de tenistas que deforman la trasera según el género.

Tabla 42. Incidencia acumulada de lesiones durante la vida deportiva y durante el último año de práctica de la muestra analizada.

Tabla 43. Tasa de incidencia y horas necesarias para que sobrevenga una lesión, para el último año de práctica.

Tabla 44. Porcentajes de tenistas lesionados en el tobillo según el género y el tipo de pie.

Tabla 45. Porcentajes de tenistas lesionados en la muñeca según el nivel deportivo y el tipo de pista de juego.

Tabla 46. Porcentajes de tenistas lesionados en el codo según las horas de práctica, años de práctica y tipo de pista de juego.

Tabla 47. Porcentajes de tenistas lesionados en el hombro según el BMI y el tipo de pista de juego.

Tabla 48. Porcentajes de tenistas lesionados en el talón según las horas de práctica semanales.

Tabla 49. Porcentajes de tenistas lesionados en la columna lumbar según el tipo de pavimento.

Tabla 50. Valores medios para los años de práctica, edad y horas de práctica semanales para los tenistas lesionados y los no lesionados.

Tabla 51. Estadísticos descriptivos de la variable “edad” de la muestra analizada.

Tabla 52. Estadísticos descriptivos del índice de masa corporal (BMI) en función del género

y totales de la muestra analizada.

Tabla 53. Estadísticos descriptivos de la estatura en función del género y totales de la muestra analizada.

Tabla 54. Estadísticos descriptivos de las horas de práctica semanales y el tiempo de práctica con anterioridad a la entrevista.

Tabla 55. Estadísticos descriptivos de la talla de los calzados en función del género y totales.

Tabla 56. Estadísticos descriptivos de la dureza de la suela, entresuela y plantilla.

Tabla 57. Estadísticos descriptivos de la flexibilidad transversal de los calzados utilizados.

Tabla 58. Estadísticos descriptivos de la flexibilidad longitudinal de los calzados analizados.

Tabla 59. Estadísticos descriptivos del peso de los calzados analizados.

Tabla 60. Estadísticos descriptivos para el deslizamiento de los calzados analizados.

Tabla 61. Valoración de la comodidad general del calzado de la muestra analizada.

Tabla 62. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias en zonas anatómicas que mostraron una influencia significativa sobre el confort general.

Tabla 63. Frecuencia, importancia y nivel de significación de los errores de diseño percibidos subjetivamente que mostraron una influencia significativa sobre el confort general

Tabla 64. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que el calzado agarra demasiado.

Tabla 65. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la altura de la entresuela de la delantera es demasiado baja.

Tabla 66. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe demasiada altura de la entresuela de la trasera.

Tabla 67. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la entresuela es demasiado blanda.

Tabla 68. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la entresuela es demasiado dura.

Tabla 69. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la puntera es demasiado blanda.

Tabla 70. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la puntera es demasiado dura.

Tabla 71. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la trasera es demasiado rígida.

Tabla 72. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe demasiada altura del material de corte de la trasera.

Tabla 73. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la altura del material de corte de la trasera es demasiado bajo.

Tabla 74. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la puntera es demasiado estrecha.

Tabla 75. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que el calzado es poco flexible.

Tabla 76. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que el soporte del arco longitudinal interno del pie está demasiado adelantado.

Tabla 77. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que el soporte del arco longitudinal interno del pie está demasiado atrasado.

Tabla 78. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que el soporte del arco longitudinal interno del pie es demasiado alto.

Tabla 79. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que el soporte del arco longitudinal interno del pie es demasiado bajo.

Tabla 80. Disminución de molestias cuando el calzado presenta contrafuertes en la trasera del calzado.

Tabla 81. Molestias como consecuencia de que el material de corte sea sintético.

Tabla 82. Variables de carácter objetivo y subjetivo con las que se emplearon técnicas de regresión logística y de análisis de la varianza (ANOVA) en busca de dependencias entre los errores de diseño percibidos subjetivamente y las características mecánicas del calzado medidas objetivamente con las máquinas portátiles.

Tabla 83. Orden de comodidad de los diez modelos analizados.

Tabla 84. Dureza de la suela, entresuela y plantilla de la muestra de calzados analizada.

Tabla 85. Flexibilidad transversal y longitudinal de la muestra de calzados analizada.

Tabla 86. Peso de la muestra de calzados analizada.

Tabla 86. Deslizamiento de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 87. Rigidez de la delantera de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 88. Rigidez de la trasera de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 89. Tangente de pérdidas de la delantera de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 90. Tangente de pérdidas de la trasera de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 91. Coeficiente de fricción cinético a 0.5 m/s de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 92. Coeficiente de fricción cinético a 0.25 m/s de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 93. Coeficiente de fricción cinético a 300°/s de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 94. Coeficiente de fricción cinético a 150°/s de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 95. Valores medios para el primer máximo de aceleración en tibia.

Tabla 96. Valores medios para los dos máximos de aceleración en cabeza y espacio de tiempo entre ambos.

Tabla 97. Valores medios del primer máximo del componente vertical de las fuerzas de reacción para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 98. Tiempo entre los dos máximos del componente vertical de las fuerzas de reacción para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 99. Valores medios para los coeficientes de transmisión de las fuerzas de impacto a tibia.

Tabla 100. Valores medios para los coeficientes de transmisión de las fuerzas de impacto a cabeza.

Tabla 101. Valores para el coeficiente de transmisión de aceleración de tibia a cabeza como consecuencia del impacto entre el talón y el suelo, y grupos formados.

Tabla 102. Valor de la flexión inicial de la cadera para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 103. Valor de la flexión máxima de la rodilla para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 104. Valor de la extensión inicial del tobillo para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 105. Valor del primer máximo de flexión del tobillo para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 106. Valor del segundo máximo de flexión del tobillo para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 107. Valor inicial de la supinación en la articulación subastragalina.

Tabla 108. Primer máximo de supinación de la articulación subastragalina.

Tabla 109. Segundo máximo de supinación de la articulación subastragalina.

Tabla 110. Valores medios para el primer máximo e impulsos mecánicos total, de aterrizaje y de salida para las fuerzas verticales.

Tabla 111. Valores del segundo máximo de las fuerzas verticales para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 112. Espacio de tiempo entre los dos máximos de las fuerzas verticales.

Tabla 113. Valores medios del primer máximo e impulsos mecánicos total, de aterrizaje y de salida.

Tabla 114. Valores del segundo máximo de las fuerzas mediolaterales para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 115. Espacio de tiempo entre los dos máximos de las fuerzas mediolaterales.

Tabla 116. Correlaciones entre variables cinéticas y cinemáticas calzado-dependientes.

Tabla 117. Valores medios para los valores inicial y máximo de flexión de cadera.

Tabla 118. Valores medios de flexión inicial de la rodilla para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 119. Valores medios para la rotación interna inicial de la rodilla para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 120. Valores medios para la flexión inicial y máxima de tobillo.

Tabla 121. Valores medios de supinación inicial para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 122. Valores medios para el primer máximo de supinación para la muestra de calzados analizada

Tabla 123. Valores medios para la componente vertical de la fuerza de reacción de la muestra de 3 calzados analizada y grupos formados.

Tabla 124. Valores medios para la componente mediolateral de las fuerzas de reacción de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 125. Valores medios de la componente anteroposterior de la fuerza de reacción de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 126. Valores medios del mínimo momento de fuerza para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Tabla 127. Tabla de correlaciones entre las variables cinéticas y cinemáticas calzado-dependientes.

Tabla 128. Tiempos para cada uno de los calzados de la muestra analizada y grupos formados.

Tabla 129. Puntuaciones otorgadas a cada uno de los calzados de la muestra analizada.

Tabla 130. Puntos anatómicos y parámetros antropométricos necesarios en el modelo de Vaughan y cols. (1992).



ÍNDICE DE FOTOS.

Foto 1: Cumplimentación de las encuestas de los estudios horizontales de epidemiología y de confort.

Foto 2: Durímetro Härteprüfer, DIN 53505, ISO 868, de escala "Shore".

Foto 3: Máquina de flexibilidad transversal portátil.

Foto 4: Máquina de flexibilidad longitudinal (torsión) portátil.

Foto 5: Báscula con precisión de 1gr.

Foto 6: Aparato de medida del deslizamiento del Instituto de Ensayos de Materiales de Berlín (BAM), DIN 18032 segunda parte.

Foto 7: Los 10 modelos de calzado seleccionados.

Foto 8: Máquina universal hidráulica de ensayos INSTRON 8501.

Foto 9: Máquina de fricción longitudinal-IBV de monitorización neumática.

Foto 10: Máquina de fricción rotacional-IBV de monitorización neumática.

Foto 11: Saltómetro.

Foto 12: Instante en que el tenista apoya sobre la plataforma dinamométrica.

Foto 13: Instante de uno de los giros realizados.

1.- INTRODUCCIÓN

1.1.- Origen de la tesis.....	2
1.2. - Estado del arte.....	4
1.2.1. - El tenis.....	4
1.2.1.1. - Los orígenes del tenis.....	4
1.2.1.2. - El tenis en la sociedad española actual.....	7
1.2.1.3. - Características del juego.....	10
1.2.2. - El estudio biomecánico del calzado técnico deportivo.....	13
1.2.2.1. - Orígenes.....	13
1.2.2.2. - Influencia del calzado técnico deportivo en los movimientos y cargas mecánicas actuales durante la práctica deportiva.....	14
1.2.2.3. - Técnicas instrumentales utilizadas en el estudio del calzado técnico deportivo.....	24
1.2.3. - El estudio biomecánico del calzado técnico de tenis.....	49
1.2.3.1. - Estudios epidemiológicos.....	49
1.2.3.2. - Estudios de confort.....	55
1.2.3.3. - Estudios sobre el control de movimientos, las sollicitaciones mecánicas y el rendimiento.....	58
1.2.4. - Anatomía del calzado técnico de tenis.....	68
1.2.4.1. - La horma.....	69
1.2.4.2. - El material de corte.....	71
1.2.4.3. - La entresuela.....	74
1.2.4.4. - La suela.....	75
1.2.5. - Comentario final.....	76
1.3.- Objetivos de la tesis.....	78
1.4.- Plan de trabajo.....	80

1.1.- ORIGEN DE LA TESIS

Mis inicios en el mundo del deporte datan del año 1981, año en que entré en la escuela de atletismo del Valencia Club de Fútbol. Durante más de una década entrené duramente con la ilusión de conseguir grandes marcas en las distintas pruebas del mediofondo. Sin embargo, y a pesar de las largas y duras sesiones de entrenamiento mi rendimiento nunca fue el deseado. ¿Por qué? ¿cómo era posible que entrenando tanto o más que mis compañeros mi rendimiento siempre fuera inferior al suyo? ¿cuáles eran las claves de la excelencia deportiva?

En mi afán por conocer los factores que determinan el rendimiento deportivo, empecé a leer todo lo que caía en mis manos y que estaba relacionado con el tema. En un principio mis preferencias se centraron en el ámbito de la fisiología y de la nutrición (recuerdo haber leído una y otra vez, allá por el año 1984, un libro que llevaba el sugerente título de “Come para vencer” del Doctor Robert Haas que me indujo a seguir estrictas dietas). Tal vez por ello, tras acabar mis estudios de bachillerato, me matriculé en la Facultad de Ciencias Biológicas de Valencia; sin embargo, la nula orientación deportiva de dichos estudios me hicieron cambiar de carrera. Así, en el verano de 1989 preparé las pruebas de acceso al Instituto Valenciano de Educación Física (IVEF) y, tras superarlas, me matriculé en dicho centro.

Sin embargo, mis primeros contactos con la biomecánica deportiva no se dieron en el IVEF, sino a 500 km de distancia de este centro, concretamente en el INEF de Madrid, sede de los cursos organizados por la Real Federación Española de Atletismo (RFEA) para alcanzar el título de “Entrenador Nacional”. En dichos cursos, celebrados los veranos de 1991, 1992 y 1993, y de la mano de Eusebio Esparza empecé a conocer que era “eso” de la biomecánica deportiva. Parafraseando a T.H.Huxley al defender los trabajos de Darwin y Wallace, las enseñanzas de Eusebio fueron como “un rayo de luz, que a un hombre que *busca los factores que determinan el rendimiento deportivo* revela de repente que tanto si le lleva directamente como si no es indudable que va en su

dirección...” (la letra en cursiva pertenece al autor, el texto original dice “se ha perdido en una noche oscura”) (Sagan, 1983).

En el curso académico 1991-1992 cursé la asignatura “Biomecánica del movimiento humano” impartida por el entonces profesor del IVEF D. Enrique Navarro, y conocí la existencia del Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV). Sin embargo, fue la doctora Ana Cruz García quien me inició en el ámbito de la investigación biomecánica, al seleccionarme entre los candidatos a becarios de colaboración del IBV, junto con el ahora doctor y buen amigo Gabriel Brizuela, en el año 1993. De esta manera pasé a formar parte del Grupo de Biomecánica Deportiva de dicho centro, empezando a trabajar en la línea de investigación sobre calzado para carrera urbana, que finalmente se materializaría en la tesis de mi entrañable amigo el Doctor Roberto Ferrandis.

A finales de 1994 conseguí una beca de colaboración a tiempo completo en el IBV y, en esas mismas fechas, empezó un estudio del calzado técnico deportivo de tenis que el Dr. D. Pedro Vera, Director del IBV, me propuso como proyecto para mi Tesis Doctoral. Dicho proyecto, enmarcado dentro del Plan Tecnológico de la Comunidad Valenciana, fue posible gracias a la financiación de la empresa de calzados J’Hayber y al Instituto para la Mediana y Pequeña Industria Valenciana (IMPIVA).

1.2.- ESTADO DEL ARTE

1.2.1. EL TENIS

1.2.1.1. Los orígenes del tenis

Si bien griegos y romanos practicaban diversos juegos de pelota cuyas características recuerdan al tenis actual (Librairie Larousse, 1984), los orígenes del tenis moderno hay que buscarlos en la Francia e Inglaterra de los siglos XIII a XVIII. Uno de los divertimentos más populares de la época era el juego de pelota (jeu de paume), cuya variedad “courte paume”, practicada casi exclusivamente por la nobleza, es considerada como el embrión del tenis moderno.

A finales del siglo XVIII, y como consecuencia de la revolución francesa (1789-1799), el juego de pelota sufre un decaimiento notable en este país que no se recuperará hasta finales del siglo XIX. No ocurre lo mismo en Inglaterra donde, durante el reinado de la reina Victoria I (1837-1901), se consolida y extiende la práctica del tenis tal como lo conocemos en la actualidad. Fue en diciembre de 1873 cuando un militar inglés retirado, el mayor Clopton Wingfield (figura 1), patentó un juego al que denominó “sphairistikè” (nombre genérico con el que los antiguos griegos denominaban a los juegos de pelota) junto con los elementos necesarios para practicarlo (el lote se vendía por el módico precio de cinco guineas). No obstante, el término sphairistikè no llegó a implantarse y en su lugar se utilizó el de “tennis” derivado del vocablo francés “tenez” que significa “tenga usted”, y que era la palabra utilizada por los participantes para asegurarse de que el contrario estaba preparado al poner la pelota en juego (Crespo y cols., 1993).

Hacia 1875 se le empezó a conocer con el nombre de “lawn tennis” debido a que se jugaba sobre superficie de hierba natural y, en 1877, ante la necesidad de recaudar fondos con el objeto de reparar un rodillo-apisonadora, el All England Croquet and Lawn Tennis Club organizó un torneo en sus instalaciones de Wimbledon (Crespo y

cols., 1993) ¡había nacido el tenis moderno! Dicho torneo se viene celebrando desde entonces con una periodicidad anual (con excepción de los años en que acontecieron las dos guerras mundiales) en las mismas instalaciones y sobre superficie de hierba natural.



Figura 1. El general retirado del ejercito de su majestad la reina Victoria I, Clopton Wingfield, quien bajo el nombre “sphairistikè”, patentó el tenis moderno en 1873.

Este nuevo deporte se extendió rápidamente por Europa y las colonias inglesas y, probablemente debido al alto costo de mantenimiento del césped natural, especialmente en aquellas latitudes de escasa pluviometría, se empezó a practicar el tenis sobre otros tipos de pavimentos de juego, tales como la tierra batida, el hormigón, el asfalto, la madera y diversos tipos de moquetas (a estos tipos de pavimentos hay que añadirles otros de más reciente incorporación como la hierba artificial y diversos tipos de moquetas, parrillas y materiales sintéticos), de esta manera la denominación de lawn tennis fue cambiada por la más general de “tennis” (tenis en castellano).

Como dato curioso en el desarrollo histórico común del tenis y de la biomecánica, cabe destacar el hecho de que las instalaciones donde se celebra el torneo anual más importante jugado sobre pavimento de tierra batida, los “Internacionales de Francia” (celebrados desde 1928 con las únicas excepciones de los años que duró la Segunda Guerra Mundial), ocupan el mismo espacio que medio siglo antes Etienne Jules Marey (1838-1904) realizó sus pioneros estudios sobre la biomecánica de la locomoción humana y animal en su “Estation Physiologique” ubicada en el Parque de

los Príncipes, es decir, en el mismo sitio donde en la actualidad se localizan las instalaciones de Roland Garros (Cavanagh, 1990; Nigg, 1995).

Además de los dos torneos mencionados (Wimbledon y Roland Garros), en la actualidad se disputan innumerables torneos nacionales e internacionales, cada uno de los cuales se desarrolla sobre el tipo de pavimento que los organizadores, por unas razones u otras, consideran más adecuado. La tabla 1 presenta los 7 torneos más importantes celebrados anualmente especificando el tipo de pavimento sobre el que se desarrolla el juego (Crespo y cols., 1993).

Torneo	Año de inicio	Tipo de pavimento
Internacionales de Gran Bretaña (Wimbledon)	1877	Hierba natural
Internacionales USA (Flushing Meadow)	1881	Cemento
Internacionales de Australia (Flinders Park)	1905	Sintético
Copa Davis (masculino)	1900	Variable
Internacionales de Francia (Roland Garros)	1928	Tierra Batida
Copa federaciones (femenino)	1963	Variable
Masters (masculino y femenino)	1970 y 1971	Variable

Tabla 1: Los siete torneos internacionales más importantes celebrados anualmente (el torneo olímpico se celebra cada cuatro años, desde las Olimpiadas de Seúl en 1988), fecha en que se iniciaron y el tipo de pavimento sobre el que se disputan (Crespo y cols., 1993).

En España el primer club de tenis se fundó en el año 1899, concretamente fue el Real Club de Tenis de Barcelona y, pocos años después, en 1902 se fundaron el San Sebastián Recreation Club y el Club Inglés de Madrid que, tras unos primeros años de consolidación, pronto empezó a codearse con el tenis continental. Fue en 1912 cuando se celebró la primera competición internacional en España, el Concurso Internacional del Club Inglés de Madrid (Crespo y cols., 1993); desde entonces y hasta la fecha se ha recorrido un largo camino no exento de problemas, pero también de grandes éxitos.

1.2.1.2.- El tenis en la sociedad española actual

Una característica propia de las sociedades del “mundo occidental” actuales, y la sociedad española no es una excepción, es el hecho de que la población está cada vez más urbanizada, vive y trabaja en ambientes altamente estresantes y los trabajos desempeñados son de carácter sedentario y/o altamente mecanizados. Durante su tiempo libre, esta población dispone de una gran oferta de actividades en que involucrarse y, dentro de esta oferta, la práctica de actividades físico-deportivas ocupa un lugar preponderante. Así y dentro de las actividades de tiempo libre de la España de fin de siglo, la práctica deportiva se sitúa en el sexto lugar (García Ferrando, 1991). Sin embargo, existe un dato que revela de manera más evidente la importancia de la práctica deportiva en la sociedad española actual; dentro de las actividades de tiempo libre “deseables”, la práctica deportiva se sitúa en el segundo lugar de preferencia de los españoles, tan sólo superada por “estar con la familia”. Este último dato presenta un aspecto de gran interés, puesto que al preguntar a la gente por las actividades de tiempo libre que les gustaría hacer si tan sólo dependieran de ellos el elegirlas, estamos aproximándonos a través de las respuestas obtenidas al conocimiento de las actividades de ocio que convendría promover socialmente, ya que tienen una demanda asegurada.

La tabla 2 presenta cuál ha sido la evolución del interés por el deporte en la sociedad española desde 1975 hasta 1990. Los resultados muestran un creciente interés por esta actividad, situándose el porcentaje de población que se considera “muy” y “bastante” interesados en el año 1990 en un 65% (García Ferrando, 1991).

Interés por el deporte	1975	1980	1985	1990
Mucho	18	15	20	23
Bastante	32	33	39	42
Poco	22	27	25	23
Nada	28	22	15	11
No contesta	-	2	1	1

Tabla 2. Interés hacia el deporte mostrado por los españoles durante el período 1975-1990 (García Ferrando, 1991).

Sin embargo, el porcentaje de gente que está involucrada en la práctica deportiva regular es bastante inferior al porcentaje de la población que está interesada o desearía practicarlo. Este hecho se pone claramente de manifiesto en la tabla 3, donde se aprecia que, aunque el porcentaje se ha incrementado notablemente desde el año 1975, para el período 1985-1990 se ha producido una estabilización que sitúa en un 35 % al porcentaje de españoles que practica regularmente actividades físico-deportivas. Esto supone que el número de españoles con edades comprendidas entre los 15 y los 60 años que practica deporte es de unos 7 millones y medio (el estudio no incluye el par de millones de escolares menores de 15 años que hacen deporte y reciben al menos dos veces por semana clases de educación física en sus centros escolares, ni a los cerca de seis millones de personas de edad avanzada, precisamente cuando se retiran de la vida ocupacionalmente activa).

Práctica deportiva	1975	1980	1985	1990
Un deporte	15	16	17	18
Varios deportes	7	9	17	17
Ningún deporte	78	63	53	36
Antes practicaba	-	10	13	26
No contesta	-	2	-	3

Tabla 3. Evolución de la práctica deportiva en el estado español durante el período 1975-1990 (García Ferrando, 1991).

Estos datos también revelan el carácter dinámico que ha adquirido la práctica deportiva en España, dado el porcentaje de población (26% en 1990) que manifiesta haber practicado y que pretende volver a practicar deporte cuando las circunstancias se lo permitan.

En la Comunidad Valenciana el porcentaje se sitúa ligeramente por debajo de la media nacional, concretamente un 31 % de la población manifiesta practicar deporte con regularidad, situándose en el puesto décimo primero de entre las diecisiete comunidades autónomas en cuanto a práctica deportiva de la población se refiere (García Ferrando, 1991).

Respecto a las actividades físico-deportivas en que se involucra la población que las practican regularmente, la tabla 4 muestra como la actividad practicada por más gente (en 1990) es la natación, si bien se trata de una actividad claramente estacional, mientras que el fútbol y el baloncesto, situados en segundo y tercer lugar, son deportes que mantienen una notable regularidad en su práctica durante todo el año.

Orden según nº de practicantes	Deporte	% en relación al total de practicantes
1	Natación	39
2	Fútbol	28
3	Baloncesto	23
4	Tenis	18
5	Ciclismo	15
6	Carrera a pie	15
7	Gimnasia de mantenimiento	14
8	Fútbol sala	13
9	Atletismo	9
10	Balonmano	6
11	Voleibol	6
12	Pelota	6
13	Gimnasia rítmica y danza	5
14	Tenis de mesa	5
15	Tiro y caza	5
16	Esquí	5
17	Artes marciales	4
18	Montañismo	4
19	Bolos, petanca	3
20	Vela	2
21	Rugby	2
22	Hockey	1
23	Piragüismo y remo	1
24	Otros	11

Tabla 4. Ordenación de los deportes según el número total de practicantes (García Ferrando, 1991).

En la tabla 4 se observa al tenis situado en uno de los primeros puestos, concretamente en cuarto lugar, con un porcentaje de población practicante del 18%, lo

que supone alrededor de 1.000.000 de practicantes anuales en el estado español y cerca de 100.000 practicantes anuales en la Comunidad Valenciana. Sin embargo y al igual que la natación, la práctica de este deporte es eminentemente estacional, por lo que el número de jugadores habituales de tenis en el estado español (definiendo como tales a aquéllos que juegan durante todo el año como mínimo una vez a la semana) disminuye a unos 700.000 de los cuales unos 110.000 poseen licencia federativa (Consejo Superior de Deportes, 1990). En la Comunidad Valenciana los jugadores habituales de tenis rondan los 60.000 de los cuales unos 9800 poseen licencia federativa (Federación Valenciana de Tenis, 1995).

Sin lugar a dudas, el hecho de que el tenis, tradicionalmente considerado como un deporte practicado por las clases acomodadas, se sitúe en una posición de privilegio en cuanto al porcentaje de población que lo practica, se debe a la proliferación de pistas cuyos pavimentos requieren un mínimo mantenimiento, como el asfalto, el hormigón y diversos tipos de moquetas, parrillas y sintéticos. De esta manera el tenis se ha convertido en un deporte popular al alcance de todos.

1.2.1.3.- Características del juego

A continuación se describe el reglamento y los patrones motores básicos del tenis con el objeto de que el lector no familiarizado disponga de un marco resumido de las características fundamentales del juego.

- **Reglamento básico (Crespo y cols., 1993):**

- El material de juego: la característica fundamental del juego del tenis es que, tratándose de un juego de pelota, únicamente se puede jugar ésta golpeándola con una raqueta. La pelota debe tener un diámetro de entre 6.35 cm y 6.65 cm y una masa de entre 56.70 gr y 58.45 gr, su color ha de contrastar con el de la pista. Respecto a la raqueta no existe normativa que especifique sus dimensiones, peso, material, etc, siendo los propios tenistas los que deciden en este sentido.

- El terreno de juego: rectangular con 23.77 m de largo y 8.23 m de ancho para individuales y 10.97 m de ancho para dobles y, en cuyo centro, se sitúa una red que delimita dos terrenos de juego. Dicha red mide 0.915 m de altura en el centro del campo y 1.026 m en su extremo, presenta una cinta de tela blanca de 5 cm en su parte superior. Cada vez que la pelota se pone en juego ha de botar en el “campo de servicio” cuyas dimensiones son 6.40 m de largo y 4.115 m de ancho.

- El sistema de puntuación: desde el siglo XIII con los inicios del “jeu de la paume” los puntos se contaban de 15 en 15 hasta contabilizar 60 que completaban un “juego” y, a su vez, 6 juegos completaban un “set” (sin embargo, desde el siglo XVI el sistema de puntuación empleado es 15, 30, 40 y juego, de manera que el 40 es una forma abreviada del 45, lo que resultaba muy útil en aquellas épocas en que se contaba en latín, pues 45 se dice “quadraginta quinque” que fue abreviado a “quadra”). Por consiguiente, el sistema de puntuación se rige por el sistema sexagesimal; de esta manera 60 representa un juego (la sexta parte de una circunferencia) y 6 juegos suman un set, es decir, 360 (una circunferencia completa).

- La obtención de puntos: los puntos se consiguen cuando el contrincante no devuelve la pelota o la devuelve de manera incorrecta, bien porque la lanza fuera del terreno de juego o porque la golpea con alguna superficie que no sea la raqueta, bien porque la devuelve cuando la pelota ha dado dos o más botes. En el saque se dispone de dos oportunidades, cometiéndose falta cuando la pelota no bota dentro del campo de servicio, cuando toca la red, o cuando el jugador que saca pisa dentro del terreno de juego.

- Patrones motores: durante un partido de tenis se realizan gestos técnicos de diferente intensidad y duración, con numerosos períodos de recuperación y durante un largo período de tiempo. Estos gestos técnicos, o patrones motores típicos del tenis, pueden clasificarse en dos grandes grupos, por un lado los golpes y por otro lado los desplazamientos.

- Los golpes: son movimientos amplios y rápidos, característicos de las cadenas cinéticas abiertas, en las que se produce un movimiento encadenado de los distintos segmentos corporales que participan en el gesto, de manera que el extremo que impacta (la raqueta) con la bola debe alcanzar la máxima velocidad en ese preciso instante (Figura 2).

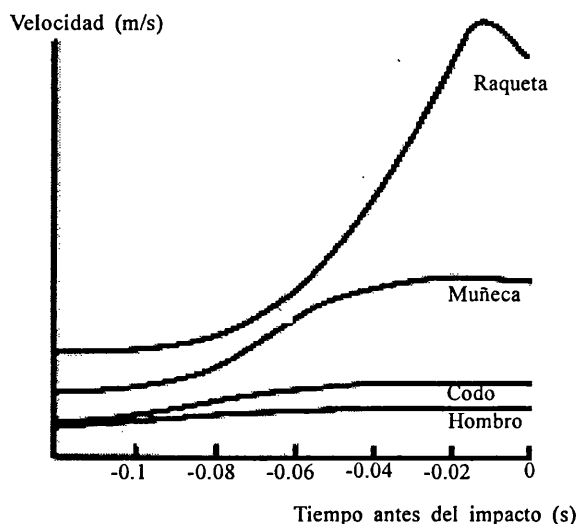


Figura 2. Gráfica de la evolución temporal de la velocidad de los distintos segmentos participantes en un golpeo de derecha (Bloomfield y cols., 1994).

Durante el desarrollo del juego, los golpes se realizan tanto por encima de la cabeza, especialmente en los saques y en los remates, como por debajo de ésta, especialmente cuando se juega desde el fondo de la pista. En la figura 2 se muestra la evolución temporal de la velocidad de los distintos segmentos participantes en un golpeo de derecha (golpeo realizado por debajo de la cabeza).

- Los desplazamientos: durante el desarrollo de un partido los tenistas han de desplazarse a lo largo y ancho del terreno de juego, por lo que se realizan continuas carreras hacia delante y hacia detrás, desplazamientos laterales, cambios de dirección y sentido, y numerosos saltos; sin embargo, el tipo de desplazamiento más frecuente es la marcha (Nigg y cols., 1989). Estos desplazamientos y su repercusión en el diseño del calzado técnico para tenis, serán analizados con más detalle en el apartado 1.2.3.3 del estado del arte.

1.2.2.- EL ESTUDIO BIOMECÁNICO DEL CALZADO TÉCNICO DEPORTIVO

1.2.2.1. Orígenes

La utilización de técnicas y metodologías propias de la biomecánica para el estudio del calzado técnico deportivo se inició hacia 1972 en Zurich (Prats y cols., 1992); sin embargo, el afán de mejora de este producto ha estado presente desde que el hombre utiliza este tipo de calzado. Así, con la aparición de los Juegos Olímpicos de la Antigua Grecia, se popularizó el uso de diversos tipos de sandalias para correr (de hecho era el único tipo de vestimenta que podían lucir los deportistas) denominadas “lígula” o “krepis”, sin duda con el objeto de proteger al pie ante superficies agresivas. Durante la posterior hegemonía romana, estas sandalias pasaron a ser llamadas “crépidas” o “soccus” y, con posterioridad, “gallicas”, posiblemente por modificaciones en el diseño introducidas en la región de la Galia (Ramiro y cols., 1989).

La aparición de calzado diseñado y fabricado para la práctica deportiva, surge en la Inglaterra del siglo XIX, debido a dos hechos decisivos: por un lado la aparición del “deporte moderno” (cuya consolidación definitiva puede fecharse en 1896 con la celebración de los primeros Juegos Olímpicos de la era moderna) con gran cantidad de modalidades diferentes, cada una de las cuales con requisitos de calzado específicos y, por otro lado, la aplicación de nuevas técnicas y materiales a la construcción del calzado, como el uso del caucho para fabricar suelas hacia 1868 (Ramiro y cols., 1989; Ferrandis, 1997).

Es en la década de los 50 del presente siglo cuando las distintas compañías fabricantes del calzado técnico deportivo comienzan a aplicar criterios biomecánicos y médicos al diseño y construcción de sus modelos. Sin embargo, estos criterios se basaban más en conocimientos teóricos que en conocimientos adquiridos mediante la experimentación en laboratorio, y hay que esperar hasta 1972 para que la compañía Adidas inicie, en sus laboratorios de Zurich, los primeros estudios en laboratorio en los

que se emplean técnicas instrumentales y metodologías propias de la biomecánica, con el objeto de adquirir un conocimiento científico en el que apoyar los criterios de diseño del calzado técnico deportivo.

Desde esta fecha y hasta la actualidad las principales compañías fabricantes de calzado técnico deportivo se han involucrado, en mayor o menor grado, en la investigación biomecánica y muchos de los más grandes investigadores en esta área de conocimientos han sido contratados por dichas compañías con el propósito de conseguir ventajas tangibles con respecto a sus competidores. La gran cantidad de conocimientos adquiridos en estas últimas décadas ha originado la mejora del diseño de los calzados atendiendo a tres tipos de criterios: epidemiológicos, de confort y de rendimiento.

La situación en el estado español no es distinta y, si bien las empresas no pueden permitirse el lujo de crear y mantener laboratorios de investigación y desarrollo (I+D) propios, el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) ha venido desde sus orígenes supliendo dicho déficit con aquellas empresas que han solicitado su colaboración, como es el caso de J'Hayber y Kelme.

1.2.2.2.- Influencia del calzado técnico deportivo en los movimientos y cargas mecánicas actuantes durante la práctica deportiva

A continuación se presenta y discute el estado actual de conocimientos sobre el efecto que el calzado técnico deportivo tiene sobre el movimiento de las diferentes articulaciones del complejo pie-tobillo y sobre las sollicitaciones mecánicas actuantes en el organismo de los deportistas durante la práctica físico-deportiva.

Influencia sobre los movimientos del complejo pie-tobillo

Durante la práctica deportiva las distintas articulaciones del miembro inferior participan de manera coordinada para lograr un correcto posicionamiento del pie en el suelo, con el objeto de evitar lesiones y mejorar el rendimiento. La movilidad de estas

articulaciones puede verse modificada por las características del calzado utilizado, especialmente las articulaciones intrínsecas del pie y la articulación tibio-tarsiana (tobillo). A continuación se describe la influencia del calzado técnico deportivo en los movimientos de flexo-extensión de los dedos, de torsión del pie, de pronosupinación en la articulación subastragalina y de flexo-extensión en la articulación del tobillo.

- El movimiento de flexo-extensión de los dedos: durante la fase de impulsión o batida del pie del suelo, tanto en la marcha como en la carrera y en los saltos, se produce una extensión (flexión dorsal) de los dedos del pie que puede alcanzar un máximo de unos 90° con el pie descalzo (Kapandji, 1989). Dicha extensión se produce en las articulaciones metatarsofalángicas e interfalángicas.

Existe una gran laguna de conocimiento respecto del efecto que el calzado técnico deportivo tiene sobre el movimiento de flexo-extensión de los dedos del pie, como demuestra el hecho de que tras la revisión bibliográfica realizada no se ha encontrado ningún trabajo que estudie dicho efecto. Consecuentemente, las recomendaciones de diseño que aparecen en diversos trabajos son hipótesis por confirmar surgidas a partir del conocimiento de la anatomía funcional del pie. Dichas hipótesis pueden resumirse de la siguiente manera (Ramiro y cols., 1995): para cumplir el criterio de permitir el movimiento de flexo-extensión del pie, el calzado debe incorporar un quebrante en la puntera de unos 10°-15°, y los materiales de la suela y entresuela deben ser flexibles, flexibilidad que puede incrementarse mediante vaciados transversales en la entresuela a nivel del quebrante. En cuanto al material del corte, no debe tener refuerzos superiores ni un sistema de cierre (generalmente acordonado) tan largo que llegue a esta zona, pues, además de impedir el movimiento de extensión, provocaría incómodas rozaduras.

- El movimiento de torsión del pie: se trata de un movimiento de rotación alrededor del eje longitudinal del pie, posible gracias a que los tres primeros metatarsianos, los tres huesos cuneiformes (cuñas), el escafoides y el astrágalo forman una unidad funcional articulada con una segunda unidad funcional formada por calcáneo, el cuboides y los metatarsianos cuarto y quinto (figura 3). De esta manera, si se fija el talón el antepié

puede ser rotado internamente (inversión) unos 35° y externamente (eversión) unos 15° (Nigg, 1994) como muestra la figura 4.

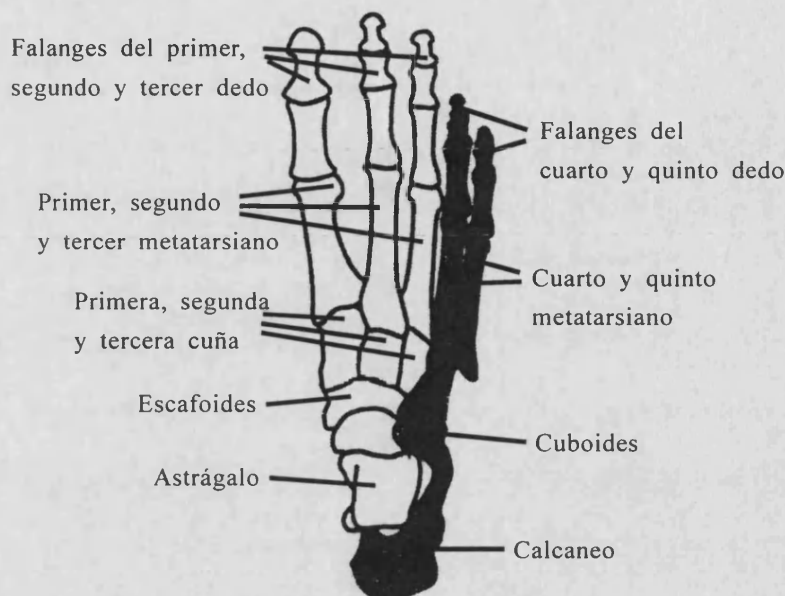


Figura 3: Esquema de los huesos del pie. El movimiento de torsión del pie es posible gracias a la existencia de las dos unidades funcionales que aparecen representadas con diferente color (Nigg, 1994).

Este movimiento natural del pie puede verse comprometido por un calzado excesivamente rígido en el mediopié. Consecuentemente, la rotación del antepié con respecto al retropié queda restringida, y la función amortiguadora y de posicionamiento del pie debe ser asumida por el complejo articular tobillo-subastragalina cuya sollicitación mecánica se ve incrementada. Si un deportista calzado con una zapatilla excesivamente rígida en el mediopié apoya su pie, por ejemplo tras un salto, en una posición de inversión encima de una superficie irregular, por ejemplo el pie de otro deportista, el retropié acompañará la inversión del antepié lo que sobrecargará los ligamentos laterales del complejo tobillo-subastragalina, pudiendo ser causa de un esguince. Esta misma situación con el pie descalzo supondría una sollicitación mecánica mucho menor para los sistemas de ligamentos que coaptan el complejo articular del tobillo-subastragalina.

De lo arriba expuesto se desprende un criterio importante en el diseño del calzado técnico deportivo: el calzado debe permitir un movimiento de torsión del antepié con respecto al retropié lo más parecido posible al movimiento fisiológico del pie desnudo. Varios autores (Segesser y cols., 1989; Stacoff y cols., 1989, Stacoff y cols., 1991) han propuesto diseños para conseguir tal objetivo consistentes en diversos tipos de vaciados de la entresuela a nivel del mediopié (torsion groove) junto con un elemento más rígido (torsion bar, torsion X) que impida la flexión del calzado a este nivel (la flexión ha de realizarse fundamentalmente en las articulaciones metatarsofalángicas e interfalángicas) pero que no impida la torsión.

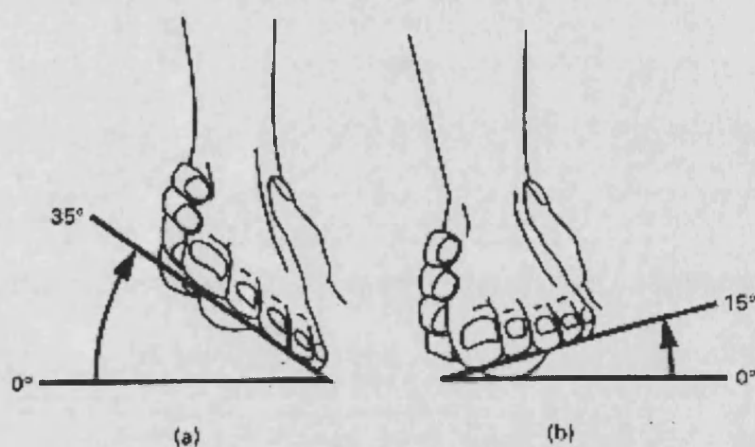
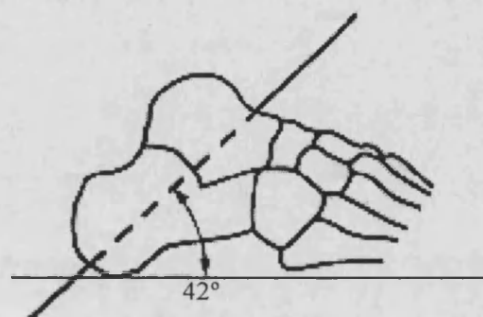


Figura 4: Movimiento de rotación del antepié respecto del retropié, (a) inversión, (b) eversión (Nigg, 1994).

- El movimiento de prono-supinación de la articulación subastragalina: la articulación entre el astrágalo y el calcáneo presenta un eje de movimiento (eje de Henke) oblicuo que se inclina unos 42° respecto del plano horizontal y unos 23° respecto del plano anteroposterior (Inman, 1976) (figura 5). La rotación alrededor de este eje da lugar fundamentalmente a los movimientos de inversión (cuando la planta del pie se vuelve internamente) y de eversión (cuando la planta del pie se vuelve externamente), pero también da lugar a ligeros movimientos de aducción/abducción y de flexión/extensión. De esta manera la rotación alrededor del eje de Henke da lugar a los movimientos denominados de supinación y de pronación que se definen de la siguiente manera (Rasch y Burke, 1986; Sussman, 1987, Ferrandis y cols., 1994; Brizuela, 1996):

- Supinación: inversión combinada con aducción y flexión plantar.
- Pronación: eversión combinada con abducción y flexión dorsal (extensión).

Cabe indicar que existen algunos autores (Hernandez Corvo, 1989; Smith Agreda, 1981; Kapandji, 1982) que utilizan una terminología inversa, denominando supinación a lo que aquí se ha denominado inversión y pronación a lo que aquí se ha denominado eversión. De esta manera, la inversión sería una combinación de supinación, aducción y flexión plantar, mientras que la eversión sería una combinación de pronación, abducción y flexión dorsal.



Eje de la articulación subastragalina (eje de Henke)

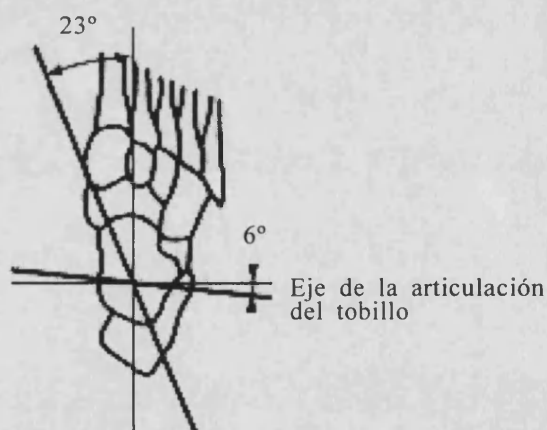


Figura 5: Ejes de las articulaciones subastragalina y del tobillo.

A diferencia de los movimientos de flexión de dedos y de torsión del antepié y retropié, el movimiento de prono-supinación de la subastragalina se ve incrementado por el uso de calzado (Bates y cols., 1978; Nigg, 1986).

Posiblemente el movimiento de pronación durante la carrera de los talonadores haya sido el movimiento más estudiado en las investigaciones biomecánicas sobre calzado deportivo (Andrew, 1986; Bates y cols., 1978; Cavanagh y cols., 1978; Clarke y cols., 1980; Clarke y cols., 1983a; Clarke y cols., 1983b; Ferrandis y cols., 1994; Nigg, 1986; Nigg y Bahlsen, 1988; Nigg y Luethi, 1980; Stacoff y Kaelin, 1983; Stacoff y cols., 1989; Smith y cols., 1986) dado que su exceso, movimiento conocido como hiperpronación, es causa de gran número de lesiones musculotendinosas, ligamentosas y articulares de carácter crónico. Aceptado el criterio de que el calzado técnico deportivo debe controlar (limitar) este tipo de movimiento, diversas son las estrategias que se pueden seguir para lograrlo:

- La entresuela: diversos estudios (Bates y cols., 1978; Nigg, 1986) han demostrado que cuanto mayor es la altura de la entresuela mayor es el movimiento de pronación (aunque mayor su capacidad amortiguadora). Del mismo modo, el ángulo de acampanamiento, que durante la década de los 70 y principios de los 80 llegaba hasta los 15°-20°, incrementa el brazo de palanca desde el punto de inicio del contacto con el suelo hasta el centro de la articulación subastragalina, lo que conlleva un aumento de la pronación (Clarke y cols., 1983). La dureza de la entresuela es otro factor que afecta notablemente al movimiento de pronación, recomendándose durezas iguales o mayores a 45 en la escala Shore A (Nigg y Bahlsen, 1988). Por último, introducir un material de mayor densidad con forma de cuña en la zona postero-interna de la entresuela presenta la ventaja de no incrementar excesivamente el peso y controlar la pronación excesiva.

- El material de corte: rigidizar el material de corte del talón mediante contrafuertes estabilizadores es una práctica efectiva en el control del movimiento de pronación, pero su efecto es menor que el efecto del diseño y de los materiales de la entresuela (Ferrandis y cols., 1994).

El movimiento de supinación ocurre frecuentemente en los desplazamientos y paradas laterales, así como en los aterrizajes tras los saltos. Un excesivo movimiento

de supinación es el principal mecanismo productor de esguinces de tobillo, lo que suele ocurrir al caer sobre una superficie irregular como el pie de otro deportista (Fintelman, 1989; Pfeifer, 1992; Sussman, 1987). Con el propósito de evitar este tipo de lesiones de carácter agudo, se han desarrollado calzados cuyo material de corte de la trasera llega por encima del tobillo; es el denominado calzado de caña alta (también se utilizan vendajes, ortesis y métodos de fortalecimiento muscular, pero estos elementos no forman parte del calzado), con el propósito de rigidizar el complejo articular del tobillo-subastragalina de manera que se limite el movimiento de supinación (Ottaviani y cols., 1995; Robinson y cols., 1986; Sussman y cols., 1988).

- El movimiento de flexo-extensión de la articulación tibio-tarsiana (tobillo): el eje de movimiento de la articulación entre la tibia y el peroné con el astrágalo presenta una inclinación de unos 13° respecto a un plano frontal y de unos 7° respecto a un plano horizontal (Kreighbaum y Bartels, 1990) como muestra la figura 5. La rotación alrededor de dicho eje produce fundamentalmente flexión (flexión dorsal o dorsiflexión) y extensión (flexión plantar) pero también da lugar a pequeños componentes de inversión/eversión y de abducción/aducción.

El efecto que el calzado tiene sobre el movimiento de flexo-extensión del tobillo depende fundamentalmente de la altura del material de corte de la trasera, es decir, lo que suele denominarse altura de la caña. El calzado cuya altura de caña queda por debajo de los maleolos (caña baja) no limita la movilidad de la articulación; sin embargo, el calzado cuya altura de caña llega hasta los maleolos (caña media) y especialmente el calzado cuya altura de caña sobrepasa los maleolos (caña alta) limitan el rango de movimientos de la articulación del tobillo, lo que se traduce en una disminución del rendimiento motor (Bauer, 1970; Brizuela, 1996; Robinson y cols., 1986) y una peor amortiguación de los impactos (Brizuela, 1996; Sussman, 1987; Sussman y cols., 1988).

Influencia sobre las cargas actuantes

Como consecuencia de la interacción con el medio que le rodea, el cuerpo humano se halla sometido a diversos tipos de cargas mecánicas que, por un lado, le permiten desplazarse pero, por otro lado, pueden ser causa de determinados tipos de lesiones. Teniendo en cuenta estas consideraciones, dos son los aspectos fundamentales a la hora de estudiar las sollicitaciones mecánicas ocurridas entre el pie calzado y el pavimento: la amortiguación de los impactos y la fricción suela-pavimento.

- La amortiguación de impactos: cuando el pie entra en contacto con el suelo se produce una brusca deceleración de éste, generándose las denominadas “cargas de impacto” o “cargas pasivas” dado que ocurren en un período de tiempo inferior a 0.05 s tras el primer contacto (Nigg, 1995), de manera que la musculatura no es capaz de actuar debido al “periodo de latencia” necesario para alterar su estado tensional. Dicho periodo de latencia muscular varía ligeramente en función del tipo de musculatura y de su grado de pretensión, pero sus valores medios oscilan entre 0.03s y 0.05s. De esta manera, las cargas generadas una vez la musculatura ha modificado su estado tensional se denominan “cargas activas” o “no impactantes”.

Durante la carrera de talón la magnitud de las cargas de impacto pueden llegar a superar las tres veces el peso corporal (Nigg y cols., 1981) y durante el aterrizaje tras los saltos se llegan a generar cargas superiores a nueve veces el peso corporal (McClay y cols., 1994). La necesidad de limitar tales cargas fue uno de los primeros criterios universalmente aceptados por la comunidad científica como necesario en el diseño del calzado técnico deportivo, existiendo dos estrategias fundamentales para conseguirlo:

- Aumentar la capacidad amortiguadora del piso (suela y entresuela) y plantilla; tanto la geometría como las características mecánicas de los materiales empleados influyen en la capacidad amortiguadora del piso y plantilla.

Diversos estudios (Cook y cols., 1985; Frederick y cols., 1984; Ferrandis, 1997) muestran como al aumentar la altura de la entresuela se mejora la capacidad amortiguadora del calzado; así, aumentar dicha altura de 15 mm a 25 mm produce una mejora de la amortiguación de alrededor de un 10% durante la carrera de talón.

Dadas las características viscoelásticas de los materiales empleados en la construcción del piso y plantilla de los calzados, las propiedades amortiguadoras de estos materiales varían en función de las características de la carga aplicada. No existe consenso respecto a las técnicas a emplear en el estudio de las características amortiguadoras de estos materiales, por lo que la comparación entre diferentes trabajos resulta muy difícil. Esta problemática se tratará con más profundidad en el apartado 1.2.2.3.

- Potenciar la capacidad amortiguadora natural del tejido blando del talón; el tejido blando del talón (heel pad) es un tipo de tejido adiposo de entre 15-20 mm de espesor ubicado debajo del calcáneo en forma de almohadilla que presenta unas características amortiguadoras excepcionales (Light y cols., 1980; Wosk y Voloshin, 1981; Voloshin y Wosk, 1982); de hecho, hasta la fecha no se ha podido fabricar ningún material más amortiguador que éste. Sin embargo, su capacidad amortiguadora se ve comprometida cuando queda aplastado. Consecuentemente, se han desarrollado diversos mecanismos que pretenden recoger este tejido e impedir que se aplaste permitiendo así que cumpla su función amortiguadora. Entre dichos mecanismos, los más extendidos son las cazoletas y los contrafuertes estabilizadores del retropié que, conjuntamente, permiten incrementar hasta en un 15% la capacidad amortiguadora del tejido blando del talón (Jorgensen y Bojsen-Moller, 1989; Ferrandis y cols., 1994).
- La fricción suela-pavimento; durante la ejecución de los distintos tipos de gestos deportivos, la fricción actuante entre la suela del calzado y la superficie genera las cargas necesarias tanto para la impulsión del cuerpo en la dirección deseada como para frenar o estabilizar el pie sobre el suelo. Niveles de fricción excesivamente altos

o bajos pueden ser causa de numerosas lesiones; así Fintelman (1989) considera que el 35% de las lesiones agudas del miembro inferior son debidas a niveles de fricción inadecuados. La fricción suela-pavimento puede ser de dos tipos: longitudinal, que determina la fuerza necesaria para que el zapato deslice en sentido longitudinal, y rotacional, que determina el par torsor necesario para producir un giro del calzado respecto a la superficie.

En aquellos deportes donde se requieren grandes velocidades de carrera, rápidas paradas, arranques y/o cambios de sentido, es necesaria una fricción longitudinal elevada. Dos estrategias fundamentales pueden seguirse para conseguir tal propósito, por un lado la incorporación de elementos puntiagudos como clavos en las zapatillas de pista de atletismo y tacos en las botas de fútbol y rugby, y por otro lado diseños en el dibujo (huella) de la suela como listados, entrantes y salientes perpendiculares a la dirección del movimiento. Finalmente, cuanto más blando sea el material de la suela mejor se adaptará a las irregularidades del terreno, aumentando de esta manera la superficie de contacto y, por lo tanto, las fuerzas de fricción (Ramiro y cols., 1995).

Una fricción rotacional elevada dificulta la realización de giros o cambios de dirección, e incluso si es excesiva puede ser causa de lesiones en el sistema musculoesquelético. Por consiguiente, para maximizar el rendimiento y minimizar la aparición de lesiones, la fricción rotacional debe ser baja, lo que puede conseguirse mediante diseños adecuados en la suela, como dibujos circulares y/o materiales más duros (se adaptan menos a las irregularidades del terreno) en los ejes donde se realizan los giros como la cabeza del primer metatarsiano y el talón.

1.2.2.3.- Técnicas instrumentales utilizadas en el estudio del calzado técnico deportivo

La metodología científica que se utiliza en el estudio biomecánico del calzado técnico deportivo requiere la medición directa o indirecta de las variables más relevantes que describen el comportamiento del sistema cuerpo humano-calzado, para posteriormente ser tratadas y poder generar resultados que permitan, en primer lugar, una mejor comprensión del comportamiento del sistema y, como consecuencia de ello, poder intervenir en la mejora de sus prestaciones (Vera y cols., 1985). Las variables de interés son numerosas y de diversa naturaleza, por lo que el instrumental necesario para su registro también lo es. A continuación se presenta dicho instrumental dividido en tres grandes grupos:

- instrumental que permite registrar variables “in vivo”, es decir, utilizando sujetos que reproducen el movimiento de estudio,
- instrumental que permite registrar variables del calzado “in vitro”, es decir, ensayos de las características de los materiales del calzado en laboratorio, e
- instrumental que permite recoger datos de las características personales, técnicas y subjetivas de los usuarios.

Técnicas empleadas con sujetos

La evaluación global de las características del calzado técnico deportivo requiere el registro de variables durante la práctica de la modalidad deportiva para la que ha sido diseñado. Consecuentemente, es imprescindible emplear sujetos que reproduzcan los gestos técnicos más frecuentes e importantes de dicha modalidad en unas condiciones que permitan el empleo de instrumental para recoger los datos buscados “in vivo”.

El instrumental que permite registrar y almacenar los datos primarios puede ser dividido en tres grandes grupos:

- a) instrumental para el análisis cinemático del movimiento,
- b) instrumental para el análisis cinético del movimiento, e
- c) instrumental para el análisis de las acciones musculares del movimiento.

a) Instrumental para el análisis cinemático del movimiento

El estudio de las variables cinemáticas requiere la descripción del movimiento de los diferentes segmentos corporales sobre los que el calzado puede influir de manera significativa, generalmente los segmentos del miembro inferior, independientemente de las cargas que generen dicho movimiento o las que se generan a causa del mismo. Dicho instrumental aporta datos referentes a desplazamientos, velocidades y aceleraciones lineales y angulares. A continuación, se presentan las técnicas instrumentales más comúnmente utilizadas para el registro y almacenamiento de los datos cinemáticos primarios.

- Registro de tiempos: la medición de tiempos es utilizada con el propósito de valorar la repercusión del calzado en el rendimiento motor, generalmente en carreras y en saltos. El instrumento más utilizado es un cronómetro digital, con una precisión aconsejada de milésimas de segundo, conectado a diversos medios de accionamiento eléctricos o mecánicos, entre los cuales destacan las fotocélulas y las plataformas de contacto (Brizuela y Llana, 1997).

- Fotocélulas o células fotoeléctricas: son elementos sencillos, de fácil montaje y bajo coste que constan de una unidad emisora y otra receptora de rayos infrarrojos (las de tipo “reflex” poseen el emisor y el receptor en la misma unidad y funcionan colocando un catadióptrico reflectante en el lado opuesto), de manera que cuando el haz de luz es cortado por un cuerpo se produce una interrupción momentánea al paso de la corriente eléctrica, lo que permite conectar cualquier mecanismo eléctrico o electromecánico (figura 6). De los dos tipos de fotocélulas existentes se recomiendan las denominadas “por salida a

colector abierto (o a transistor)” dado que poseen un retardo en su accionamiento del orden del nanosegundo, por lo que pueden ser utilizadas con cronómetros de milésimas de segundo de precisión.

Las fotocélulas conectadas a un cronómetro con milésimas de segundo de precisión se utilizan para valorar el efecto del calzado sobre el rendimiento motor en carreras, tanto en línea recta como con cambios de dirección y/o sentido (Bauer, 1970; Robinson y cols., 1986; Brizuela, 1996).

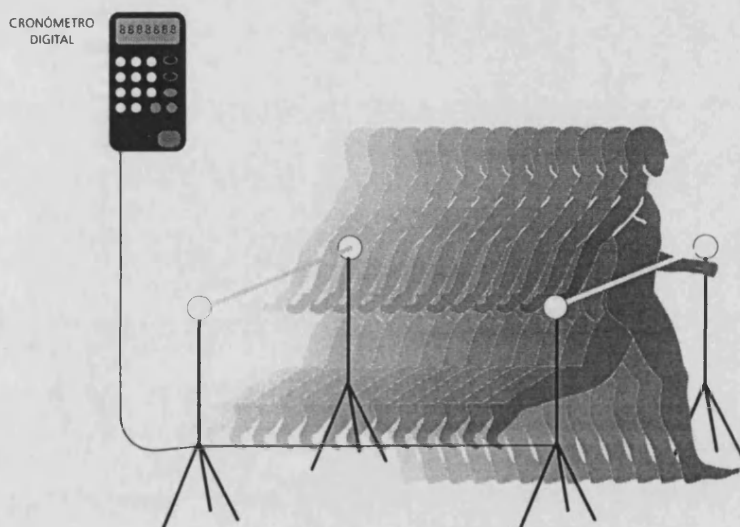


Figura 6: Esquema de dos barreras de fotocélulas conectadas a un cronómetro para el registro de tiempos (Modificado de Vera y Hoyos, 1993).

- Plataformas de contacto: se trata de instrumentos que permiten registrar, entre otras cosas, el tiempo de vuelo de un salto vertical (figura 7) y, a partir de éste, calcular la altura alcanzada por el centro de gravedad del sujeto según la fórmula de Galileo de los cuerpos en caída libre: $h = 1/8 gt^2$, donde h es la altura alcanzada por el centro de gravedad, g es el valor de la aceleración de la gravedad y t es el tiempo de vuelo.

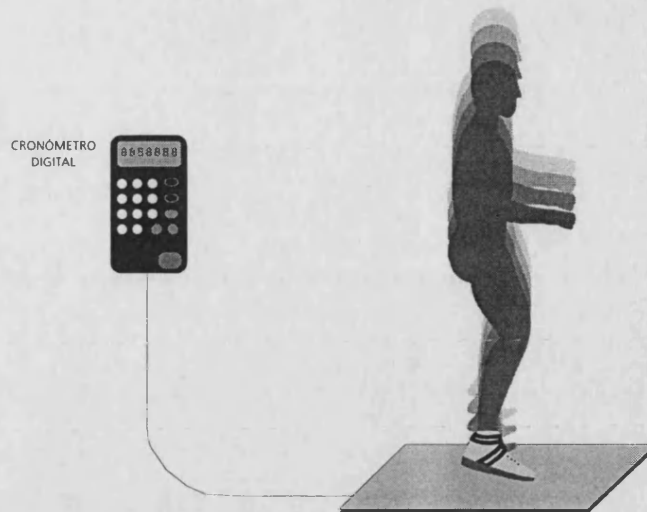


Figura 7: Esquema de una plataforma de contactos conectada a un cronómetro (Brizuela y Llana, 1997).

De fácil manejo y bajo coste (de hecho pueden fabricarse de forma artesanal), funcionan como interruptores que accionan un cronómetro en el instante del despegue y lo detienen en el instante del aterrizaje. Consecuentemente, se emplean para evaluar el efecto del calzado en el rendimiento motor en saltos verticales a pies juntos (Brizuela, 1996).

- Electrogoniometría: los electrogoniómetros son transductores de ángulos (generalmente potenciómetros lineales), es decir, instrumentos que transforman el ángulo medido en una señal eléctrica, de manera, que colocados en la articulación de interés, permiten conocer la evolución de la posición angular en el tiempo. Estos instrumentos pueden ser uniaxiales, biaxiales o triaxiales, por lo que permiten conocer la evolución angular en el tiempo en uno, dos o tres planos.

Del mismo modo que otros tipos de transductores, los electrogoniómetros necesitan de una unidad electrónica de alimentación y de una tarjeta de adquisición de datos (convertor analógico digital o A/D) que transforme la señal analógica (señal continua) en señal digital (señal discreta) para poder ser registrada y almacenada en un PC. La figura 8 muestra el esquema de funcionamiento de un sistema de electrogoniometría.

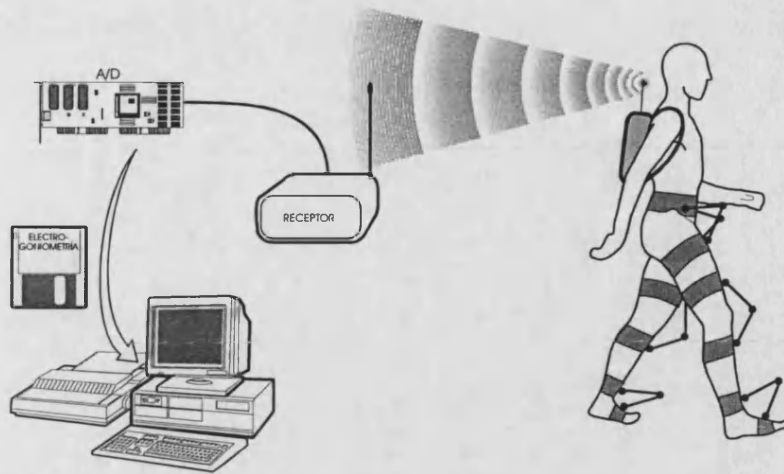


Figura 8: Esquema de un sistema de electrogoniometría: el sujeto se encuentra instrumentado con tres electrogoniómetros uniaxiales en cada miembro inferior y porta una mochila con el equipo electrónico que transmite las señales teleméricamente. El ordenador registra la señal recibida mediante un conversor analógico-digital (A/D) (modificado de Vera y Hoyos, 1993).

Las principales ventajas de este sistema de medida radican en la rapidez en la captación de las señales, de hecho es posible contemplar la gráfica temporal de los ángulos medidos en la pantalla de un ordenador en tiempo real, así como la posibilidad de muestrear a frecuencias muy altas, por ejemplo superiores a 500Hz. Además, los valores angulares registrados pueden ser tratados matemáticamente y obtener, a través de su primera derivada respecto al tiempo, la velocidad y, a partir de su segunda derivada temporal, la aceleración angular (Vera y cols., 1985).

El principal inconveniente de esta técnica radica en el hecho de tener que instrumentar al sujeto con los electrogoniómetros que, además, necesitarán de un cableado para conectarlo a la unidad electrónica o, en su defecto, el sujeto tendrá que portar una mochila con los equipos electrónicos de alimentación y de emisión telemétrica de la señal, lo que puede dificultar la normal ejecución de los movimientos en estudio.

- **Acelerometría:** los acelerómetros son transductores de aceleraciones, es decir, instrumentos que transforman la aceleración experimentada en una señal eléctrica. El equipo de acelerometría se completa con una unidad electrónica de alimentación y una tarjeta de adquisición de señales que transforma la señal analógica recibida en

señal digital para poder ser registrada y almacenada en un PC, tal como muestra la figura 9.

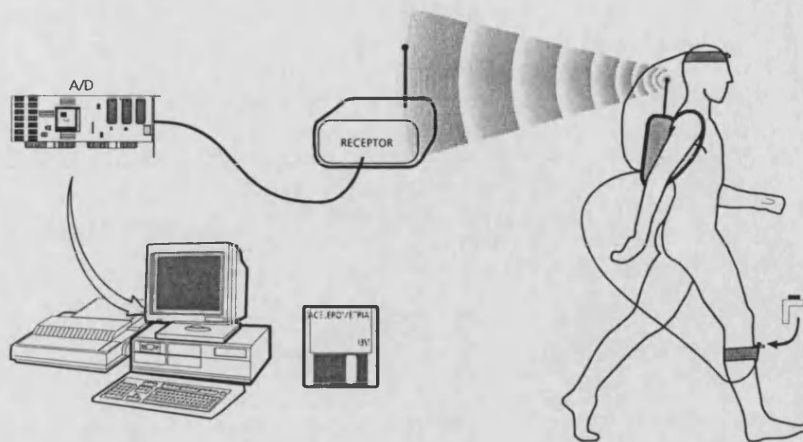


Figura 9: Esquema del instrumental necesario para realizar un estudio de acelerometría con dos acelerómetros, uno en la tibia y otro en la cabeza, y adquisición de la señal por telemetría (modificado de Vera y Hoyos, 1993).

Los acelerómetros son utilizados para valorar la transmisión de los impactos a través del sistema músculo-esquelético, siendo recomendable medir dichas aceleraciones en los segmentos óseos (Brizuela, 1996; Ferrandis, 1997; Light y cols., 1980; Nigg y Herzog, 1994; Smeathers, 1989; Valiant y cols., 1987; Voloshing y Wosk, 1981;). La valoración de dicha variable resulta de gran interés, dado que diversos estudios (Voloshin y Wosk, 1982; Voloshin y cols., 1985) han mostrado, en el caso de la marcha, que aquellos sujetos con dolor articular presentan reducida la capacidad de amortiguación de impactos en dicha articulación. Consecuentemente, resulta razonable pensar que durante la realización de gestos deportivos, donde los impactos presentan valores mayores que durante la marcha, también pueda existir una relación entre impactos y lesiones.

La correcta medición de las aceleraciones experimentadas por los segmentos óseos requiere la utilización de técnicas cruentas tales como la aplicación directa al hueso del acelerómetro mediante agujas de Steinman. Sin embargo, diversos estudios (Light y McLellan, 1977; Light y cols., 1980) han mostrado una buena correlación entre medidas efectuadas con acelerómetros anclados directamente al hueso y acelerómetros fijados a la piel mediante vendajes. No obstante, para utilizar

acelerómetros directamente a la piel deben seguirse una serie de recomendaciones (Forner y cols., 1995):

- La ubicación ha de elegirse de manera que entre el acelerómetro y el hueso exista la mínima capa posible de tejido blando.
- El acelerómetro ha de estar firmemente fijado a la piel de manera que no vibre con independencia de ésta. Para lograrlo se recomienda fijarlo mediante cinta adhesiva de doble cara y un vendaje compresivo.
- La masa del acelerómetro ha de ser inferior a 4 gramos.

Las principales ventajas de este sistema de medida son, al igual que en el caso de los electrogoniómetros, la posibilidad de representar la gráfica temporal de la aceleración en tiempo real y la alta frecuencia de muestreo a que permite realizar los registros. Por contra, los inconvenientes radican en el hecho de tener que instrumentar al sujeto y el incómodo cableado que conecta los acelerómetros con la unidad electrónica, si bien este último aspecto puede limitarse utilizando sistemas de telemetría, en cuyo caso el sujeto debería portar una pequeña mochila o cinturón con los equipos electrónicos de alimentación y de emisión de la señal.

- **Fotogrametría:** la fotogrametría es la técnica instrumental que permite obtener imágenes y medir la información que contienen. De esta manera es posible estudiar el efecto del calzado en la cinemática del movimiento humano; de hecho, la mayor parte de este tipo de estudios se han realizado utilizando técnicas de fotogrametría (Andrew, 1986; Bates y cols., 1978; Brizuela, 1996; Cavanagh y cols., 1978; Clarke y cols., 1980; Clarke y cols., 1983a; Clarke y cols., 1983b; Ferrandis y cols., 1994; Nigg, 1986; Nigg y Bahlsen, 1988; Nigg y Luethi, 1980; Stacoff y Kaelin, 1983; Stacoff y cols., 1989; Smith y cols., 1986).

Las imágenes pueden obtenerse mediante la grabación con cámaras de vídeo (fotogrametría-vídeo) o mediante la filmación con cámaras de cine (cinematografía o fotogrametría-cine) y, en ambos casos, los estudios pueden ser bidimensionales (estudio plano o 2D) si se utiliza una única cámara, o tridimensionales (estudio en el

espacio o 3D) si se utilizan dos o más cámaras, en cada una de las cuales se registrará la secuencia del movimiento desde un plano de filmación (Dapena, 1986; Areblad y cols., 1990; Bartlet y Morris, 1991). En ambos casos, y tanto si se trata de un estudio 2D o un estudio 3D, el cuerpo humano se estudia modelizado como segmentos articulados entre si delimitados por referencias externas, que suelen ser marcadores pintados o pegados a la piel, en base a los cuales se crean (una vez digitalizadas sus coordenadas espaciales) sistemas de coordenadas locales en cada segmento, lo que permite conocer sus posiciones angulares relativas.

A continuación, se describe el instrumental y la metodología básicos para realizar estudios cinemáticos mediante las técnicas de fotogrametría-3D mediante cine y mediante vídeo.

La figura 10 presenta el esquema de un sistema de fotogrametría-cine 3D, en él se observan dos cámaras de cine de alta velocidad sincronizadas mediante un “evento de sincronismo” originado en la unidad electrónica que además proporciona la alimentación eléctrica. Con anterioridad a la filmación de las escenas de estudio ha de filmarse un sistema de referencia de dimensiones conocidas, representado en la figura por un cubo formado por tubos, que determina el volumen espacial en el que se ha de realizar el movimiento de estudio. Tras la filmación de las escenas, las películas han de ser reveladas y preparadas (corte y empalme de las escenas) para ser proyectadas en una “mesa de digitalización” que incorpora un proyector analizador y un sistema de digitalización 2D, a partir del cual se registra en un ordenador las coordenadas planas de los marcadores externos que definen el modelo del cuerpo humano empleado. Dicho proceso se realiza manualmente por lo que requiere un considerable espacio de tiempo; así un operador experimentado puede digitalizar un fotograma con 15 marcadores en medio minuto, de modo que una escena filmada a 150 Hz, de una duración de 2 segundos y digitalizando 15 puntos en cada imagen supone unos 150 minutos de trabajo. De esta manera se consiguen dos matrices de coordenadas planas que se combinan mediante los algoritmos DLT o de transformación lineal directa (Abdel-Aziz y Karara, 1971), creados en base a las dimensiones del sistema de referencia, obteniéndose las coordenadas

tridimensionales de cada marcador en función del tiempo. Finalmente, las gráficas temporales son suavizadas mediante filtros digitales o funciones “spline” con el propósito de reducir el error asociado al proceso de digitalización. A continuación, de las gráficas de la función temporal de las variables cinemáticas suavizadas se extraen los parámetros de interés con los que se realizará el tratamiento estadístico oportuno.

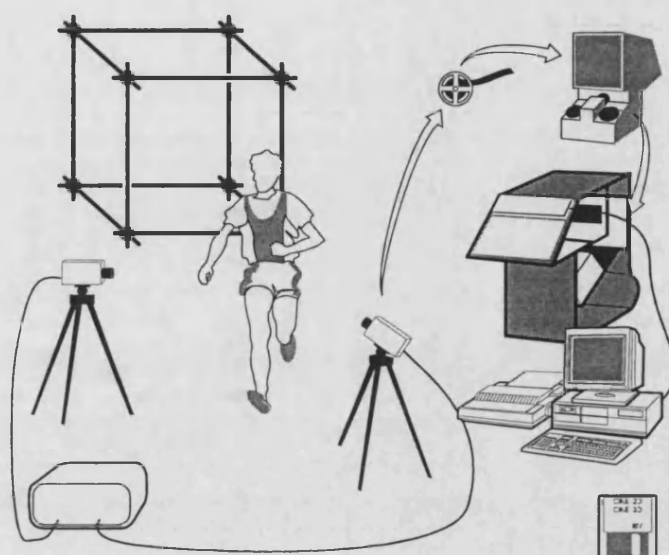


Figura 10: Esquema del instrumental necesario para realizar un estudio cinemático mediante técnicas de cinematografía-3D (Vera y Hoyos, 1993).

En el caso de la fotogrametría-vídeo (figura 11) las imágenes quedan grabadas en una cinta magnética, lo que permite su inmediata reproducción en un monitor de vídeo. De entre los diversos estándares de formatos de vídeo existentes, el denominado sistema PAL (Phase Alteration by Line) es el más utilizado en Europa a excepción de Francia y Rusia; dicho sistema permite una frecuencia de grabación de 50 Hz (existen vídeos de alta velocidad que alcanzan frecuencias de grabación superiores a 300 Hz, pero a costa de perder resolución espacial y de encarecer en gran medida el sistema). La información contenida en la cinta magnética es digitalizada gracias a una tarjeta que convierte la información analógica en información digital; de esta manera, la obtención de las coordenadas planas de cada cámara se realiza manualmente sobre el monitor del ordenador. A partir de aquí, el procedimiento es similar al explicado en el caso de la cinematografía.

Un hecho importante de reseñar es la aparición en el mercado de diversos sistemas de fotogrametría-vídeo que permiten una digitalización automática o semiautomática, lo que disminuye el tiempo necesario para obtener las coordenadas planas de cada cámara a aproximadamente un tercio. Dichos sistemas basan su funcionamiento en la capacidad de diferenciar el brillo de cada punto (pixel) del monitor, para lo cual se colocan marcadores reflectantes pegados al sujeto en cada uno de los puntos que definen el modelo y, para que los marcadores destaquen sobre el fondo, se los ilumina con focos de luz artificial.

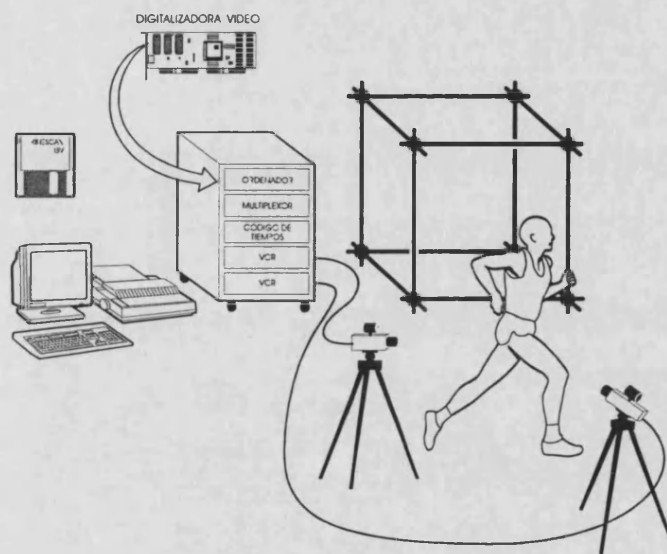


Figura 11. Esquema del instrumental necesario para realizar un estudio cinemático mediante técnicas de fotogrametría-vídeo 3D (Modificado de Vera y Hoyos, 1993).

b) Instrumental para el análisis cinético del movimiento

El estudio del efecto que el calzado tiene sobre las sollicitaciones mecánicas que generan el movimiento recibe el nombre de estudio cinético y el instrumental actualmente disponible permite registrar las fuerzas y momentos actuantes entre la interfase suela-pavimento (dinamometría) y las presiones plantares en el interior del calzado (presurometría).

- **Dinamometría:** se entiende por técnicas dinamométricas aquéllas que permiten el registro de las cargas mecánicas actuantes entre dos o más cuerpos. En el estudio del

calzado técnico deportivo las cargas mecánicas de interés son las generadas entre el calzado y el suelo, por lo que el instrumental utilizado son las denominadas plataformas dinamométricas (o de fuerzas). Dichas plataformas son básicamente soportes instrumentados mediante captadores de fuerza, de manera que las fuerzas ejercidas sobre la placa superior se reparten entre los captadores, que generan las correspondientes señales eléctricas en función de la carga asumida por cada uno de ellos (Vera y cols., 1985). Dichos captadores pueden ser de dos tipos:

- Captadores piezoeléctricos: se trata de cristales no conductores (cuarzo y diversos tipos de cerámicas) que presentan la propiedad de variar su carga eléctrica cuando se les somete a una carga mecánica. Las plataformas de fuerzas equipadas con captadores piezoeléctricos son apropiadas para el estudio de movimientos muy rápidos pero no para gestos lentos y estudios de estabilometría; además el precio del equipo suele ser bastante elevado y requiere frecuentes calibraciones (Aguado e Izquierdo, 1995).
- Captadores extensométricos: son transductores de deformación que transforman la deformación sufrida en una señal eléctrica proporcional a la magnitud de dicha deformación. El transductor de deformación más frecuentemente utilizado se denomina galga extensométrica que, básicamente, es una resistencia eléctrica que modifica su resistencia en forma proporcional a la variación de su longitud. Las plataformas de fuerza equipadas con este tipo de captadores son válidas para el análisis de las cargas mecánicas actuantes en cualquier movimiento humano, incluidos estudios de estabilometría y, además, el precio en el mercado del equipo resulta bastante asequible (Aguado e Izquierdo, 1995).

En la figura 12 se muestra el esquema de dos plataformas de fuerza extensométricas conectadas a un PC. Se aprecian los cuatro captadores extensométricos, cada uno de los cuales registra las fuerzas actuantes en dos direcciones del espacio. Las señales eléctricas generadas llegan a una unidad electrónica de alimentación, multiplexión y

amplificación conectada a un PC mediante una tarjeta de adquisición de datos que convierte la señal analógica en señal digital.

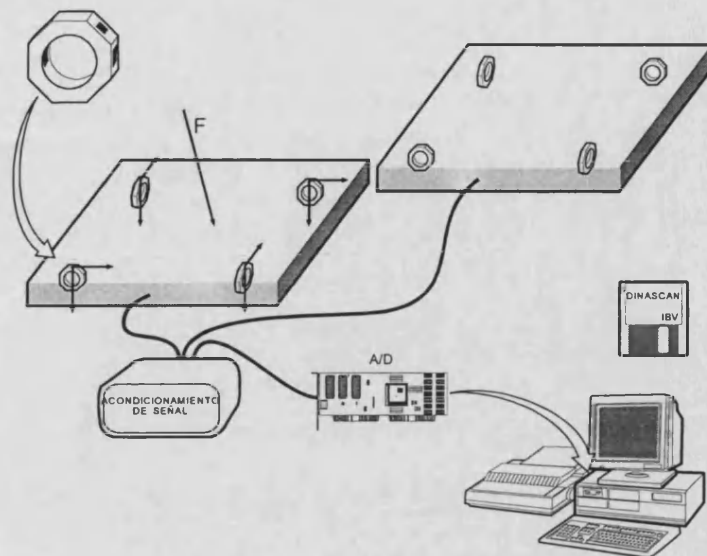


Figura 12. Esquema del instrumental necesario para realizar un estudio cinético mediante plataformas dinamoétricas DINASCAN-IBV (Vera y Hoyos, 1993).

- Presuometría: se entiende por técnicas presuométricas aquellas que permiten el registro de las presiones actuantes entre dos o más superficies. La utilización de estas técnicas en el estudio del calzado técnico deportivo es relativamente reciente (Llana y Brizuela, 1996; Van Gheluwe y cols., 1994) y los estudios se han centrado en el análisis de las presiones plantares, especialmente de cómo se modifican al introducir diferentes tipos de órtesis.

El estudio del efecto que diversos tipos de calzados y/u órtesis tienen sobre las presiones plantares suele abordarse utilizando las denominadas plantillas instrumentadas flexibles, las cuales consisten en plantillas de bajo espesor en cuya matriz flexible se encuentran embebidos numerosos transductores de presión. Otra posibilidad es utilizar transductores de presión miniatura, que tienen la ventaja de poder ser colocados en el punto anatómico deseado, pero presentan el inconveniente de no poder ser utilizados en gran número y que el cableado requiere agujerear el material de corte del calzado para no provocar molestias al pie. Las plantillas instrumentadas son de muy fácil utilización y el cableado viene preparado para no

provocar molestias en el pie; sin embargo, presentan el inconveniente de tener determinadas las posiciones de los transductores de presión por lo que solamente si su número es suficientemente elevado como para abarcar las distintas zonas de interés del pie serán recomendables.

La figura 13 presenta el esquema del instrumental necesario para realizar un estudio de las presiones plantares de un sujeto mediante una plantilla instrumentada con cerámicas piezoeléctricas. El cableado de la plantilla sale por el lateral de la pierna y llega a una pequeña riñonera que alberga la fuente de alimentación eléctrica, una unidad de multiplexión y otra de amplificación. La señal analógica generada es transformada en una señal digital mediante una tarjeta de adquisición de datos, de manera que pueda ser registrada y almacenada en un PC. Con el software adecuado las gráficas temporales de las presiones plantares son parametrizadas para su posterior análisis estadístico.

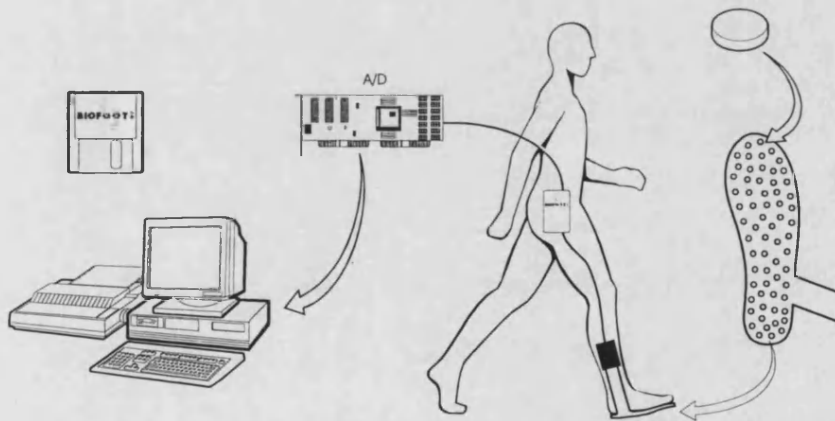


Figura 13: Esquema del instrumental necesario para analizar las presiones plantares mediante una plantilla instrumentada BIOFOOT-IBV (Vera y Hoyos, 1993).

c) La actividad muscular

De los diversos tejidos que conforman el cuerpo humano únicamente el tejido muscular es capaz de generar movimiento. Existen varias técnicas para estudiar la acción muscular; desde el empleo de esqueletos articulados o disecciones en cadáver, a las técnicas que permiten registrar la actividad eléctrica muscular (Rash y Burke, 1986).

Por razones obvias, es ésta última la única que permite conocer la actividad muscular “in vivo” y, por lo tanto, la única que puede utilizarse con el objeto de conocer el posible efecto del calzado técnico deportivo sobre la actividad muscular en determinados movimientos.

La actividad eléctrica asociada al proceso de despolarización de la membrana muscular que precede a la contracción muscular puede ser registrada mediante la técnica denominada electromiografía. La cadena de medida electromiográfica requiere la captación de la señal mediante electrodos colocados en la piel o en el interior del vientre muscular, su amplificación y su registro en un PC vía un conversor analógico digital (Vera y cols., 1985), si bien la forma más tradicional de registrar estas señales es mediante un polígrafo.

Los electrodos de superficie han sido más utilizados (Elliot y Blanksby, 1979; Mann y Hagy, 1980a; Mann y Hagy, 1980b; MacIntyre y Robertson, 1987; Nilsson y cols., 1985) que los electrodos de profundidad (Brandell, 1973; Paré y cols., 1981; Schwab y cols., 1983), probablemente debido a su más fácil manejo y a la mayor comodidad para el sujeto de ensayos además de por proporcionar información de la actividad del músculo de manera global; sin embargo, presenta la problemática de proporcionar información exclusivamente de los músculos superficiales. Este problema es subsanado mediante los electrodos de profundidad que son introducidos hasta alcanzar el músculo deseado mediante agujas hipodérmicas; sin embargo, esta técnica presenta dos inconvenientes importantes: por un lado, se trata de una técnica cruenta y, por otro lado, capta potenciales muy localizados por lo que no es posible generalizar a la acción global del músculo.

Pero la problemática y controversias de esta técnica no se ciñen exclusivamente a la captación de la señal, sino a su interpretación y a la metodología para su procesado. Respecto a su interpretación destaca el hecho de que la actividad eléctrica del músculo no refleja la tensión interna generada por éste, a excepción de la acciones musculares isométricas (Rasch y Burke, 1986), sino que dependiendo de la velocidad de acortamiento o alargamiento, de la fatiga, de la longitud del músculo, etc la relación

actividad eléctrica/tensión interna será diferente (Vera y cols., 1985). Respecto a la metodología empleada en el procesado de la señal existen varias opciones, como muestra la figura 14; en primer lugar la señal puede interpretarse sin ningún tipo de procesado (raw EMG) lo que permite un juicio subjetivo de la magnitud y fases de la actividad muscular, la rectificación de la señal con el objeto de crear componentes positivos puede realizarse bien eliminando la porción negativa (half-wave rectification) o bien creando un valor absoluto (full-wave rectification); si a estos registros se les eliminan las altas frecuencias mediante un filtro de paso bajo, se obtiene una envolvente lineal (linear envelope); finalmente existe un último nivel de complejidad consistente en la integración del área englobada por la señal filtrada que, a su vez, puede realizarse de diversas formas.

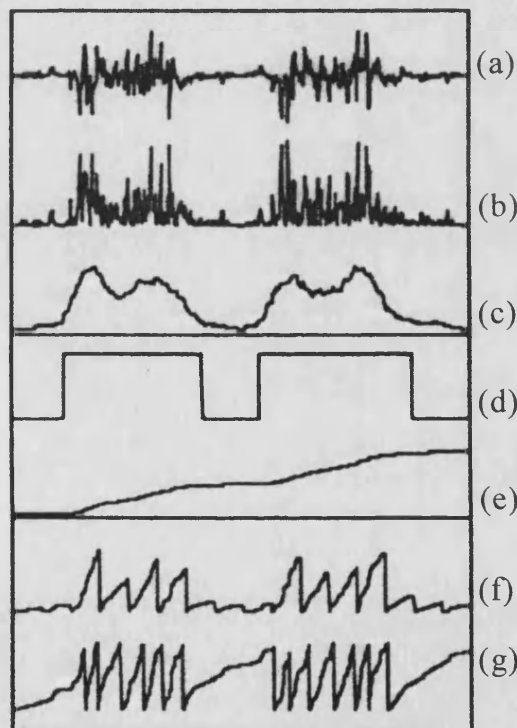


Figura 14: Metodología usada para el análisis de las señales de EMG; (a) bruto, (b) rectificada (eliminación de la porción negativa), (c) filtrada (envolvente lineal), (d) según del umbral y (e) (f) y (g) tres métodos de integración (Winter, 1979).

La problemática citada explica el porqué de los pocos trabajos publicados que analizan el efecto del calzado y/o la superficie de juego sobre la actividad muscular (Stüssi y cols., 1989; Van Gelughe y Hebbelinck, 1986).

Técnicas para caracterizar los materiales

El segundo grupo de técnicas utilizadas tradicionalmente en el estudio del calzado son aquéllas que permiten analizar diversas características de los materiales empleados en la construcción del calzado. Se trata de instrumental que analiza muestras provenientes de diversas estructuras del calzado o el calzado completo en condiciones de laboratorio, es decir, ensayos denominados genéricamente “in vitro”.

Las variables de interés son fundamentalmente características mecánicas como las propiedades amortiguadoras del piso y plantilla, las características de fricción de la suela y la flexibilidad longitudinal y transversal del calzado, pero también resultan variables de interés, la transpiración del material de corte, dada su estrecha relación con determinadas infecciones de carácter microbiano, y la abrasión de la suela, debido a que determina la geometría de la suela. Sin embargo, no existen normativas o estándares aceptados universalmente de qué instrumental ha de emplearse ni de cómo han de llevarse a cabo los ensayos (Cavanagh y cols., 1978, 1980).

Técnicas de caracterización mecánica

Estos ensayos pueden realizarse con el fin de seleccionar los materiales destinados a la suela, entresuela y plantilla, o con el fin de discriminar entre calzados ya construidos en relación a su capacidad de amortiguación. En el primer caso, este tipo de ensayos presentan la ventaja de permitir analizar un número elevado de composiciones y espesores sin necesidad de completar la construcción del calzado.

- Instrumental para analizar las características de amortiguación del piso (suela y entresuela) y plantilla: el estudio de las características de amortiguación de los

materiales suele abordarse analizando las fuerzas, aceleraciones y/o deformaciones ocasionadas al colisionar una masa impactante con el material de estudio (Calder y Smith, 1985; Clarke y Frederick, 1981; Frederick y cols., 1984) o analizando las características de tensión-deformación del material (Cook y Kester, 1985; Gross y Bunch, 1989; Misevich y Cavanagh, 1984). No obstante, dichos métodos presentan diversos problemas; las fuerzas, aceleraciones y deformaciones medidas durante un impacto dependen de la masa impactante, de la altura a la que se suelta y de la superficie de contacto, mientras que los tests que determinan la curva tensión-deformación suelen realizarse con cargas y frecuencias diferentes a las reales.

En el estudio de las características de amortiguación del calzado mediante máquinas deben tenerse en cuenta dos aspectos fundamentales: la fuerte no linealidad de los materiales utilizados en el calzado y su comportamiento viscoelástico. Consecuentemente, es necesario aplicar cargas cuyo nivel y velocidad simulen las cargas producidas durante la actividad para la que ha sido diseñado el calzado.

García y cols (1994) proponen una metodología en la que se simulan las sollicitaciones mecánicas reales durante la práctica de una determinada actividad (figura 15). El instrumental utilizado es una máquina universal de ensayos mecánicos, utilizado en ámbitos de investigación tan diversos como la tecnología de la alimentación (Costell y Durán, 1975c, 1976a) o la tecnología de los implantes (Prats y cols., 1992), que permite registrar las variables mecánicas que caracterizan las propiedades de rigidez y resistencia de todo tipo de material sólido. Se trata de máquinas hidráulicas que permiten la aplicación de cargas de impacto a compresión programadas desde un tablero de mandos. La probeta de material a ensayar se sitúa entre dos platos de compresión que le transmiten la carga aplicada mediante un actuador. Transductores de carga y de desplazamiento registran el comportamiento del material y mediante una tarjeta de adquisición de datos será registrado en un PC, que con el software adecuado permitirá el cálculo de las variables de interés que, en el caso del calzado, son la capacidad de disipación de energía del material (valorada según la tangente de pérdidas), la rigidez y la deformación máxima producida en el impacto (ver anexo 8.5.).

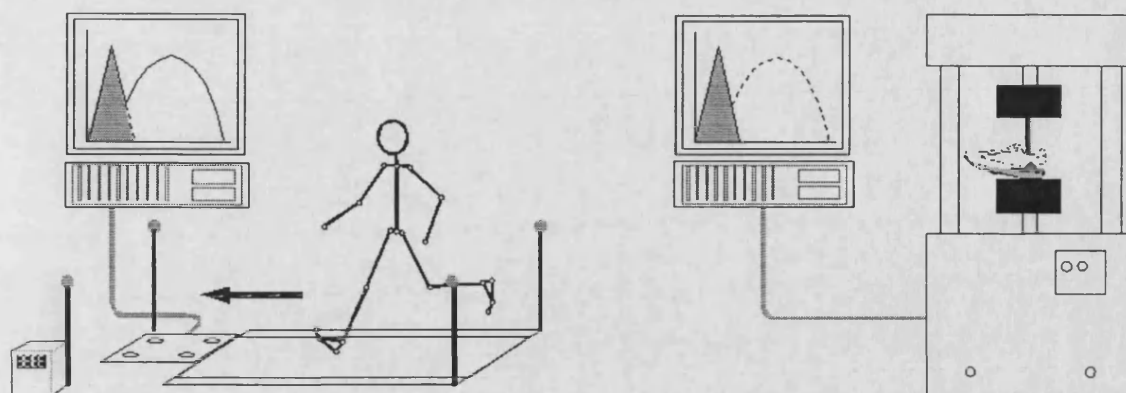
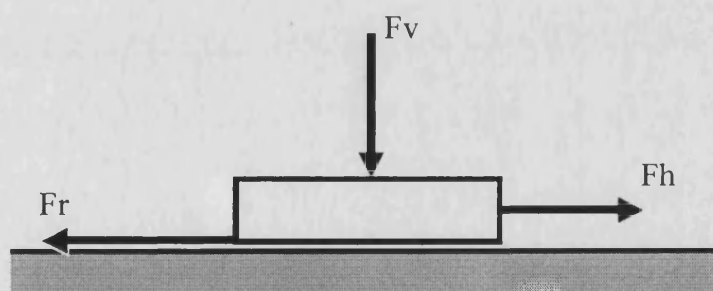


Figura 15: Esquema de la metodología de análisis de materiales basada en la simulación de los impactos generados en la práctica deportiva (García y cols., 1994).

- Instrumental para analizar las características de fricción de la suela: La fricción o rozamiento es la fuerza que actúa entre las dos superficies en contacto y que se opone al movimiento relativo entre ellas. La teoría clásica sobre el rozamiento supone que la fuerza de rozamiento es directamente proporcional a la fuerza perpendicular que hay entre las dos superficies; es la denominada ley de Coulomb, donde la proporcionalidad viene determinada por el llamado coeficiente de rozamiento, μ (figura 16).



$$\text{Ley de Coulomb: } Fr = \mu * Fv$$

Donde:

- Fr = fuerza de rozamiento
- μ = coeficiente de rozamiento
- Fv = fuerza vertical
- Fh = fuerza horizontal

Figura 16: Ley de Coulomb para los deslizamientos laterales.

Sin embargo, la ley de Coulomb es sólo una aproximación que en determinados casos queda muy alejada de la realidad. En efecto, la fuerza de fricción que aparece entre la suela del calzado y el pavimento deportivo depende de los siguientes factores:

- Fuerza perpendicular entre las superficies.
- Tipo de materiales.
- Dimensiones de la superficie de contacto.
- Acabado (rugosidades) de las superficies.
- Velocidad del movimiento de las superficies.
- Condiciones ambientales: temperatura, humedad, etc.

Al igual que en el caso de los estudios de amortiguación, la no existencia de normativa europea o mundial respecto a los requisitos técnicos que ha de cumplir este tipo de instrumental hace muy difícil la comparación entre resultados obtenidos en diferentes laboratorios, dado que cada uno desarrolla su propio instrumental de medida. No obstante, casi todos ellos coinciden en emplear una plataforma dinamométrica como instrumento de medida de las fuerzas de fricción actuantes entre la suela del calzado y el pavimento, siendo el modo en que se aplican las fuerzas y momentos lo que suele diferir entre laboratorios (Francis y Zozyla, 1990; Schlaepfer y cols., 1983). Así, algunos laboratorios aplican fuerza vertical mediante pesos y producen el movimiento tirando del calzado con la mano como muestra la figura 17, mientras que en otros laboratorios tales fuerzas son aplicadas mediante máquinas hidráulicas.

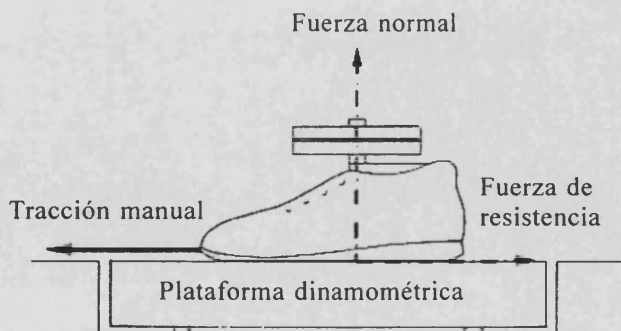


Figura 17: Esquema de ensayos para medir las fuerzas de fricción suela-pavimento (Adaptado de Francis y Zozula, 1990).

- Instrumental para analizar las características de flexibilidad del calzado: diversas metodologías y técnicas aparecen en la bibliografía (Cavanagh y cols., 1980) para medir la flexibilidad del calzado. Tradicionalmente, los estudios se han centrado en la flexibilidad transversal pero la importancia de la flexibilidad longitudinal (torsión) puesta de manifiesto en diversos estudios (Stacoff y cols., 1989; Stacoff y cols., 1991) ha hecho que este tipo de flexibilidad también sea tenida en cuenta en los diversos laboratorios.

Posiblemente el más sencillo y barato instrumental consista en una plataforma articulada que gira al aplicarle un par torsor. El calzado se apoya sobre la plataforma y tras aplicar un peso que origina el giro se mide la máxima flexión alcanzada mediante una regleta o semicírculo graduado.

Un instrumental más complejo y caro permite medir el par torsor (o incluso la energía) necesario para flexionar el calzado hasta una determinada angulación (figura 18). En este caso se suelen utilizar galgas extensométricas para medir la fuerza aplicada, puesto que la señal emitida por el transductor de fuerza es directamente proporcional al par torsor aplicado. Dicha señal analógica será convertida en señal digital mediante una tarjeta de adquisición de datos de manera que pueda ser registrada y almacenada en un PC.

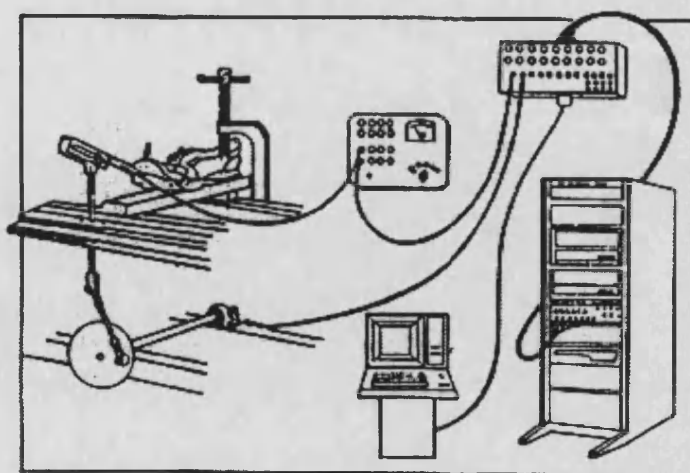


Figura 18: Esquema del instrumental necesario para registrar el par torsor requerido para flexionar el calzado a una determinada angulación (Cavanagh, 1979).

- Pesaje: se trata posiblemente del instrumental más barato de todos los citados, dado que el pesaje del calzado se puede realizar con cualquier báscula correctamente calibrada y con una precisión de 0.001 kg.

Otras

- Instrumental para analizar las características de transpiración del material de corte: cuando se realiza actividad física el interior del calzado es húmedo, oscuro y cálido, es decir, el ambiente perfecto para sufrir infecciones de microorganismos, así como discomfort aún en la ausencia de infecciones. El material de corte del calzado es el responsable de permitir una mayor o menor transpiración del pie.

El ensayo utilizado para medir dicha propiedad suele consistir (figura 19) en introducir en una cámara climática un pequeño container abierto por uno de sus lados de manera que puede ser tapado por una muestra del material de corte del calzado a analizar. En el interior de dicho container se deposita una cierta cantidad de desecante, como el clorhidrato de calcio, y a continuación se eleva la temperatura de la cámara climática durante un determinado período de tiempo. La cantidad de vapor de agua que ha atravesado el material de corte se mide a partir de la diferencia de peso antes y después de introducir el container en la cámara climática (Cavanagh y cols., 1980).

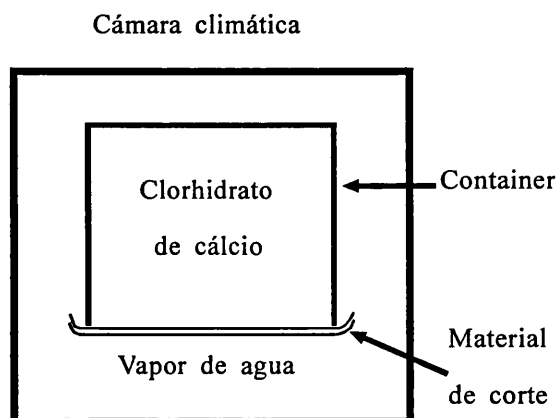


Figura 19: Esquema del ensayo de transpiración del material de corte del calzado (Adaptado de Cavanagh y cols., 1980).

- Instrumental para analizar las características de abrasión de la suela: la abrasión de la suela es un importante factor económico, pero también de diseño de la suela y entresuela puesto que modifica la superficie de contacto del calzado con el pavimento. El instrumental que permite medir esta característica suele consistir en una “cinta rodante abrasiva mecanizada” sobre la que se sitúa el calzado a analizar (Cavanagh y cols., 1980). El calzado debe situarse de manera que permanezca constantemente en contacto con la cinta y que ejerza una cierta presión sobre ésta; además, la zona de contacto debe ser especialmente relevante respecto a esta característica como la zona postero-externa del calzado en el caso de los corredores talonadores. El desgaste es analizado tras periodos de tiempo determinados con antelación y, generalmente, el ensayo finaliza cuando la suela de la zona de contacto ha sido totalmente eliminada y la entresuela queda a la vista. Es aconsejable el uso de un chorro de aire dirigido sobre la cinta de manera que se eliminen las virutas producidas.

Técnicas para la recogida de datos personales, técnicos, epidemiológicos y de carácter subjetivo de los sujetos de ensayo

Los instrumentos utilizados para recabar información de las características personales y técnicas de los sujetos de ensayo, así como información de las lesiones sufridas y de aspectos subjetivos como las preferencias personales o las percepciones de confort son las denominadas hojas de entrevista (García Ferrando y cols., 1993). A continuación, se expondrán los aspectos más relevantes de cada uno de los tipos de información citados.

- Datos de carácter personal y técnico: se recaban aquellos datos que puedan discriminar la probabilidad de sufrir lesiones, es decir, factores de riesgo de lesión en relación a determinadas características del calzado y/o pavimento de juego. Estos factores de riesgo son: el género, la edad, la estatura y el peso (a partir de los cuales se puede calcular el índice de masa corporal, BMI), el tipo de pie, el nivel deportivo,

los años de práctica, la frecuencia y duración de las sesiones de práctica semanales (tanto de entrenamiento como de competición).

- Datos de carácter epidemiológico: posiblemente los estudios de tipo prospectivo sean los que permiten recabar la información más precisa acerca del tipo, localización y frecuencia de las lesiones sufridas por un grupo de deportistas; sin embargo, son estudios que requieren una gran cantidad de recursos, tanto humanos como económicos, por lo que resulta difícil de llevarlos a cabo (Bloomfield y cols., 1994). Los estudios que recaban información en clínicas u hospitales infravaloran el número de lesiones reales (Garrick, 1987) dado que los jugadores no siempre acuden a la consulta de un médico especialista cuando sufren algún tipo de lesión, incluso cuando ésta les obliga a suspender su práctica deportiva.

Por otro lado, la recogida de datos epidemiológicos retrospectivos mediante entrevistas personales con encuestas estructuradas presenta la ventaja de requerir pocos recursos humanos y económicos lo que permite recabar un gran número de datos con un esfuerzo razonable; sin embargo, no está exenta de problemas, de manera que las preguntas deben enunciarse en un lenguaje neutro pues en caso contrario se puede inducir al entrevistado a contestar en una determinada forma, además el entrevistado puede olvidar información o incluso engañar deliberadamente.

La recogida de datos epidemiológico retrospectivos mediante encuestas es posiblemente la técnica más al alcance de los diversos grupos de investigación, lo que justifica el gran número de estudios publicados basados en esta técnica de recogida de datos (Berson y cols., 1981; Brizuela, 1986; Brizuela y cols., 1986; Feit y Berenter, 1993; Ferrandis, 1997; Giannini y cols., 1986; Soderstrom y cols., 1982). Dichas encuestas han de estar estructuradas de manera que se presenten todas las regiones anatómicas susceptibles de sufrir lesión por la actividad físico-deportiva en cuestión y que sean fácilmente reconocibles por el entrevistado. En este sentido, la utilización de dibujos anatómicos (figura 20) puede clarificar y ayudar notablemente a una correcta cumplimentación de la encuesta.

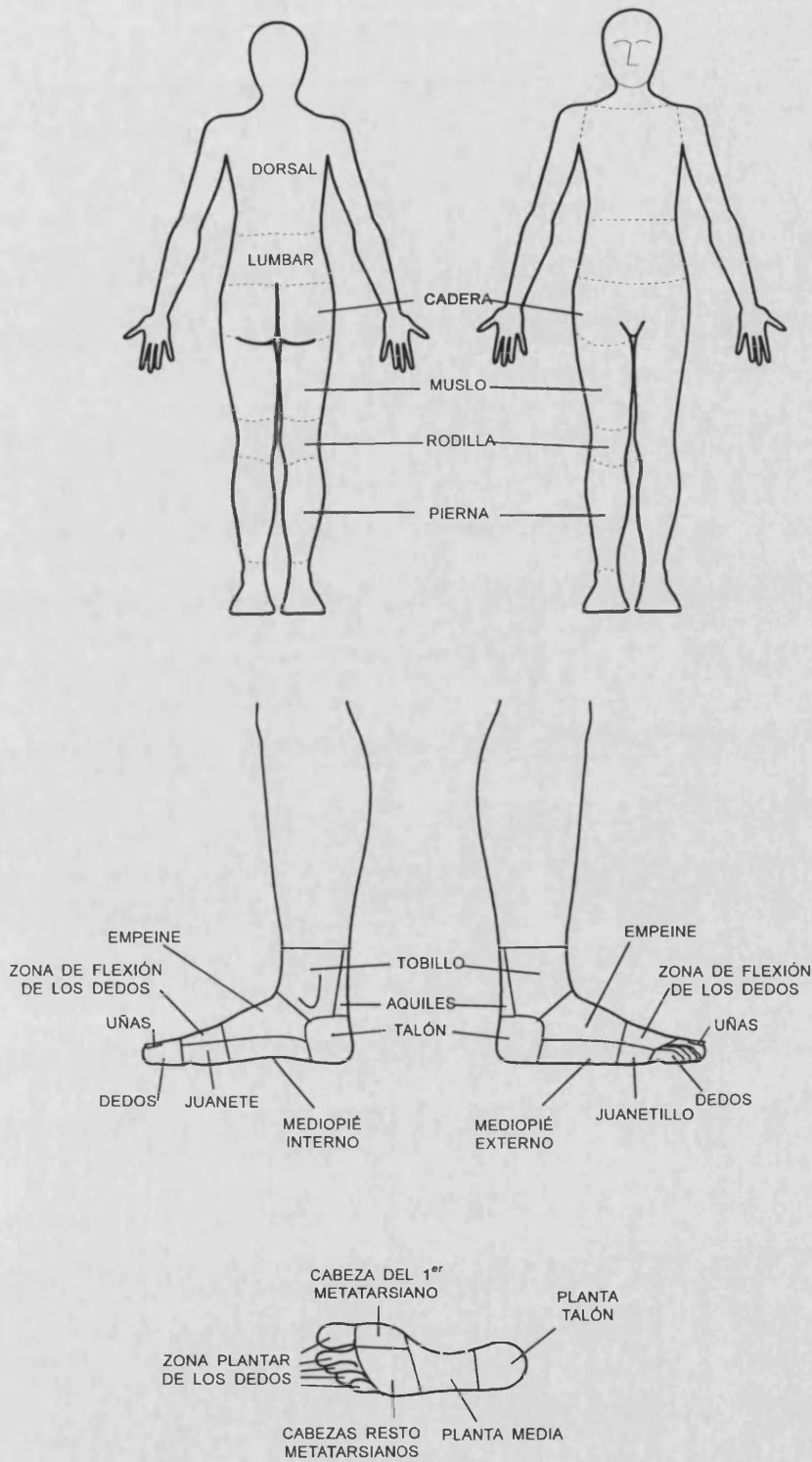


Figura 20: Dibujo del cuerpo humano dividido en zonas para el análisis epidemiológico y de confort por partes del cuerpo.

- Datos de carácter subjetivo: se incluyen en este grupo dos tipos de información, por un lado datos referentes a las preferencias respecto al calzado y/o tipo de pista de juego, y por otro lado datos referentes al confort percibido por el entrevistado. Ambos tipos de información se recaban mediante encuestas.

La recopilación de información a través de encuestas de confort, ha sido ampliamente utilizado en el ámbito de la ergonomía y especialmente en el análisis del puesto de trabajo (Shackel y cols, 1969). El objetivo de dichas pruebas es recabar información sobre las percepciones de confort o la incidencia de molestias asociadas al uso de un determinado producto. Sin embargo, su utilización para la evaluación del calzado no está muy extendida, si bien cabe destacar las denominadas “pruebas de calce” que se realizan en la industria del calzado consistentes en probar los nuevos prototipos a sujetos que dan su opinión. No obstante, dichas pruebas se realizan sin rigor científico y sin ir más allá de la opinión personal de los sujetos participantes en ellas.

La metodología actualmente en uso (Shackel y cols., 1969) recaba información en base a tres tipos de cuestionarios que se cumplimentan durante y después de la utilización del producto a analizar bajo condiciones controladas:

- de confort general; pretende cuantificar el nivel de confort asociado al uso del producto de manera global y su evolución con el tiempo,
- de confort por partes del cuerpo; utilizando un diagrama del cuerpo humano dividido en zonas (figura 20), se pide al sujeto que cuantifique el nivel de molestias en cada zona,
- de juicios subjetivos sobre las características del producto a analizar; consiste en emitir un juicio de valor respecto a determinados rasgos del producto, como por ejemplo sus características dimensionales.

1.2.3.- EL ESTUDIO BIOMECÁNICO DEL CALZADO TÉCNICO PARA TENIS

En el siguiente apartado se presenta una revisión comentada de la bibliografía más relevante centrada en el estudio del calzado técnico de tenis, atendiendo a los tres aspectos básicos en que repercute el calzado: aspectos epidemiológicos, aspectos de confort y aspectos biomecánicos y de rendimiento.

1.2.3.1.- Estudios epidemiológicos

Estudios epidemiológicos realizados en numerosas actividades físico-deportivas muestran como la localización, frecuencia y tipo de lesiones es altamente dependiente del tipo de práctica (Brizuela, 1996; Brizuela y cols., 1996; Ferrandis, 1997; Caine y cols., 1996). Así, mientras en la carrera de fondo las lesiones más frecuentes se localizan en las uñas del pie y en la rodilla (Ferrandis, 1997), en deportes de sala como el baloncesto las lesiones más frecuentes se localizan en el tobillo seguidas por las de rodilla (Brizuela, 1996). No obstante, existen diversos factores de riesgo generales que subyacen en la etiología de las lesiones asociadas a todos los deportes y que básicamente se pueden identificar en factores intrínsecos, como el género, la edad y el peso (o el índice de masa corporal), y en factores extrínsecos, como el número de horas de práctica semanal, el material y el equipamiento deportivo utilizado (Mohtadi y Poole, 1996).

Centrando la atención en la epidemiología del tenis, las diversas estadísticas publicadas muestran porcentajes de lesiones por zonas corporales que, si bien no son coincidentes, no difieren grandemente. La tabla 5 presenta los resultados de algunos de los estudios más relevantes.

Localización de las lesiones	Nigg y cols. (1981)	Chard y Lachmann (1987)	Hutchinson y cols. (1995)*	MGD (1989)
Miembros superiores	29.5	35	26.2	45.7
Raquis	15.1	20	24.3	11
Miembros inferiores	55.4	45	49.5	43.3

Tabla 5: Porcentaje de lesiones localizadas en los miembros superior e inferior y raquis.

Los resultados presentados por Nigg y cols. (1981), Chard y Lachmann (1987) y Hutchinson y cols., (1995) se realizaron mediante entrevistas personales a pie de pista, mientras que los estudios de la mutua general deportiva española (MGD, 1989) recabaron la información en clínicas y hospitales, lo que puede no coincidir con los porcentajes de lesiones reales (apartado 1.2.2.3.). A este respecto cabe destacar el trabajo de Biehl (1989) para quien el 76% de las lesiones atendidas en hospitales alemanes se localizan en los miembros inferiores, no obstante, el autor no cita la fuente de información, ni proporciona los porcentajes para el resto de zonas anatómicas. Es interesante destacar el hecho de la no existencia de estudios prospectivos de la incidencia y severidad de las lesiones en el tenis publicados en la literatura científica.

Si bien los estudios epidemiológicos indican que aproximadamente la mitad de las lesiones sufridas en el tenis se localizan en los miembros inferiores (con un rango de variabilidad del 43.3% al 65.2%), 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 y cols., 1986). Del mismo modo, la atención que se presta al calzado técnico para tenis en la prensa especializada no llega al 10% del espacio que se dedica a la raqueta y, sin embargo, el calzado técnico para tenis (al igual que el pavimento de juego) puede influir decisivamente en la generación de lesiones localizadas en los miembros inferiores y raquis, es decir, en el 60%-75% del total de lesiones reportadas en los estudios epidemiológicos. A continuación, se expondrá el tipo de lesión y las estructuras dañadas más frecuentes localizadas en el raquis y en los miembros inferiores (las denominadas “lesiones catastróficas”, es decir, aquellas lesiones que no pueden ser solucionadas con ningún tratamiento quirúrgico ni rehabilitatorio, y que en el caso del tenis suelen ser lesiones oculares y muertes súbitas, y las lesiones localizadas en los

miembros superiores no se exponen por no ser influidas por el calzado y/o pavimentos de juego, no obstante, se puede recabar información en diversos trabajos (Priest, 1976 y 1988; Lo y cols., 1990; Chard y cols., 1989; Gruchow y cols., 1979; Ilfeld, 1992; Leach y Miller, 1988; Maffulli y cols., 1990; Murtagh, 1988; Nirschl, 1986 y 1988; Stratford y cols., 1989; Larrison y cols., 1990; Duke, 1976; Easterbrook, 1980; Jones, 1987; Navanati, 1991).

- Raquis: diversos estudios (Marks y cols., 1988; Chard y Lachmann, 1987) coinciden en indicar que de las lesiones localizadas en la espalda la más frecuente es el dolor lumbar (low-back pain), incluyendo lesiones en los discos intervertebrales, lesiones traumáticas, por sobrecarga e idiopáticas. Así mismo, cerca del 40% de los jugadores profesionales manifestaron sufrir dolor lumbar de manera frecuente.
- Miembros inferiores: las articulaciones de la rodilla y del tobillo son las dos regiones más frecuentemente lesionadas en los miembros inferiores, si bien con porcentajes diferentes, así en el estudio de Chard y Lachmann (1987) las lesiones de rodilla representaron un 20% mientras que las de tobillo rondaron el 8%, del mismo modo en el trabajo de Feit y Berenter (1993) las lesiones de rodilla superan a las de tobillo pues el 33.8% de los jugadores que participaron en el estudio sufrió lesiones en esta región mientras que un 26.9% sufrieron esguinces de tobillo. Por contra, los trabajos de Giannini y cols (1986), Bocchi y cols., (1984) y de Biehl (1989) coinciden en indicar que la lesión más frecuente entre los tenistas es el esguince de tobillo, no obstante, los dos últimos autores citados no justifican dicha afirmación con datos.

Entre el resto de lesiones más frecuentes se pueden diferenciar dos grupos; el primero formado por lesiones propias y características del tenis y el segundo por lesiones frecuentes en el tenis pero comunes a otras especialidades.

- Lesiones propias del tenis: entre las lesiones de carácter agudo destaca la 'pierna del tenis' (tennis leg) que consiste en una ruptura traumática de un grupo de fibras del gemelo interno que se produce por un asincronismo articular al extender la rodilla estando el tobillo en flexión dorsal (Froimson, 1969; Biehl, 1989; Gecha y

Torg, 1988; Gilbert y Ansari, 1991). Entre las lesiones de carácter crónico destacan el “talón del tenis” (tennis heel) y el “dedo del tenis” (tennis toe); la primera consiste en procesos inflamatorios y/o degenerativos que afectan a diversas estructuras localizadas en el talón, desde el tendón de Aquiles y su vaina en su zona de inserción hasta el tejido blando del talón (heel pad) y estructuras circundantes, el segundo es un proceso inflamatorio en los dedos de los pies como consecuencia de una incorrecta adaptación funcional del calzado al pie de manera que éste se desplaza dentro del calzado chocando con el material de corte, lo que genera fuerzas de fricción y presiones excesivas (Biehl, 1989).

- Lesiones comunes a otros deportes: se trata de lesiones de carácter crónico como la osteopatía del pubis (Fricker y cols., 1991), el síndrome de la banda iliotibial (Barber y Sutker, 1992), tendinitis del tendón de Aquiles (Biehl, 1989) y la fascitis plantar (Biehl, 1989).

Los factores de riesgo que inducen la aparición de lesiones en los miembros inferiores y raquis en el tenis son los siguientes (Mohtadi y Poole, 1996): entre los factores intrínsecos ser hombre y de edad adulta, el peso o el índice de masa corporal no parece influir decisivamente, y entre los factores extrínsecos destacan las horas de práctica, de manera que a más horas más lesiones, el tipo de superficie y el calzado utilizado. Estos dos últimos factores determinan tres aspectos fundamentales en el desencadenamiento de las lesiones deportivas como son las características de fricción suela/pavimento, las características de amortiguación de impactos y la movilidad articular del miembro inferior.

- Características de fricción: el coeficiente de fricción calzado/pista de juego, depende del relieve (dibujo) y del tipo de material empleados en la suela del calzado y en la capa más superficial del pavimento. Diversos estudios (Nigg y Segesser, 1988; y Nigg y Denoth, 1980; Valiant, 1987 y 1990) indican que el valor óptimo del coeficiente de fricción para la práctica del tenis y otros deportes de sala oscila entre 0.5 y 0.7. Así mismo, los trabajos de Luethi y cols. (1986) muestran como la carga que soporta el aparato locomotor en un pavimento sintético con un coeficiente de

fricción de 1, es mucho mayor que en tierra batida donde el coeficiente de fricción es de 0.5. En dicho trabajo midieron la actividad electromiográfica de varios músculos del miembro inferior encontrando que la actividad de los músculos era mayor en el pavimento sintético que en la tierra batida, tanto en el EMG bruto como en el EMG integrado. La figura 21 muestra un registro de las fuerzas de reacción en ambos tipos de superficie, donde se puede apreciar como en el pavimento sintético el punto de contacto permanece prácticamente inalterado, mientras que en la tierra batida se desplaza y además los vectores de fuerza son menores.

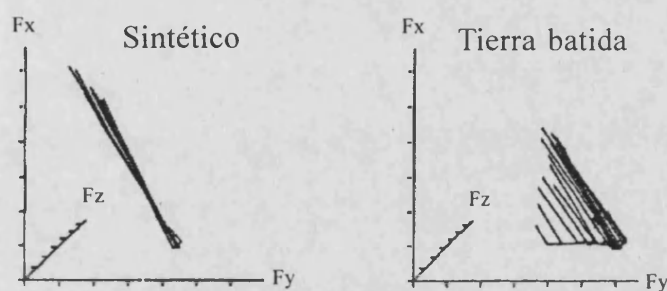


Figura 21: Fuerzas de reacción al realizar una parada lateral sobre un pavimento sintético de $\mu = 1$ y un pavimento de tierra batida de $\mu = 0.5$ (Luethi y cols., 1986).

Los resultados obtenidos por Luethi y cols. (1986) en laboratorio son apoyados por los estudios epidemiológicos de Bocchi y cols (1984), Kulund y cols (1979) y Nigg y cols. (1989), quienes reportan una mayor incidencia de lesiones en aquellos jugadores que practican habitualmente en superficies sintéticas con altos coeficientes de fricción.

La prevención de las patologías ocasionadas cuando el coeficiente de fricción es elevado, pasa por una correcta elección del calzado y de la superficie de juego. En este sentido, parece ser que las características del pavimento son más importantes que las del calzado (Van Gheluwe y Deporte, 1992).

- Características de amortiguación: los pavimentos analizados por Luethi y cols. (1986) presentaban diferencias en cuanto al coeficiente de fricción pero también en cuanto a la amortiguación, de manera que el pavimento con mayor coeficiente de fricción era el menos amortiguador y viceversa. De sus resultados se puede concluir

que el pavimento menos amortiguador y con mayor coeficiente de fricción ocasiona mayores cargas en el sistema músculo-esquelético y, por lo tanto, es potencialmente más lesivo. Sin embargo, no existen estudios que muestren una clara dependencia entre las características amortiguadoras de los pavimentos de juego y lesiones en el aparato músculo-esquelético de los tenistas. Algunos trabajos (Kulund y cols., 1979; Bocchi y cols., 1984) indican que aquellos jugadores que practican sobre pistas más amortiguadoras presentan menos lesiones de rodilla a lo largo de su vida deportiva, sin embargo, los autores no aportan ningún dato que demuestre dicha afirmación, por lo que no pasa de ser una opinión sin confirmar.

- Movilidad articular: las lesiones localizadas en las extremidades inferiores se producen principalmente como consecuencia de los desplazamientos y paradas laterales y caídas tras los saltos (Stussi y Stacoff, 1993). Estos movimientos pueden solicitar las articulaciones hasta sus límites de recorrido articular pudiendo generar lesiones agudas como esguinces de tobillo. Para paliar en lo posible estos problemas Stussi y Stacoff (1993) proponen que el calzado respete el movimiento de torsión o flexión longitudinal y que las entresuelas no sean muy elevadas puesto que ello aumenta la inestabilidad lateral.

En un estudio anterior Stussi y cols., (1989) analizan el movimiento de supinación de la articulación subastragalina en una parada lateral empleando para ello 6 prototipos de calzado: dos de caña baja, dos de caña media y dos de caña alta, además una de cada presentaba un acabado redondeado de la entresuela mientras que la otra lo presentaba recto. Los resultados indican que la forma del contorno no tiene ningún efecto sobre la supinación máxima alcanzada, pero sí la altura de caña. Encontraron diferencias significativas entre las zapatillas de caña baja y alturas mayores, pero no se apreciaron diferencias entre las zapatillas de caña alta y media. Los autores concluyen que un diseño adecuado de la altura de la caña puede contribuir a reducir las sollicitaciones mecánicas de los ligamentos laterales y musculatura peronea.

En la revisión realizada se han detectado varias carencias o lagunas de conocimiento que se enumeran a continuación:

- A nivel nacional: faltan estudios epidemiológicos realizados “a pie de pista” cuyos resultados se ajusten más al total de lesiones sufridas por los tenistas que los estudios realizados en clínicas y hospitales.

- A nivel nacional e internacional: faltan estudios que analicen la tasa de incidencia de las lesiones, esto es, la razón entre el número de lesiones y de horas jugadas, con lo que es posible conocer el número de horas de práctica que condecen a la aparición de un determinado tipo de lesión. Así mismo, faltan estudios que analicen las dependencias entre lesiones y factores de riesgo y, más concretamente en el campo que nos ocupa, las dependencias entre lesiones y diversos tipos de diseños y materiales en el calzado y pavimento de juego.

1.2.3.2.- Estudios de confort

Como se cita en el apartado 1.2.2.3. la metodología actualmente utilizada en los estudios de confort surge a finales de la década de los 60 en el ámbito de la ergonomía (Shackel y cols., 1969). Sin embargo, y a pesar de su importancia, muy pocos son los trabajos sobre confort publicados en el ámbito del calzado en general, y menos aún los relacionados con el calzado técnico para tenis en particular.

En la revisión bibliográfica realizada tan solo se han encontrado dos artículos que analizan el efecto del calzado sobre el confort (Nigg y cols., 1986; Luethi y Nigg, 1985), que en realidad hacen referencia al mismo trabajo de investigación. A continuación se presenta un resumen comentado de dicho trabajo.

En primer lugar los autores dividen las molestias debidas a la práctica del tenis en dos grandes grupos; por un lado las “molestias de golpeo” (stroke pain) son aquellas cuyo origen radica en la técnica del golpeo empleada y afectan principalmente al miembro superior y raquis, y por otro lado las “molestias por movimiento” (motion

pain) son aquellas ocasionadas por los desplazamientos del jugador y afectan al miembro inferior y raquis.

El objetivo del estudio fue cuantificar la influencia de las “condiciones de entorno” (boundary conditions) tales como el tipo de calzado y la temperatura en el desarrollo de molestias y/o lesiones por movimiento, sin embargo a lo largo del trabajo solo hacen referencia a las molestias. Para ello realizaron un estudio prospectivo de dos meses de duración en el que participaron 229 sujetos, de los que finalmente se excluyeron 58. Utilizaron dos tipos de calzado para tenis; el tipo 1 con entresuela y suela de poliuretano blando y bajo coeficiente de fricción, y con material de corte flexible, el tipo 2 con entresuela y suela de goma duras y con un alto coeficiente de fricción, así como un material de corte más rígido.

Los sujetos rellenaban un cuestionario que incluía ítems relacionados con el calzado, temperatura y otras condiciones del juego, después de jugar un partido de tenis. Además si sufrían algún tipo de dolor o lesión cumplimentaban un cuestionario “médico”.

Los resultados muestran que el 40% de los sujetos experimentaron algún tipo de molestia, de los cuales el “discomfort” con un 55.1% del total fue el tipo de molestia más frecuente, el 33.3% reportaron dolor y un 11.6% sufrieron lesiones (no citan su localización, tipo o gravedad).

La frecuencia de molestias mostró ser calzado-dependiente con un 32.6% de los sujetos que utilizaron el calzado tipo 1 y un 47.1% de los sujetos que utilizaron el calzado tipo 2. Además la localización de dichas molestias también resultó dependiente del calzado, así el calzado de tipo 2 ocasionó el 75% del total de molestias reportadas en los dedos y rodilla, el 71% de las de tobillo y el 64% de las de talón. Por contra, el calzado de tipo 1 ocasionó el 75% del total de molestias reportadas en el arco longitudinal interno el pie y el 50% de las de la pierna.

El resto de factores de contorno estudiados también influyeron en la aparición de molestias. Aparecían más molestias en los partidos de competición que en los partidos de carácter lúdico, y también cuanto más tiempo estaban jugando.

Los resultados obtenidos indican que el tipo, la frecuencia y la localización de las molestias aparecidas durante la práctica del tenis están estrechamente relacionadas con las características del partido y del calzado utilizado. Sin embargo, la metodología utilizada no se corresponde con la metodología establecida en el ámbito de la ergonomía. Consecuentemente quedan diversas dudas por desvelar:

- No analizaron el confort general (global) del calzado, ni los errores de diseño percibidos subjetivamente (“juicios subjetivos”, es decir, opinión de los tenistas sobre las distintas estructuras del calzado).

- Al no conocer el confort general no pueden conocer el efecto relativo de las molestias por partes del cuerpo en éste (los autores realizan un estudio de molestias por partes del pie y pierna). Tampoco pueden conocer la relación entre los errores de diseño percibidos subjetivamente con el confort general y con las molestias por partes del cuerpo.

- Siguiendo la metodología utilizada en la ergonomía, el confort debe medirse mediante una variable de tipo ordinal utilizando para ello una escala de tipo likert o similar, y no una variable categórica medida con un ítem dicotómico confort-disconfort. De esta manera las técnicas estadísticas que se pueden utilizar son más potentes.

- Al analizar solo dos tipos de calzado la información obtenida es parcial y no es representativa del calzado existente en el mercado.

1.2.3.3. Estudios sobre el control de movimientos, las sollicitaciones mecánicas y el rendimiento

El punto de partida para el estudio biomecánico del calzado técnico deportivo consiste en el análisis de los tipos de desplazamientos que se realizan durante la práctica físico-deportiva. Este análisis debe incluir tanto los tipos de desplazamientos como su frecuencia e importancia. En el caso del tenis, como en la mayoría de deportes de carácter acíclico, se realizan una gran variedad de desplazamientos que básicamente se pueden agrupar en marcha, carrera, saltitos (hopping), saltos y otros (Nigg y cols., 1989). La tabla 6 muestra los resultados de un estudio comparativo entre jugadores de nivel avanzado y de nivel aficionado en el que se puede observar como la frecuencia de los desplazamientos es dependiente del nivel deportivo; así mientras la marcha es el tipo de desplazamiento más común entre los jugadores de nivel aficionado, en los jugadores de nivel avanzado se sitúa en un nivel similar al de la carrera y los saltitos (Nigg y cols., 1989).

Nivel deportivo	Tipo de desplazamiento				
	Marcha	Carrera	Saltitos	Saltos	Otros
Avanzado	30.5	29.8	29	5.8	4.9
Aficionado	73.5	15.2	8.8	1.8	0.7

Tabla 6: Frecuencia de los tipos de desplazamiento en tenis para una muestra de jugadores de nivel avanzado y de nivel aficionado, sobre una superficie sintética (Nigg y cols., 1989).

Además de la frecuencia en el tipo de desplazamiento, la frecuencia en la dirección y sentido del desplazamiento difiere según el nivel de los tenistas. La tabla 7 muestra como en los jugadores de nivel aficionado el sentido de desplazamiento más frecuente es el frontal (hacia delante), mientras que en los jugadores de nivel avanzado los desplazamientos laterales son casi tan frecuentes como los desplazamientos frontales (Nigg y cols., 1989).

Nivel deportivo	Dirección de desplazamiento				
	Hacia delante	Hacia atrás	Lateral	Vertical	Otros
Avanzado	40.5	17.4	34.5	2.6	5
Aficionado	61.1	8.7	16.1	0.7	13.4

Tabla 7: Frecuencia en el sentido de los desplazamientos para una muestra de jugadores de nivel avanzado y aficionados, sobre una superficie sintética (Nigg y cols., 1989).

El tipo y la dirección de los desplazamientos realizados determinan en gran parte la zona del calzado que contacta con el suelo en primer lugar, por lo que resulta diferente para jugadores de diferentes niveles tal y como muestra la tabla 8 (Nigg y cols., 1989).

Nivel deportivo	Zona del calzado				
	Delantera	Trasera	Lateral externo	Lateral interno	Otros
Avanzado	54.7	25.7	3.8	2.5	13.3
Aficionado	27.2	58.2	0.7	1.2	12.7

Tabla 8: Frecuencia del contacto inicial del calzado con el pavimento en diferentes zonas del calzado, para una muestra de jugadores de nivel avanzado y de nivel aficionado, sobre una superficie sintética (Nigg y cols., 1989).

Los datos mostrados en las tablas 6, 7 y 8 presentan información básica a partir de la cual se puede abordar el estudio biomecánico del calzado técnico para tenis atendiendo a los requisitos exigidos por el juego.

A la hora de decidir los gestos de estudio, el primer aspecto relevante es el hecho de que la forma más frecuente de desplazamiento en los jugadores de nivel aficionado y también en los jugadores de nivel avanzado, es la marcha. Sin embargo, este tipo de desplazamiento se realiza cuando la pelota no está en juego, por lo que su repercusión en el resultado del partido es despreciable, y además las sollicitaciones mecánicas que origina son mínimas, por lo que su repercusión en las lesiones también es despreciable. Consecuentemente, la marcha no es un gesto de estudio relevante en el análisis biomecánico del calzado técnico para tenis.

La carrera es el segundo tipo de desplazamiento más frecuente tanto entre los jugadores de nivel aficionado como en los jugadores de nivel avanzado (si bien, en este último caso se sitúa con una frecuencia similar a la marcha y los saltitos). El efecto que el calzado técnico deportivo tiene sobre las sollicitaciones mecánicas y el control de movimientos durante la carrera ha sido profusamente estudiado (Andrew, 1986; Bates y cols., 1978; Brizuela, 1996; Cavanagh y cols., 1978; Clarke y cols., 1980; Clarke y cols., 1983a; Clarke y cols., 1983b; Ferrandis y cols., 1994; Nigg, 1986; Nigg y Bahlsen, 1988; Nigg y Luethi, 1980; Stacoff y Kaelin, 1983; Stacoff y cols., 1989; Smith y cols., 1986) y dado que el gesto técnico de la carrera es similar en casi todos los deportes, los resultados obtenidos son perfectamente extrapolables (Nigg y cols., 1989). De esta manera, estudiar el efecto que el calzado técnico para tenis tiene sobre la carrera no aporta ningún dato nuevo, por lo que no resulta un gesto de estudio relevante.

Los saltitos son un tipo de desplazamiento propio de deportes de raqueta (y de otras modalidades deportivas como el boxeo y el portero de balonmano) en los que el jugador está a la espera de la acción del contrincante. Son el tercer tipo de desplazamiento más común en los jugadores de nivel aficionado, y en los de nivel avanzado se sitúa en una frecuencia similar a la marcha y la carrera. Generalmente implican desplazamientos laterales, con paradas bruscas y seguidos de cambios de dirección y/o sentido. Las sollicitaciones mecánicas provocadas por las paradas bruscas, y los cambios de dirección y/o sentido pueden ser causa directa de multitud de lesiones, como es el caso de los esguinces de tobillo debidos a una supinación excesiva, además influyen decisivamente en el rendimiento, puesto que de su ejecución depende en muchas ocasiones que el jugador llegue o no a una pelota en juego. No es de extrañar, por tanto, que los desplazamientos laterales con cambios de dirección y/o sentido hayan sido seleccionados por numerosos investigadores para el análisis del calzado técnico de tenis (Luethi y cols., 1986; Luethi y Nigg., 1985; Nigg y cols., 1989; Simpson, 1991; Simpson y cols., 1992; Stacoff y cols., 1985; Stussi y cols., 1989; Van Gheluwe y Deporte, 1992). Así mismo, varios estudios han analizado las fuerzas de fricción originadas en los desplazamientos laterales, tanto empleando sujetos (Michel, 1978; Tiegerman, 1983; Van Gheluwe y Deporte, 1992), como empleando máquinas de

ensayo que simulan los movimientos laterales (Valiant, 1989; Van Schoonbeek y cols., 1987; Gheluwe y Deporte, 1992).

Los saltos representan un porcentaje pequeño del total de desplazamientos que se realizan en el tenis, tanto para los jugadores de nivel aficionado como para los jugadores de nivel avanzado. Sin embargo, los impactos ocasionados por estos gestos son mucho mayores que los asociados a la carrera y a los saltitos (Gross y Nelson, 1987; McClay y cols., 1994; McNitt-Gray y cols., 1994; Valiant y Cavanagh, 1987) por lo que el estudio del efecto del calzado técnico para tenis en la generación y propagación de los impactos tras los saltos resulta de gran interés.

Debatidos los movimientos o gestos técnicos relevantes en el estudio del efecto que el calzado tiene sobre el control de movimientos, las sollicitaciones mecánicas y el rendimiento motor, a continuación se exponen los resultados más sobresalientes de los estudios recabados en la bibliografía, algunos de los cuales ya han sido citados en los apartados 1.2.3.1. y 1.2.3.2.

La ejecución de los desplazamientos laterales está estrechamente relacionada con las fuerzas y momentos de rozamiento entre la suela del calzado y el pavimento de juego. Gheluwe y Deporte (1992) estudian dicha relación en condiciones de campo, con tenistas de alto nivel, y en laboratorio, mediante una máquina de ensayos desarrollada por su equipo (figura 22), empleando tres tipos de calzado y cuatro tipos de pavimento. Los resultados del estudio indican, por un lado, que las fuerzas y momentos de fricción varían más con las superficies de juego que con el calzado, y por otro lado, que los resultados obtenidos con la máquina de ensayos y con los sujetos no solo no son coincidentes, sino que son contradictorios.

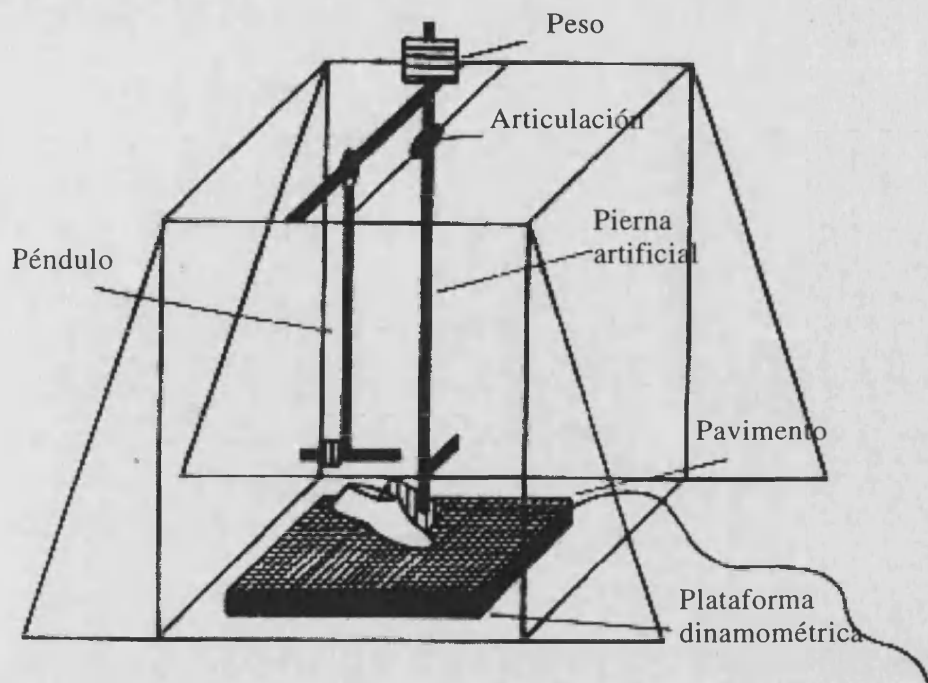


Figura 22: Máquina de ensayos que simula las características del miembro inferior durante desplazamientos laterales (Gheluwe y Deporte, 1992).

Este comportamiento contradictorio puede explicarse mediante la hipótesis de la “adaptación cinemática” (Nigg y cols., 1984; Stucke y cols., 1984) según la cual los sujetos modifican su patrón de movimientos para compensar situaciones de fricción excesivamente altas o bajas. Esta hipótesis que supone la modificación de la técnica empleada en función de las condiciones externas no es nueva y ha sido introducida y aceptada en otras situaciones como es el caso de las fuerzas verticales de reacción durante la carrera (Bates y cols., 1983; Clarke y cols., 1983a, 1983b; Frederick, 1986; Lees y Field, 1985; Luethi y cols., 1985). Sin embargo, los autores apuntan que se requiere más evidencia fotogramétrica para probar que dicha hipótesis es cierta en el caso de las cargas de rozamiento (Gheluwe y Deporte, 1992).

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 para el gesto de estudio. Algunos autores van más lejos, así Frederick (1993) propone que el análisis de las características de fricción entre el calzado y el pavimento de juego se realice mediante máquinas de laboratorio, con las que es más

fácil reproducir condiciones estándar de ensayo y se elimina la alta variabilidad introducida por los sujetos.

En cualquier caso, parece existir consenso (Nigg y Segesser, 1988; Nigg y Denoth, 1980; Valiant, 1987, 1990) en que el coeficiente de fricción óptimo para jugar al tenis debe mantenerse dentro de un margen de entre 0.5 y 0.7. Valores dentro de este margen proporcionan suficiente “agarre” para cualquier movimiento por violento que este sea, mientras que valores inferiores o superiores pueden llegar a ser peligrosos. No es frecuente encontrar coeficientes de fricción inferiores a 0.5 en pistas de tenis, sin embargo, en muchos pavimentos sintéticos dicho coeficiente supera el valor de 0.8 e incluso de 1, lo que provoca que el calzado quede bloqueado en el suelo generándose pares torsores muy elevados. Un deslizamiento controlado permite que las fuerzas actuantes se repartan durante un intervalo de tiempo mayor, por lo que el impulso mecánico de frenado será potencialmente menos lesivo (Stüssi y Stacoff, 1993).

Del mismo modo, el impulso mecánico de frenado en el aterrizaje tras un salto supondrá una menor carga para el sistema músculo-esquelético cuanto mayor sea la altura del piso (suela y entresuela) del calzado (Cook y cols., 1985; Frederick y cols., 1984; Ferrandis, 1997), sin embargo, esto ocasionará una mayor inestabilidad lateral a nivel del complejo articular tobillo-subastragalina (Stüssi y Stacoff, 1993). Como consecuencia se ocasionan grandes valores angulares y aceleraciones de pronosupinación (Stacoff y cols., 1985) y las consiguientes elevadas sollicitaciones mecánicas en las estructuras que coaptan el complejo articular (tales como el tendón de Aquiles, ligamentos laterales, tendones de la musculatura lateral, etc), especialmente en los movimientos laterales rápidos, donde un exceso de supinación puede ser causa de lesiones como el esguince de tobillo. Consecuentemente, y dado que la incidencia de las lesiones debidas a la amortiguación de impactos no son las más elevadas, los autores concluyen que el calzado para tenis no debe presentar un piso muy elevado, si bien no indican la altura máxima recomendable (Stüssi y Stacoff, 1993).

Con el propósito de disminuir las sollicitaciones mecánicas antifisiológicas en las articulaciones del retropié y tobillo, diversos autores (Stacoff y cols., 1989; Stacoff y

cols., 1991; Ramiro y cols., 1995) apuntan la importancia de facilitar el movimiento de torsión del antepié con respecto del retropié (apartado 1.2.2.2.).

Del mismo modo, y de cara a controlar la inestabilidad lateral del tobillo, el efecto de la altura de la caña (material de corte en el retropié) en el movimiento de supinación en movimientos laterales ha sido estudiado por Stacoff y cols. (1985). No encontraron diferencias en la supinación máxima alcanzada entre el calzado de caña media y el calzado de caña alta, sin embargo, dicho valor fue significativamente mayor para el calzado de caña baja. Los autores también analizaron el efecto de la suela redondeada, pero los resultados no mostraron diferencias con el calzado de suela convencional. Consecuentemente, concluyen que cuando la estabilidad lateral es un requisito esencial, es recomendable el uso de calzado de caña media o alta.

Teniendo en cuenta factores de control de movimientos, de amortiguación y de fricción, Nigg y cols. (1989) proponen una serie de criterios a tener en cuenta para el correcto diseño biomecánico del calzado de tenis que se exponen a continuación:

- Dada la importancia de la carrera en el tenis, los resultados de los estudios en calzado de carrera deben aplicarse en el calzado para tenis, especialmente en lo referente a la amortiguación en el talón y al control del movimiento de pronación.
- El apoyo de antepié tanto en la carrera como en los saltitos y los saltos es muy frecuente entre los jugadores de alto nivel. Sin embargo, existe muy poca investigación respecto a la amortiguación en esta zona por lo que recomiendan más investigación.
- Las fuerzas y momentos de fricción dependen más del pavimento que del calzado, sin embargo el efecto de éste no debe despreciarse. Las características de fricción longitudinal son más importantes en superficies que permiten un cierto deslizamiento que en superficies con altos coeficientes de fricción. Las características de fricción rotacional son igualmente importantes en los diversos tipos de superficies.

- El control del excesivo movimiento de supinación es de gran importancia dada la gran cantidad de desplazamientos laterales con paradas y cambios de dirección y/o sentido.

Estas recomendaciones se resumen en la tabla 9:

Característica	Importancia
Supinación	Muy importante
Amortiguación en el talón	Importante
Amortiguación en el antepié	Importante
Fricción rotacional	Importante
Fricción longitudinal	Importante en superficies deslizantes

Tabla 9: Resumen de los criterios más importantes en el diseño de calzado para tenis desde una perspectiva biomecánica (Nigg y cols., 1989).

No existen estudios publicados que analicen el efecto que el calzado técnico de tenis tiene en el rendimiento motor, no obstante, los resultados obtenidos en diversos estudios que analizan el efecto que diferentes elementos de diseño tienen sobre el rendimiento son extrapolables a todo tipo de calzado.

Rigidizar el calzado a nivel del tobillo, elevando la altura de la caña o añadiendo estructuras rígidas, supone disminuir el rendimiento motor tanto en carrera en línea recta (Bauer, 1970) como en desplazamientos a lo largo de circuitos con cambios de dirección y sentido, paradas, etc (Bauer, 1970; Robinson y cols., 1986; Brizuela, 1996), como en el salto vertical a pies juntos (Brizuela, 1996). La tabla 10 muestra la disminución en el rendimiento motor ocasionada al rigidizar el calzado a nivel del tobillo.

Tipo de desplazamiento	Disminución del rendimiento (%)
Carrera hacia delante	1,12 ^a
Carrera de agilidad	1,9 ^b ; 1 ^c
Salto vertical	3 ^c

Tabla 10: Disminución del rendimiento motor ocasionado al rigidizar el calzado a nivel del tobillo. El resultado se presenta en porcentaje sobre el tiempo empleado con el calzado sin rigidizar. ^a según Bauer (1970), ^b según Robinson y cols., (1986), ^c según Brizuela (1996).

Valiant y Himmelsbach (1996) estudian el efecto que un vaciado en la entresuela a nivel de mediopié y la eliminación de los contrafuertes estabilizadores del retropié en calzado de caña alta (calzado de baloncesto) tienen sobre el rendimiento en un circuito que simula los desplazamientos más frecuentes en el baloncesto dividido en dos zonas, una de bote de balón y otra de movimientos defensivos y carrera. Registran el tiempo total y los tiempos parciales en cada una de las zonas. Los resultados indican que el calzado con el vaciado disminuía el rendimiento en la zona de bote de balón, mientras que el calzado con el vaciado y sin contrafuertes disminuían el rendimiento en la zona de bote del balón y en la de movimientos defensivos y carrera (no indican los tiempos empleados, pero citan que las diferencias entre zapatillas oscilaron entre un 5.5% y un 9%). Los autores concluyen que es posible modificar el rendimiento motor modificando el diseño del calzado pero que para conseguir diferencias apreciables en el rendimiento se requiere introducir grandes modificaciones en el diseño del calzado.

La revisión bibliográfica realizada ha puesto de manifiesto diversas carencias o lagunas de conocimiento, algunas apuntadas por diversos autores en sus trabajos, que se pueden agrupar en los siguientes puntos:

- A pesar de la importancia que tiene la generación y propagación de los impactos, especialmente en los saltos pero también en la carrera y los saltitos, existe una carencia total de trabajos que aborden este tema en el calzado de tenis. Como apuntan Nigg y cols., (1989) los resultados de estudios de amortiguación en el calzado de carrera son extrapolables al calzado de tenis, pero dichos estudios se centran en la amortiguación proporcionada por los elementos y materiales del talón, pero la amortiguación proporcionada por el calzado en el antepié (zona que contacta en primer lugar con el suelo en el 55% de los casos en jugadores de nivel avanzado, y cerca del 30% en jugadores aficionados) ha sido escasamente estudiada.

- Algunos estudios sostienen la hipótesis de la existencia de una adaptación cinemática de los sujetos a las condiciones de fricción de los pavimentos y calzados, sin

embargo, faltan estudios que analicen conjuntamente la cinemática y la cinética para confirmar estos estudios preliminares (Van Gheluwe y Deporte, 1992).

- En el estudio de las cargas de fricción calzado-pavimento, y al hilo del punto citado arriba, falta consensuar criterios y condiciones estándar de selección de sujetos e instrumental de ensayo que permita una mejor extrapolación y comparación de resultados (Bahlsen y Nigg, 1983; Frederick, 1993).

- Diversos estudios ponen de manifiesto que la altura del piso (suela y entresuela) del calzado guarda una estrecha relación con la inestabilidad lateral del calzado (Stüssi y Stacoff, 1993; Stacoff y cols., 1985). Sin embargo, en dichos estudios no se indica cuál debe ser la altura del piso óptima para no comprometer las características de amortiguación del piso y proporcionar buena estabilidad lateral al calzado.

- La relación entre rendimiento motor y diferentes características del calzado de tenis es un campo no estudiado hasta la fecha. Faltan estudios que analicen el efecto que distintos elementos de diseño del calzado y los materiales empleados tienen sobre el rendimiento en desplazamientos que simulen el juego del tenis.

- La mayor parte de los estudios se han realizado con calzados prototipo. Son pocos los estudios que analizan las características biomecánicas del calzado técnico para tenis con modelos de calzado existentes en el mercado.

- A pesar de la importancia de la fricción rotacional, ningún trabajo existente en la bibliografía analiza la cinética y cinemática de los giros con calzado de tenis.

1.2.4.- ANATOMÍA DEL CALZADO TÉCNICO DE TENIS

A continuación, se detallan los distintos elementos constructivos del calzado técnico para tenis que dan lugar a su concepción actual, y que vienen esquematizados en la figura 23. Como se expondrá, muchos criterios surgen de los resultados y conclusiones de los estudios citados en los apartados 1.2.2.2 y 1.2.3., pero sigue habiendo lagunas de conocimiento que cada diseñador y/o fabricante solventa según criterios propios no contrastados.

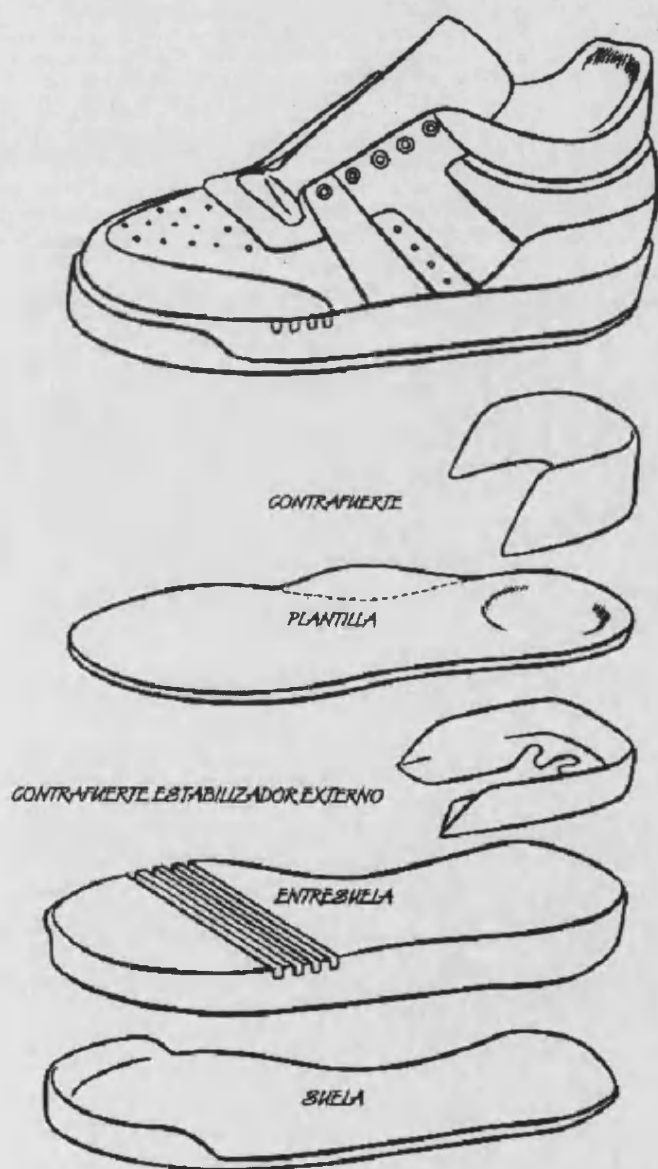


Figura 23: Elementos constructivos del calzado técnico para tenis según su concepción actual (Ramiro y cols., 1995).

1.2.4.1. - La horma.

Determina la forma y las dimensiones del calzado. En la antigüedad, las dimensiones de la horma eran tomadas directamente sobre el pie del sujeto al que iba destinado el calzado, pero a partir de la fabricación del calzado en serie a principios del siglo XIX se empezaron a utilizar hormas iguales para toda la población. Estas hormas eran rectas, es decir, no diferenciaban entre el pie derecho e izquierdo hasta 1860 cuando Von Meyer publicó las primeras especificaciones sobre el diseño de hormas.

En la actualidad no existe información válida sobre la antropometría de los pies de los distintos colectivos de deportistas (tanto a nivel nacional como internacional). Consecuentemente, diseñar hormas para calzado técnico deportivo que permitan una correcta adaptación del calzado a la antropometría de los pies y al movimiento de éstos, es una problemática no solventada. Por ello, cuando un fabricante desea diseñar una nueva horma, parte de una horma ya existente a la que se le realizan operaciones de limado y añadido hasta que se genera la horma deseada atendiendo a la experiencia del diseñador y, en contadas ocasiones, a la experiencia de los deportistas.

En la actualidad, el calzado deportivo suele fabricarse sobre hormas curvas, con un ángulo de curvatura de unos siete grados, como muestra la figura 24 (Ramiro y cols., 1989; Ferrandis, 1997). De esta manera, además de adaptarse a la forma del pie derecho e izquierdo, ayuda a controlar el hundimiento excesivo de la bóveda plantar y la hiperpronación cuando el pie toma contacto con el suelo en la carrera y los saltos.

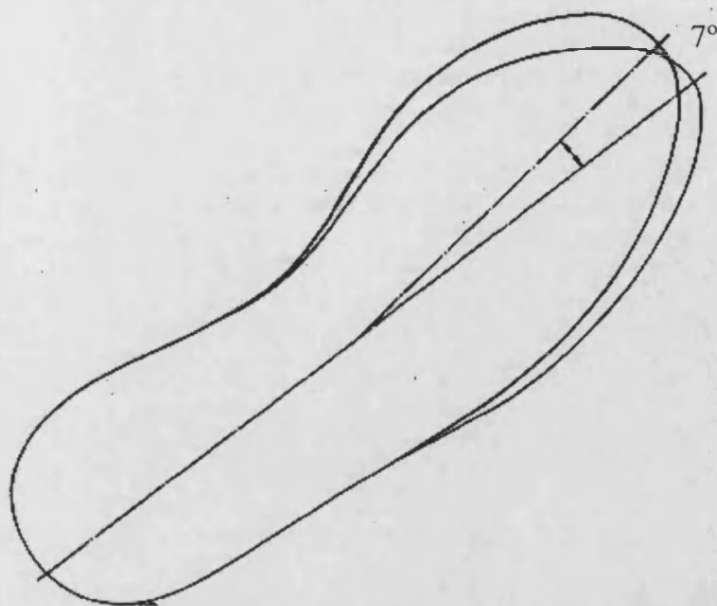


Figura 24: Esquema de una horma recta y otra con siete grados de curvatura.

Con el propósito de que el calzado pueda albergar el material de la entresuela necesario para proporcionar una correcta amortiguación y para que la delantera del calzado quede pretensada en flexión para facilitar la flexo-extensión de los dedos del pie, las hormas actuales presentan la puntera y el talón elevados sobre la horizontal (Ramiro y cols., 1995). La figura 25 muestra la concepción actual de las hormas en el plano anteroposterior (Ramiro y cols., 1995).



Figura 25: Elevación de la puntera y trasera que debe proporcionar la horma (Ramiro y cols., 1995).

1.2.4.2.- El material de corte.

Es el material que forma la parte superior del calzado y que envuelve completamente al pie. Comprende desde la plantilla hasta el tejido que envuelve el empeine y el talón, así como el sistema de cierre.

El sistema de cierre más frecuentemente utilizado es el acordonado, si bien existen modelos que presentan un cierre velcro o combinaciones de ambos. Además, algunas marcas han desarrollado sistemas de hinchado que pretenden una mejor adaptación del calzado al pie. Si bien no existen estudios al respecto, se suele recomendar que independientemente del sistema de cierre utilizado su longitud no debe llegar a la zona de flexión del calzado, pues en caso contrario podría erosionar la piel y presionar sobre los tendones.

Por esta misma razón, se recomienda que el calzado incorpore una lengüeta convenientemente almohadillada situada bajo el sistema de cierre, y que el material del empeine sea flexible y no presente bordes o costuras que pudieran provocar rozaduras y molestias. Así mismo, se acepta que el material de corte debe presentar una cierta rugosidad interna para evitar el deslizamiento del pie dentro del calzado (Ramiro y cols., 1995). Además, este material ha de ser lo más transpirable posible para evitar en la manera de lo posible la aparición de infecciones microbianas. Este hecho ha propiciado el uso de la piel y el desarrollo de materiales sintéticos altamente transpirables (Cavanagh y cols., 1980).

La altura del material del talón determina que el calzado sea de caña baja cuando no sobrepasa la altura de los maleolos, media cuando llega a la altura de estos, y alta cuando la sobrepasa. Generalmente el calzado de tenis es de caña baja, utilizando el calzado de caña media (pocas veces de caña alta) aquellos jugadores con problemas de inestabilidad lateral en el complejo retropié-tobillo.

El material del talón incluye los contrafuertes estabilizadores externos. Estos son láminas de material rígido cuyo objetivo es controlar los movimientos de pronosupinación y evitar la rápida deformación del calzado (Andrew, 1986; Bates y cols., 1978; Cavanagh y cols., 1978; Clarke y cols., 1980; Clarke y cols., 1983a; Clarke y cols., 1983b; Ferrandis y cols., 1994; Nigg, 1986; Nigg y Bahlsen, 1988; Nigg y Luethi, 1980; Stacoff y Kaelin, 1983; Stacoff y cols., 1989; Smith y cols., 1986). La parte superior de la trasera puede producir un rozamiento excesivo con el tendón de Aquiles que podría ocasionar tenosinovitis e incluso tendinitis (D'Ambrosia y Drez, 1982), por ello se recomienda que presente una escotadura en su borde superior y que, además, esté convenientemente almohadillada. En la figura 26 se presentan dos tipos de contrafuertes estabilizadores externos y la escotadura en la zona del tendón de Aquiles.

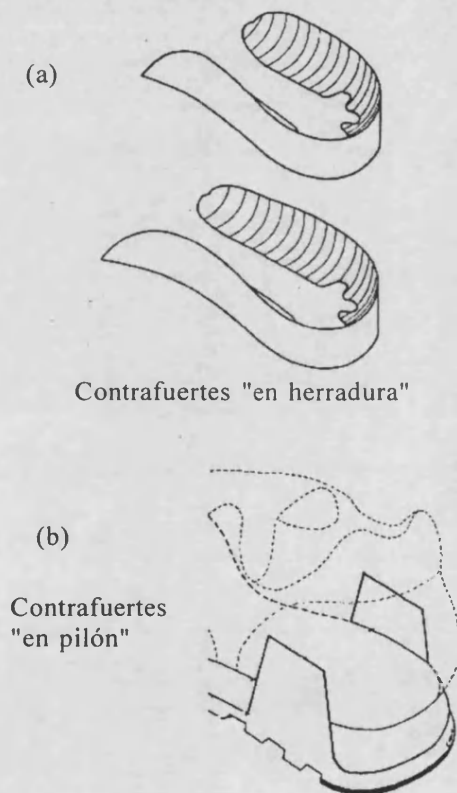


Figura 26: Contrafuertes (a) "en herradura" y (b) "en pilón", también se aprecia la escotadura en la zona del tendón de Aquiles (Modificado de Ramiro y cols., 1989).

La plantilla puede estar fija o ser intercambiable, generalmente son de materiales blandos como la EVA (acetato de etileno y vinilo) o más recientemente diversos tipos de viscoelásticos (elastómeros y espumas de poliuretano, espumas de polietileno y de

clorhidrato de polivinilo, geles sintéticos y siliconas). Su función es permitir una correcta adaptación del pie al piso y contribuir a mejorar las características de amortiguación del calzado. El empleo de soportes del arco longitudinal interno del pie está bastante extendido, sin embargo, existen muy pocos trabajos que analicen el efecto de estos soportes.

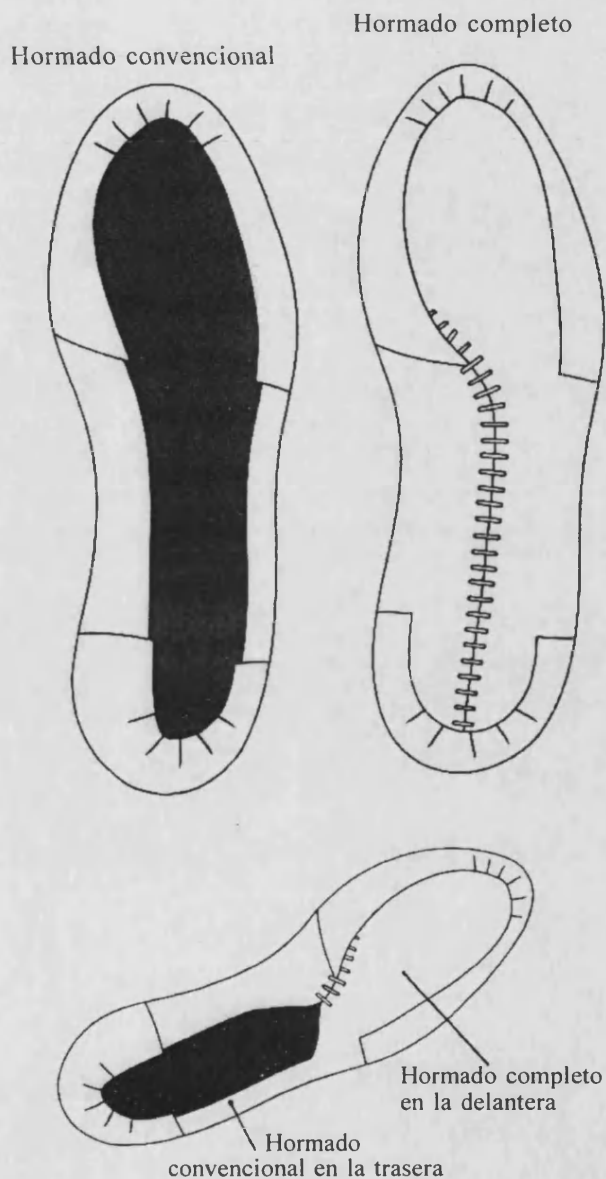


Figura 27: Vista superior del piso del calzado (sin plantilla) tras fijar el material de corte. Arriba a la izquierda hormado convencional, arriba a la derecha hormado completo y abajo hormado mixto (Ramiro y cols., 1989).

La forma en que el material de corte se ensambla por debajo de la plantilla da lugar a tres formas de hormado básicas (figura 27): el hormado convencional en el que el material de corte se pega y cose sobre una suela interior llamada palmilla, el hormado

completo en el que el material de corte se fija directamente a la entresuela y el hormado mixto en el que se fija sobre palmilla en el talón y sobre la entresuela en el empeine.

1.2.4.3.- La entresuela.

Es la capa de material situada por debajo del material de corte y por encima de la suela. Para cumplir con sus funciones de amortiguar y proporcionar estabilidad al calzado hay que tener en cuenta tanto el material empleado como su diseño geométrico.

Los materiales más comúnmente utilizados son el acetato de etileno y vinilo (EVA) y el poliuretano (PU), entre los que algunos modelos incorporan encapsulados de aire o de materiales viscoelásticos. Tanto el EVA como el PU son materiales microporosos, siendo la principal diferencia entre ambos que en el PU las burbujas están conectadas entre sí permitiendo la circulación de aire entre ellas, lo que reduce la carga a la que se somete al material y siendo por lo tanto más duradero.

Como muestra la figura 28, el diseño geométrico de la entresuela incorpora un ángulo de quiebre en el empeine de unos 10° - 15° , un acampanamiento neutro (Clarke y cols., 1983) y un biselado posterior para aumentar la superficie de contacto en el instante de contactar con el suelo durante la carrera de talón y la marcha (Cavanagh y cols., 1990). Los bordes redondeados están bastante extendidos, sin embargo, no hay evidencias de que tengan algún efecto beneficioso (Stüssi y cols., 1989).

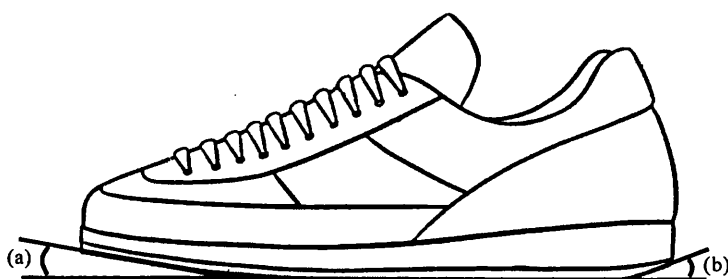


Figura 28: (a) Ángulo de quiebre y (b) biselado posterior del calzado (Modificado de Ramiro y cols., 1995).

Diversos estudios (Segesser y cols., 1989; Stacoff y cols., 1989) indican la idoneidad de incorporar algún sistema que facilite el movimiento de torsión del antepié respecto al retropié (vaciados en el mediopié, barras de torsión, etc). También suele recomendarse la inclusión de cortes transversales en la zona del quebrante para facilitar la flexión del calzado, no obstante; no existen trabajos publicados que analicen el efecto de tales cortes.

1.2.4.4.- La suela.

Es la capa de material que está en contacto con el suelo. Su función fundamental es la de proporcionar un adecuado “agarre” al pavimento, si bien también colabora en la amortiguación de las cargas mecánicas.

Los materiales más frecuentemente empleados son el caucho y los poliuretanos, que pueden manipularse para obtener una amplia gama de diferentes durezas. Generalmente, materiales blandos se adaptan mejor a las irregularidades del terreno e incrementan las cargas de fricción, pero resisten peor la abrasión y por lo tanto son menos duraderos.

Probablemente la principal característica de la suela sean sus relieves (dibujos), que deben seleccionarse en función del pavimento de juego. Si bien no existen estudios que analicen el efecto de los dibujos de la suela del calzado de tenis en función del tipo de pavimento, las recomendaciones actualmente aceptadas son las siguientes (Crespo y cols., 1993): en superficies de hierba interesa una suela de multitaco con gran cantidad de tacos de pequeño tamaño (no como las suelas empleadas en el fútbol, sino como las empleadas en deportes como el hockey-hierba). En superficies deslizantes como la tierra batida interesa que el calzado presente listados, entrantes y salientes para permitir una correcta evacuación de la tierra y permitir un deslizamiento sin brusquedades, además es interesante la incorporación de un dibujo circular en la cabeza del primer metatarsiano para permitir los giros. Finalmente, en superficies no deslizantes como el asfalto o el

hormigón debe mantenerse el dibujo circular bajo la cabeza del primer metatarsiano, los listados, entrantes y salientes deben ser menos pronunciados que en el caso de las superficies deslizantes y en su lugar pueden aparecer granulados.

1.2.5.- COMENTARIO FINAL

El tenis, que en sus inicios era una actividad recreacional practicada casi exclusivamente por la gente de clase alta, ha experimentado una notable popularidad en las últimas décadas, convirtiéndose en un deporte al alcance de la mayoría de la población, por lo que ha pasado a formar parte del grupo de deportes clasificados como de práctica masiva.

Este auge de popularidad ha ido acompañado de grandes avances tecnológicos en cuanto al material y equipamiento deportivo, de hecho gran parte de este espectacular aumento de popularidad se debe al hecho de la gran variedad de pavimentos de juego sobre los que se practica, que permite un gran abaratamiento en los costos de la construcción y mantenimiento de las instalaciones. Sin embargo, este gran auge ha llevado consigo un gran inconveniente: el incremento considerable de lesionados. Esto pone de evidencia que las sollicitaciones mecánicas soportadas por el aparato locomotor de los jugadores llegan a ser en muchos casos excesivas, lo que ocasiona lesiones de carácter tanto agudo como crónico, así como gran cantidad de molestias y discomfort.

Los estudios epidemiológicos muestran que alrededor del 60% del total de lesiones padecidas por los tenistas se localizan en los miembros inferiores (siendo la rodilla y el tobillo las regiones anatómicas que mayor número de lesiones reportan) y alrededor de un 20% en el raquis. Dichas lesiones son consecuencia de las cargas mecánicas originadas en la interfase pavimento-pie del tenista; consecuentemente las características de fricción, amortiguación y control de movimientos del calzado deben desempeñar un papel clave en la epidemiología del tenis. La prevención, en la medida de lo posible, de tales lesiones se convierte pues, en un criterio de diseño básico del calzado técnico de tenis.

En la práctica del tenis, el rendimiento motor es un aspecto intrínseco a la propia actividad debido a su carácter competitivo, por ello, el efecto del calzado sobre dicho rendimiento se convierte en un criterio de diseño universalmente aceptado.

Del mismo modo, el confort proporcionado por el calzado al usuario es un aspecto fundamental para conseguir que la práctica del tenis resulte placentera. Consecuentemente, el confort del calzado se convierte en el tercer criterio de diseño básico del calzado técnico deportivo.

Numerosos son los estudios publicados que analizan el efecto de diversos elementos de diseño del calzado (suela y piso, material de corte y horma) en la epidemiología, confort y rendimiento proporcionado por el calzado técnico de tenis. Sin embargo, todavía existen muchas lagunas de conocimiento, como se ha expuesto en el apartado 1.2.3. Con la investigación llevada a cabo en la presente tesis doctoral se pretende dar un poco de luz a estas “zonas oscuras” del conocimiento.

1.3. OBJETIVOS DE LA TESIS

Una vez revisada la bibliografía más relevante sobre el calzado técnico de tenis se han detectado una serie de carencias, presentadas en el punto I.2.3., que han servido de base para determinar los objetivos a alcanzar con la presente tesis. A continuación se detallan dichos objetivos presentados según el aspecto del calzado con el que estén relacionados.

- Aspectos epidemiológicos:

- Determinar la tasa de incidencia y la incidencia acumulada de las lesiones sufridas por los jugadores habituales de tenis.

- Analizar las dependencias entre las lesiones y los factores de riesgo. Con especial atención a las dependencias entre lesiones y diversos tipos de diseños y materiales en el calzado y pavimento de juego.

- Aspectos de confort:

- Analizar el confort general (global), los errores de diseño percibidos subjetivamente (juicios subjetivos) y las molestias por partes del cuerpo ocasionadas por el calzado técnico de tenis existente en el mercado.

- Determinar el efecto relativo de las molestias por partes del cuerpo y de los errores de diseño sobre el confort general.

- Determinar el efecto que los elementos de diseño del calzado tienen sobre las molestias por partes del cuerpo.

- Aspectos biomecánicos y de rendimiento:

- Analizar el confort general y las características mecánicas del calzado técnico de tenis.

- Analizar el efecto que el calzado técnico de tenis tiene en la generación y propagación de los impactos tras el salto, y en la generación de las cargas mecánicas y la modificación de la técnica en desplazamientos laterales y giros.

- Analizar el efecto sobre el rendimiento motor del calzado técnico para tenis.

- Analizar las relaciones existentes entre los aspectos citados en los puntos anteriores.

1.4. PLAN DE TRABAJO

Se describe a continuación el plan de trabajo diseñado con el propósito de alcanzar los objetivos y aportaciones planteados en el apartado 1.3. y que aparece reflejado en el organigrama de la figura 29.

- Planteamiento de los objetivos.

Se realizó una exhaustiva revisión bibliográfica (apartado 2) con el fin de conocer la información más relevante publicada sobre las características biomecánicas del material y equipamiento deportivo propio del tenis, con especial atención al calzado técnico, y su relación con aspectos epidemiológicos, de confort y de rendimiento deportivo, así como de los métodos y técnicas instrumentales utilizadas en el estudio de estos aspectos.

La información recabada, junto con la experiencia y conocimientos adquiridos por el grupo investigador durante los cerca de 10 años de trabajo en el campo del calzado técnico deportivo, permitió plantear los objetivos de la presente tesis doctoral y, una vez planteados éstos, se pasó a elaborar los diseños experimentales necesarios.

- Diseño de experiencias de los estudios horizontales.

De las diversas alternativas posibles para recabar la información referente a la epidemiología y al confort del calzado en los tenistas se decidió realizar una encuesta en base a entrevistas personales a cumplimentar en cinco clubes de tenis del área metropolitana de Valencia considerados representativos. Así mismo, se consideraron “tenistas diana” aquellos que fueran jugadores habituales, entendiendo como tales, a los que juegan un mínimo de una vez a la semana durante todo el año.

Con antelación a la fase de recogida de datos definitiva se realizó un estudio piloto preliminar que permitió depurar las entrevistas y clarificó el tipo de tratamiento estadístico que se realizaría.

- Diseño de experiencias de los estudios biomecánicos.

Definidos los tenistas diana del estudio, se seleccionó un grupo formado por 10 sujetos que cumplieran los diversos requisitos establecidos (apartado 3.3.). La selección de la muestra de calzados se realizó tras un estudio de mercado en tiendas de Valencia capital.

Paralelamente se llevaron a cabo diversos ensayos preliminares en laboratorio, con el objeto de poner a punto y adaptar el instrumental de medida necesario para la obtención de las variables buscadas.

Con todo ello, se pasó a la fase experimental en la que se registraron los datos primarios de las diversas variables.

- Tratamiento informático y estadístico de los datos.

Una vez recabados los datos primarios, fueron almacenados y modificados hasta la obtención de las variables de estudio deseadas, las cuales fueron sometidas a diversas técnicas estadísticas para la obtención de los resultados.

- Análisis de los resultados, discusión y conclusiones.

Una vez obtenidos los resultados, se procedió a su comparación con los obtenidos por otros autores y al análisis de su posible implicación en la práctica del tenis. De esta manera, se pudo extraer una serie de conclusiones útiles para los diversos estamentos implicados; tenistas, entrenadores y diseñadores-fabricantes de calzado técnico de tenis.

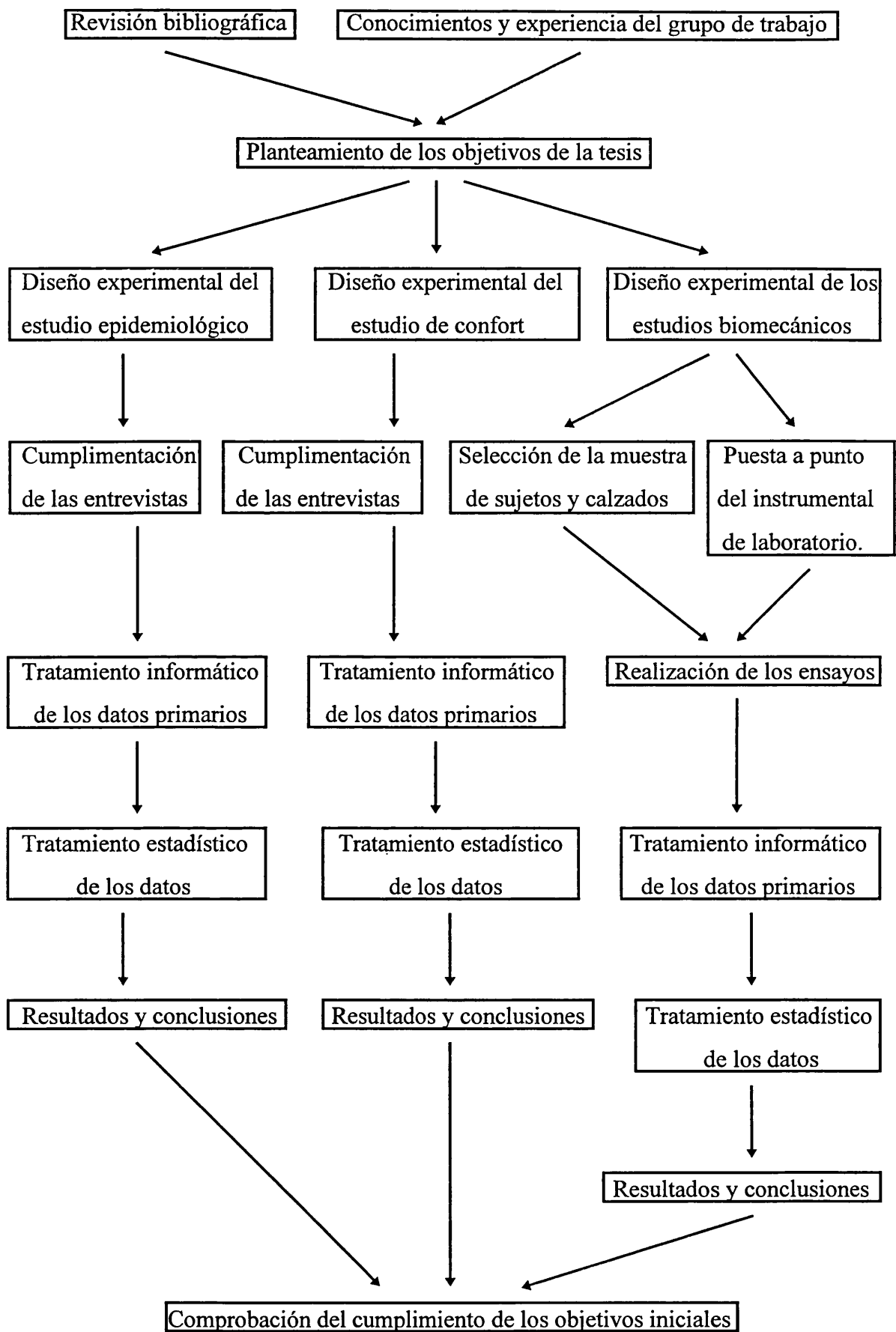


Figura 26: Organigrama resumen del plan de trabajo.



2.- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

2.1.- Perfil de la búsqueda.....	84
2.2. - Bases documentales y procedimiento de recuperación de la información.....	85
2.3.- Ordenación y explotación de los trabajos.....	87

2.- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

A continuación se presenta la metodología seguida para recabar la información de interés, que ha permitido por un lado establecer el estado actual de conocimientos sobre los campos de estudio y, por otro, detectar las carencias de conocimientos existentes y que se pretenden cubrir, al menos en parte, con el presente estudio.

Se expone cuál ha sido el “perfil de la búsqueda”, es decir, los criterios seguidos para obtener la información buscada en las bases de datos documentales consultadas. Tras localizar la información relevante se explican los procedimientos seguidos para su recuperación, citándose las hemerotecas y centros de documentación a los que se recurrió para tal fin. Finalmente, se presentan los criterios seguidos para estructurar y ordenar los trabajos tal y como iban siendo recuperados para su mejor explotación.

2.1.- PERFIL DE LA BÚSQUEDA

El objetivo que se pretende alcanzar con la revisión bibliográfica es recabar los conocimientos teóricos, la metodología y las técnicas instrumentales de medida más relevantes utilizadas en un determinado campo de conocimientos. Por ello se trata de una tarea imprescindible en cualquier trabajo de investigación, siendo el punto de partida para llevar a cabo cualquier proyecto de investigación serio.

En la actualidad la forma más cómoda y rápida de acceder a la información de carácter científico es mediante el uso de las bases de datos documentales informatizadas, las cuales permiten acceder a la bibliografía buscada mediante el uso de “palabras clave” o bien, palabras que aparecen en el título y/o en el resumen (abstrat) y que identifican los campos de estudio de los diferentes trabajos.

Una vez definidos los campos de investigación que abarcaba el proyecto, la primera tarea realizada fue la búsqueda bibliográfica en las bases de datos documentales

más relevantes. Dado que la mayor parte de las publicaciones en el campo de la biomecánica son de origen anglosajón, las palabras clave utilizadas en la búsqueda están en idioma inglés (no obstante es interesante reseñar que el vocablo “tennis” es el mismo para el inglés, alemán y francés). Tales palabras fueron utilizadas como claves de búsqueda en los títulos y en los resúmenes de las referencias bibliográficas almacenadas en las bases de datos consultadas. A continuación se enuncian tales claves de acceso según el campo de estudio:

- Para el estudio epidemiológico:

Sports epidemiology - Sports medicine - Injuries - Tennis - Biomechanics

- Para el estudio de confort:

Comfort - Shoe comfort - Tennis - Biomechanics

- Para el estudio biomecánico:

Sport shoes - Lateral movement - Sideward movement - Shock absorption - Performance - Equipment - Tennis - Biomechanics.

2.2.- BASES DOCUMENTALES Y PROCEDIMIENTOS DE RECUPERACIÓN DE LA INFORMACIÓN

Una vez acotadas las palabras clave de búsqueda, la siguiente tarea a realizar consistió en introducirlas en las bases de datos documentales informatizadas, que en el caso de la presente investigación fueron las siguientes:

- BIBI; base de datos del Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV).
- Sport Discus; U.S. Silver Platter en CD Rom.
- Medline; U.S. Silver Platter en CD Rom.
- Ergonomics Abstracts en CD Rom; Taylor & Francis Ltd.

Las fechas fijadas como topes para la recopilación bibliográfica fueron como límite inferior 1970 y como límite superior julio de 1997.

Mediante esta búsqueda se localizaron más de 1000 referencias bibliográficas, de las que seleccionamos los 300 trabajos que consideramos de mayor interés según el título y el abstract de aquellos trabajos que lo incluían. Una vez finalizada esta primera búsqueda, y tras la recuperación de los trabajos, la principal fuente de información fueron las citas bibliográficas referidas en estos artículos y libros. De esta manera se localizaron 70 referencias que completan los 370 trabajos citados en la bibliografía de la presente tesis (en el apartado de bibliografía puede apreciarse la presencia de artículos fechados con antelación a 1970, tales trabajos fueron encontrados al analizar la bibliografía referida por los trabajos encontrados en las bases documentales).

Localizada la información de interés, se procedió a la recuperación de tales trabajos, para lo que se recurrió a las siguientes hemerotecas:

- Hemeroteca del Instituto de Biomecánica de Valencia.
- Hemeroteca de la Universidad Politécnica de Valencia.
- Hemeroteca del Instituto Valenciano de Educación Física.
- Document Suply Center, British Library, Boston, UK.
- University Microfilms International Company (UMI), Michigan, USA.

A estos centros bibliotecarios habría que añadir los trabajos solicitados directamente a algunos de los autores, como es el caso de la tesis doctoral de Simon M. Luethi, titulada "Biomechanical analysis of short term pain and injuries in tennis", y el trabajo titulado "Surface and equipment variables in tennis injuries" del profesor Richard C. Lehman. No obstante, cabe destacar la imposibilidad de conseguir una copia de la tesis doctoral de S.M. Luethi, leída en 1982 en la Universidad de Calgary (Canadá) y cuyo director fue Benno N. Nigg, a pesar de reiteradas peticiones, tanto a los dos autores citados como a la Universidad de Calgary.

Cabe indicar también, que si bien no se ha realizado una búsqueda exhaustiva en dos idiomas de cierto interés científico como son el francés y el alemán, hemos podido constatar que los trabajos realmente importantes publicados en estos dos idiomas son rápidamente traducidos y publicados en inglés, como es el caso del libro “B. Segesser; W. Pfürringer (1987): Der schuh im sport. Verlagsgesellschaft mbH, Erlangen, West Germany”, publicado en inglés en el año 1989 con el título “The Shoe in Sport”. Además, como se indicó anteriormente, el vocablo “tennis” es el mismo en inglés, francés y alemán, por ello se han localizado algunos trabajos que no han aparecido todavía en inglés, como por ejemplo el artículo “E. Stüssi; A. Stacoff (1993): Biomechanische und orthopädische probleme des tennis- und hallenschhs. Sportverl, Sportschad. 7: 187-190”. En estos pocos casos se recurrió a compañeros del IBV con conocimientos en estos idiomas para conseguir la traducción al español.

De lo expuesto hasta aquí se desprende la posibilidad de que hayan quedado fuera de la búsqueda trabajos publicados en idiomas de los antiguos países del este (ruso, polaco, ...) u orientales (chino, japonés, ...). Nos queda la esperanza de que esos supuestos trabajos hayan sido publicados en inglés, o que estén reflejados indirectamente en la bibliografía manejada.

Se podría decir, por tanto, que se ha recabado la información más relevante existente en el “mundo occidental” a cerca de la relación existente entre el calzado técnico deportivo para tenis y la epidemiología, el confort y determinadas variables de carácter biomecánico de este deporte.

2.3. ORDENACIÓN Y EXPLOTACIÓN DE LOS TRABAJOS

La mayor parte de la bibliografía seleccionada llegó durante los tres primeros meses de trabajo; no obstante, dada la dinámica de los procesos de búsqueda y recuperación de la información, un considerable número de artículos han ido llegando prácticamente hasta las últimas etapas de trabajo.

Tal y como se iba recuperando la bibliografía, los trabajos se clasificaban según al estudio a que pertenecieran y, a su vez, se subclasificaban para su mejor explotación según se indica a continuación:

- Estudio epidemiológico:

TIPO DE TRABAJO	CÓDIGO	NÚMERO DE REFERENCIAS
Metodológicos	E1	31
Casos clínicos	E2	28
Prevención y tratamiento de lesiones	E3	31
Estadísticas	E4	32
Revisiones	E5	25
Otros	E6	4

Tabla 11: Clasificación y número de referencias de los trabajos del estudio epidemiológico.

- Estudio horizontal de confort:

TIPO DE TRABAJO	CÓDIGO	NÚMERO DE REFERENCIAS
Metodológicos	C1	6
De calzado	C2	2
Generales	C3	10
Otros	C4	3

Tabla 12: Clasificación y número de referencias de los trabajos del estudio de confort.

- Estudio biomecánico:

TIPO DE TRABAJO	CÓDIGO	NÚMERO DE REFERENCIAS
Metodológicos	B1	43
Impactos	B2	40
Paradas laterales	B3	17
Giros	B4	7
Caracterización mecánica	B5	27
Rendimiento motor	B6	7
Revisiones	B7	39
Otros	B8	14

Tabla 13: Clasificación y número de referencias de los trabajos del estudio biomecánico.

La mayoría de los trabajos abarcan varios aspectos de los arriba expuestos, es por ello que aparecen en más de una casilla de las tablas. La asignación de códigos a las referencias permitió una exhaustiva y rápida ordenación de los trabajos, facilitando el acceso y la explotación de la información conseguida.

El lector podrá advertir que un punto clásico dentro de la “revisión bibliográfica” de las tesis doctorales, el “resumen cronológico de las principales publicaciones”, no aparece en la presente revisión. En realidad el “estado del arte” recopila la información contenida en los trabajos más relevantes, mostrando cuál es el estado actual de conocimientos sobre los campos de estudio, además de detectar las carencias de conocimientos existentes, por lo que presentar un resumen de las principales publicaciones, a modo de fichas, resulta una información redundante con pocos o ningún dato nuevo aunque, evidentemente, puede facilitar el trabajo de otros investigadores que deseen abordar líneas de trabajo en este campo.

3.- MATERIAL Y MÉTODOS

3.1.- Estudios horizontales.....	91
3.1.1. - Estudio epidemiológico, de criterios de compra y preferencias del calzado.....	92
3.1.1.1.- Aspectos analizados (variables buscadas).....	93
3.1.1.2.- Instrumento de medida utilizado.....	94
3.1.1.3.- Diseño de experiencias.....	95
3.1.1.4.- Técnicas de tratamiento de datos.....	98
3.1.2.- Estudio horizontal de confort.....	100
3.1.2.1.- Aspectos analizados.....	101
3.1.2.2.- Instrumento de medida utilizado.....	102
3.1.2.3.- Diseño de experiencias.....	106
3.1.2.4.- Técnicas de tratamiento de datos.....	107
3.2.- Estudios biomecánicos.....	109
3.2.1.- Estudio de confort.....	111
3.2.1.1.- Aspectos analizados.....	111
3.2.1.2.- Instrumentos de medida utilizados.....	112
3.2.1.3.- Diseño de experiencias.....	112
3.2.1.4.- Técnicas de tratamiento de datos.....	113
3.2.2.- Estudio de características mecánicas.....	114
3.2.2.1.- Aspectos analizados.....	114
3.2.2.2.- Instrumentos de medida utilizados.....	115
3.2.2.3.- Diseño de experiencias.....	119
3.2.2.4.- Técnicas de tratamiento de datos.....	121

3.2.3.- Estudio del salto.....	122
3.2.3.1.- Aspectos analizados.....	123
3.2.3.2.- Modelo utilizado.....	124
3.2.3.3.- Instrumentos de medida utilizados.....	126
3.2.3.4.- Diseño de experiencias.....	130
3.2.3.5.- Técnicas de tratamiento de datos.....	132
3.2.4.- Estudio de la parada lateral.....	133
3.2.4.1.- Aspectos analizados.....	134
3.2.4.2.- Modelo cinemático utilizado.....	134
3.2.4.3.- Instrumentos de medida utilizados.....	141
3.2.4.4.- Diseño de experiencias.....	144
3.2.4.5.- Técnicas de tratamiento de datos.....	146
3.2.5.- Estudio del giro.....	147
3.2.5.1.- Aspectos analizados.....	148
3.2.5.2.- Modelo cinemático utilizado.....	149
3.2.5.3.- Instrumentos de medida utilizados.....	149
3.2.5.4.- Diseño de experiencias.....	150
3.2.5.5.- Técnicas de tratamiento de datos.....	151
3.2.6.- Estudio del rendimiento en carrera con obstáculos.....	153
3.2.6.1.- Aspectos analizados.....	153
3.2.6.2.- Instrumentos de medida utilizados.....	154
3.2.6.3.- Diseño de experiencias.....	155
3.2.6.4.- Técnicas de tratamiento de datos.....	157
3.2.7.- Análisis conjunto de resultados biomecánico.....	158
3.2.7.1.- Análisis conjunto de la amortiguación.....	159
3.2.7.2.- Análisis conjunto de la fricción.....	160
3.2.7.3.- Análisis conjunto del rendimiento.....	161

3.1.1.- ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO, DE CRITERIOS DE COMPRA Y PREFERENCIAS DEL CALZADO

Como se definió en el “estado del arte” la epidemiología deportiva estudia la aparición de patologías, generalmente en el aparato locomotor humano, como consecuencia de la práctica de actividades físico-deportivas.

Estudios epidemiológicos realizados en distintos deportes (Nigg, B.N. & Segesser, B., 1988; Brizuela, G., 1996) indican la existencia de relaciones entre las características del calzado técnico deportivo y la aparición de determinadas lesiones localizadas en los miembros inferiores, pelvis y raquis. La revisión de la literatura más relevante, expuesta en el “estado del arte”, pone de manifiesto el tipo de lesiones más frecuentes e importantes entre los practicantes de tenis. Tales estudios muestran como, en el caso del tenis, las lesiones localizadas en los miembros inferiores, pelvis y zona lumbar del raquis suponen entre un 55-65% del total de lesiones. Sin embargo y a pesar de estos datos, pocos son los estudios epidemiológicos que investigan la influencia del calzado en la aparición de tales lesiones como consecuencia de la práctica del tenis y ninguno los estudios realizados en la población española.

El propósito del presente trabajo, enmarcado dentro de una línea de investigación que desde 1987 viene desarrollándose en el IBV, consistió en estudiar las características epidemiológicas de un deporte tan extendido como el tenis en el área metropolitana de Valencia, lo que posiblemente podrá ser mejor extrapolado al resto de la población española que los pocos estudios de origen anglosajón actualmente existentes.

Incluir en el estudio las opiniones de los jugadores respecto a sus preferencias sobre el calzado técnico de tenis será un dato valioso para los fabricantes españoles que, además, permitirá relacionar estas preferencias con los datos referentes a los factores de riesgo de lesión. De esta manera se pueden generar criterios de diseño del calzado,

desde el punto de vista de la protección frente a lesiones, adaptados al sector específico al que va dirigido, y permite orientar a los practicantes de este deporte en la selección del calzado según sus características personales.

A continuación se presenta el estudio horizontal epidemiológico retrospectivo que, sobre una muestra de 205 jugadores habituales de tenis del área metropolitana de Valencia, se realizó durante los meses de enero a marzo de 1995.

Además de las variables de carácter epidemiológico, se recabó información respecto a características personales y técnicas de los jugadores, así como respecto a sus preferencias sobre las distintas características de los pavimentos de juego y del calzado utilizado.

3.1.1.1.- Aspectos analizados

Asumiendo que las preferencias de los jugadores con respecto al calzado les llevan a seleccionar unos modelos de características concretas y que dichas características pueden dar lugar a la aparición de determinado tipo de lesiones, se buscó analizar una serie de variables representativas tanto epidemiológicas como de preferencias personales de la población del área metropolitana de Valencia practicante del tenis. El instrumento de medida utilizado permitió obtener los siguientes tipos de variables:

- Variables personales: edad, peso, estatura, sexo y tipo de pie.
- Variables técnicas: años de práctica, nivel deportivo, días y horas semanales de práctica e intensidad de la misma.
- Variables sobre las superficies de juego y el calzado: tipo de superficie de juego, preferencias respecto a las características de éstas, tipo de calzado utilizado según la superficie de juego, preferencias con respecto a las

características del calzado, altura de la caña, relación con casas comerciales, preferencias con respecto de las marcas, número de pares comprados al año, dinero gastado en el último calzado, marca y modelo utilizado para entrenar y para competir, zonas de mayor desgaste y tipo de deformación del calzado utilizado.

- Variables epidemiológicas: localización de lesiones atribuibles a la práctica del tenis sufridas desde el inicio de tal práctica y durante la última temporada. Descripción de aquellas lesiones posiblemente relacionadas con el calzado y el tipo de superficie de juego.

3.1.1.2.- Instrumento de medida utilizado

Para obtener las variables citadas en el punto anterior, se utilizaron las hojas de entrevista que aparecen en el anexo 1. Se diseñó una entrevista preliminar en base a experiencias previas del Grupo de Biomecánica Deportiva del IBV, con la que se realizó un estudio piloto con una muestra de 50 jugadores habituales del Club de Tenis Valencia, sito en la calle Botánico Cabanilles nº 7. La principal diferencia con los estudios epidemiológicos anteriores llevados a cabo en el IBV, a parte de su mayor extensión, fue que tanto el test piloto como las hojas de entrevista definitivas se confeccionaron pensando en ser cumplimentadas por un entrevistador en lugar de ser repartidas a los jugadores vía la Federación Valenciana de Tenis, como hasta la fecha se había hecho.

Este cambio de estrategia fue debido por un lado a lo extenso de la encuesta, que posiblemente habría permitido recoger un bajo número de encuestas cumplimentadas y, por otro lado, a la mayor calidad de la información recogida al ser cumplimentada por un entrevistador entrenado para tal tarea.

3.1.1.3.- Diseño de experiencias

En el IBV se vienen realizando estudios epidemiológicos desde el año 1987, siendo los deportes analizados hasta la fecha el baloncesto, el balonmano, el voleibol, fútbol sala y la carrera de fondo. Excepto en el caso de los corredores de fondo la muestra de estudio se obtuvo gracias a la colaboración de las diferentes federaciones, que se encargaron de repartir las encuestas al principio de la temporada, junto a las fichas federativas. En todos los casos la encuesta ocupaba las dos páginas de una hoja DIN-A4 y se recuperaban alrededor del 30% de las encuestas repartidas.

En el presente estudio el número de datos a recabar era considerablemente mayor ocupando 5 páginas de una hoja DIN-A4, lo cual podría hacer disminuir considerablemente la cantidad de encuestas cumplimentadas y entregadas en la federación por parte de los jugadores. Ante tal posibilidad se decidió, una vez fijado un tamaño accesible de la muestra, que las hojas de entrevista fueran cumplimentadas por medio de una entrevista personal (foto 1)



Foto 1: Cumplimentación de las encuestas de los estudios horizontales de epidemiología y de confort.

El tenis es un deporte cuya población practicante varía ostensiblemente con la estación del año. La población diana para el presente estudio fueron los “jugadores habituales”, definiendo como tales a aquellos jugadores que practican durante todo el año al menos 1 vez a la semana. No existe un censo fiable del número de jugadores habituales de tenis del área metropolitana de Valencia; no obstante, según estimaciones de la Federación Valenciana de Tenis, en dicha área podrían existir unos 4000 jugadores que cumplen esa condición, entre federados y aficionados. Suponiendo que se trata de una población distribuida normalmente y de variables binomiales, se fijó como meta conseguir 200 entrevistas personales, con lo que el error muestral (E) tomaría el valor de 6.9% para el caso más desfavorable en que $p=0.5$, según la fórmula:

$$E = K \cdot \sqrt{\frac{p \cdot q}{n}} \cdot \sqrt{\frac{N - n}{N - 1}}$$

donde:

E: error muestral.

K: constante del nivel de confianza, en este caso toma el valor de 202.7.

p: probabilidad de que ocurra un suceso.

q = (1-p): probabilidad de que ocurra el suceso contrario.

n: tamaño de la muestra, 200 en este caso.

N: tamaño de la población, 4000 en este caso.

A continuación aparece una tabla en la que se presenta el error muestral calculado según distintos tamaños de la muestra, para una población de 4000 jugadores habituales y suponiendo que $p=0.5$, que es el caso más desfavorable:

Tamaño de la muestra (n)	Error muestral (E)
100	10.0
150	8.1
200	6.9
250	6.1
300	5.6
350	5.1

Tabla 14: Error calculado para diferentes tamaños de la muestra.

En la tabla 14 se aprecia como al aumentar el tamaño de la muestra se disminuye el error asociado; no obstante se consideró que un error máximo del 6.9% sería aceptable, teniendo en cuenta que se desconoce el tamaño exacto de la población y que disminuir este error un punto suponía un aumento de unas 80 entrevistas, lo cual quedaba fuera del alcance del grupo investigador, dada la laboriosidad requerida para la cumplimentación de las entrevistas. Finalmente se consiguieron 205 entrevistas cumplimentadas.

Las entrevistas se llevaron a cabo en 3 clubes de la ciudad de Valencia y en 2 de su área metropolitana:

- Valencia: Club de Tenis Valencia, Polideportivo de El Saler y Polideportivo de la Malvarrosa.
- Área metropolitana: Polideportivo de Catarroja (Catarroja) y Club de Tenis Saladar (Silla).

La entrevista se realizaba a pie de pista siendo el requisito indispensable para formar parte de la muestra ser jugador habitual de tenis, es decir, jugar una vez a la semana como mínimo a lo largo de toda la temporada y utilizar calzado técnico de tenis.

3.1.1.4. Técnicas de tratamiento de los datos

Las entrevistas fueron volcadas en una base de datos creada para tal efecto en ACCES y procesadas estadísticamente mediante las aplicaciones SPSS y Statgraphics-plus. El tratamiento estadístico consistió en:

- Análisis descriptivo de cada variable (aplicación SPSS):
 - Tipo de distribución.
 - Frecuencia relativa de cada nivel, en el caso de las categorías o variables nominales y variables ordinales.
 - Media, mediana, moda y desviación típica, en el caso de las variables numéricas o proporcionales.

- Asociación entre variables categóricas:
 - Utilizando técnicas de tabulación cruzada y Chi cuadrado, con un nivel de significación estadística del 95% ($\alpha = 0.5$).

- Análisis de la varianza (ANOVA) para analizar la dependencia entre variables numéricas y variables (factores) categóricas:
 - Fijándose el nivel de significación en 0.05 y determinándose las diferencias entre niveles de factores mediante un análisis post hoc LSD

- Asociaciones entre variables:
 - Correlaciones de Pearson entre variables numéricas.
 - Correlaciones de Spearman entre variables ordinales.

- Cálculo de parámetros epidemiológicos:

- Incidencia acumulada de las lesiones ocurridas tanto a lo largo de la vida deportiva como durante el último año. Calculada según la fórmula:

$$\text{Incidencia acumulada} = \frac{\text{n}^\circ \text{ lesiones}}{\text{n}^\circ \text{ entrevistados}} * 100$$

- Tasa de incidencia de las lesiones ocurridas en el último año (no es posible calcularla en el caso de las lesiones a lo largo de la vida deportiva porque se desconocen el número de horas jugadas en ese periodo de tiempo), según la fórmula:

$$\text{Tasa de incidencia} = \frac{\text{n}^\circ \text{ lesiones}}{\text{n}^\circ \text{ horas jugadas}}$$

- Predicción de la probabilidad de sufrir lesiones por parte de los tenistas a partir de “variables explicativas”:

- Utilizando la técnica de análisis de regresión logística se crearon modelos matemáticos que incluyen aquellas variables (continuas o discretas) causantes de lesión con las que se pretende predecir la aparición o no de la misma (variable dependiente o respuesta).

3.1.2.- ESTUDIO HORIZONTAL DE CONFORT

Las pruebas subjetivas, basadas en la recopilación de información a través de las denominadas “encuestas de confort”, han sido ampliamente utilizadas en el ámbito de la ergonomía y especialmente en el análisis del mobiliario y del puesto de trabajo. En la industria del calzado, especialmente en el diseño de hormas, se realizan las llamadas “pruebas de calce”, que consisten en probar los nuevos prototipos a sujetos que dan su opinión sobre los mismos. Sin embargo, estas pruebas se realizan sin rigor científico y sin ir más allá de la opinión personal de los sujetos participantes en ellas.

Existen pocos estudios respecto de las sensaciones de confort-disconfort asociados al uso del calzado técnico deportivo, en general, y del calzado de tenis, en particular. Hasta fechas recientes, los estudios sobre la adecuación del calzado a la tarea y al usuario se han basado en la realización de pruebas objetivas; no obstante la complementación de estos datos con los provenientes de pruebas subjetivas permite un mejor conocimiento de las posibles causas que producen sensaciones de disconfort en el usuario.

El Grupo de Biomecánica Deportiva del IBV incorporó la metodología del análisis subjetivo como complemento de los análisis de variables objetivas relativas al calzado en el año 1995, año en que se pusieron en marcha el presente estudio y un proyecto paralelo en el tiempo sobre sandalias anatómicas. Se trata éste, por tanto, de uno de los primeros estudios de este carácter que se realizan en nuestro país.

Se presenta a continuación el material empleado para recabar los datos de las variables del estudio horizontal de confort, así como la metodología seguida en la selección y recogida de información de tales variables, y su posterior tratamiento estadístico.

Se realizó en las mismas fechas y bajo las mismas premisas que el estudio horizontal epidemiológico. Ambos estudios proporcionan una “fotografía” del estado de las variables buscadas en el periodo de tiempo que duró la recogida de la información.

3.1.2.1.- Aspectos analizados

La metodología seguida en los estudios del ámbito de la ergonomía implica la utilización de tres tipos de cuestionarios cada uno de los cuales proporciona datos respecto del “confort general” y su evolución en el tiempo, de las “molestias por partes del cuerpo” y su evolución en el tiempo, y de “juicios subjetivos” sobre las características del objeto estudiado. Dadas las características del presente estudio no resultaba posible recabar información sobre la evolución en el tiempo de las variables “confort general” y “molestias por parte del cuerpo” por lo que los datos recabados proporcionaban información respecto de las siguientes variables subjetivas de tipo ordinal:

- Variable “confort general”.
- Variable “molestias por partes de cuerpo”.
- Variable “juicios subjetivos” sobre las características del calzado utilizado.

Además de estas variables subjetivas, en las hojas de entrevista se incluyó un apartado de datos personales y de medidas de variables objetivas tanto de los pies como del calzado utilizado por los jugadores. Los datos estaban agrupados de la siguiente manera:

- Variables personales:
 - Edad, peso, estatura y sexo.
 - Horas semanales de práctica, tiempo que jugó el día de la entrevista.
 - Lesiones o molestias al inicio del partido a consecuencia de enfermedades o patologías sufridas el día de la entrevista.

- Variables de las características dimensionales de los pies:
 - Contornos del antepié, empeine y tobillo.
 - Alturas del maleolo peroneo, primer metatarsiano y del primer dedo.
 - Pedigrafía del pie.

- Variables de las características del calzado:
 - Variables descriptivas de tipo nominal u ordinal: nivel de uso, marca, talla, tipo de cierre, material de corte, contrafuertes, tirantes, vaciado de la entresuela, soporte de arco, sistema de amortiguación extra.
 - Variables proporcionales o numéricas: altura de la trasera, longitud interior, quebrante de la puntera, altura de la puntera hasta la zapatilla y hasta el suelo, distancia de la punta hasta el refuerzo del acordonado, altura del lateral trasero hasta el suelo, altura del extremo trasero hasta el suelo, altura del biselado del tacón, altura del contrafuerte externo, durezas de la suela, entresuela y plantilla, flexibilidad transversal (flexión) y longitudinal (torsión), peso, deslizamiento y características del pavimento de juego.
 - Pedigrafía del calzado.

3.1.2.2.- Instrumentos de medida utilizados

Con el fin de recabar los datos de las variables de confort de carácter subjetivo, los datos personales y los datos descriptivos del calzado buscados, se utilizó como instrumento de medida las hojas de entrevista que aparecen en el anexo 2. Las escalas de medida utilizadas para recabar los datos de las variables de confort se basan en el método propuesto por Likert (1932), en el que cada ítem cuenta con una escala compuesta por varias alternativas, generalmente de tres a siete, que reciben el nombre de “escalas de tipo Likert” (Andrich, 1976; Seiler y Hough, 1970; Spector, 1976).

El cuestionario definitivo se confeccionó en base a un estudio piloto previo de confort en los meses inmediatamente anteriores al inicio del presente estudio.

En lo que respecta a las variables de características dimensionales del pie y calzado, así como de las características mecánicas del calzado se utilizaron los siguientes instrumentos de medida:

- Pedígrafo de impregnación por tinta.
- Cinta métrica de tela flexible y cinta métrica metálica flexible “con puntas”.
- Durímetro Härteprüfer, DIN 53505, ISO 868, de escala “shore” (foto 2).

La normativa internacional ISO 868 especifica el método para determinar la dureza a indentación de materiales plásticos mediante la escala Shore. La dureza a indentación está inversamente relacionada con la penetración y depende del módulo de elasticidad.



Foto 2: Durímetro Härteprüfer, DIN 53505, ISO 868, de escala “shore”.

El instrumento consta de un soporte presionador, un indentador, un dispositivo indicador con escala de 0 a 100 y un muelle calibrado.

- Máquina de flexibilidad transversal portátil (foto 3).

Se trata de un instrumento diseñado en el IBV que permite determinar la flexibilidad transversal en la zona de los dedos a través de un eje imaginario del calzado que va desde la cabeza del primer metatarsiano hasta la cabeza del quinto metatarsiano.

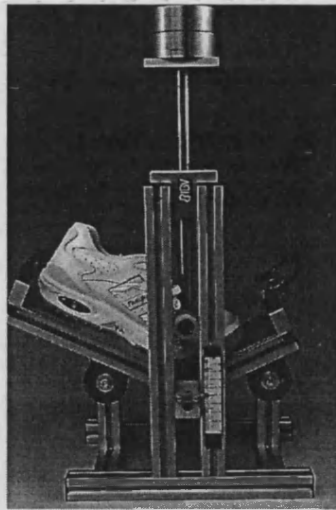


Foto 3: Máquina de flexibilidad transversal portátil.

El aparato consta de una estructura de perfil en aluminio sobre la que se desliza verticalmente el eje-cizalla al aplicarle un peso de 5 kg sobre la placa superior y dos plataformas independientes (una para apoyar la delantera y otra para apoyar la trasera del calzado) que rotan al aplicarse el peso. El ángulo de flexión, en grados, se lee en una regleta ubicada frontalmente.

- Máquina de flexibilidad longitudinal (torsión) portátil (foto 4).

Al igual que el anterior se trata de un instrumento de ensayo diseñado en el IBV que permite determinar la flexibilidad alrededor de un eje longitudinal del calzado, realizando una rotación externa del antepié con respecto al retropié.

Consta de una base de la que sobresale una prolongación vertical en la que existen dos mordazas, la primera para el retropié y la segunda para el antepié; de ésta última sale una barra en la que se aloja un peso de 5 kg responsable de producir la torsión, siendo la zona del primer metatarsiano la que gira con respecto a la zona del quinto metatarsiano que queda fija.

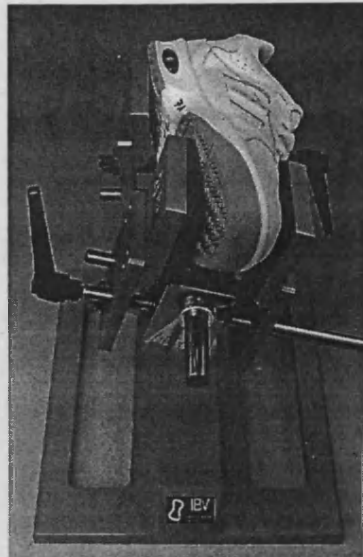


Foto 4: Máquina de flexibilidad longitudinal (torsión) portátil.

- Báscula con una precisión de 1 gr (foto 5).



Foto 5: Báscula con precisión de 1gr.

- Aparato de medida del deslizamiento del Instituto de Ensayos de Materiales de Berlín (BAM), DIN 18032 segunda parte (foto 6):

Este instrumento consta de un dispositivo de lanzamiento formado por una placa base resistente al deslizamiento, en la que se aloja un muelle calibrado y dispositivos de tensión y disparo. Siguiendo las directrices que marca la normativa, el cuerpo deslizante debe de ser un cilindro de acero de 100 mm de diámetro, 50 mm de altura y una masa total de 3 kg, en cuya base inferior se anclan, simétricamente con respecto al centro, tres discos deslizantes de cuero curtido antiguo RAL 061 A (DIN 51963) cuya dureza shore-H es de 60 ± 5 , de 16 mm de diámetro y 5 mm de espesor. El muelle se calibra de modo que el

cuerpo deslizante alcance una velocidad de 23.8 m/s sobre una superficie testigo de vidrio. El espacio recorrido en deslizamiento por el cuerpo deslizante sobre el suelo que se ha de ensayar se mide con una cinta métrica.

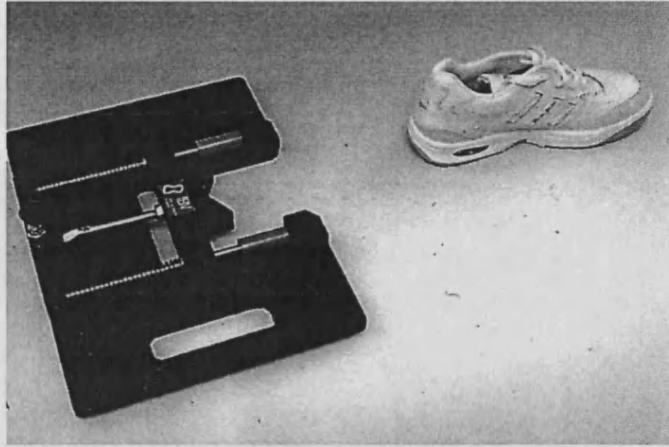


Foto 6: Aparato de medida del deslizamiento del Instituto de Ensayos de Materiales de Berlín (BAM), DIN 18032 segunda parte.

En los ensayos se sustituyó el cuerpo deslizante por el calzado utilizado por los usuarios al que se le añadía un peso extra, hasta completar un peso total de 0.8 kg.

3.1.2.3. Diseño de experiencias

El presente estudio horizontal de confort partía con las mismas premisas que el estudio epidemiológico; es decir, la zona de estudio era el área metropolitana de Valencia, los entrevistados debían ser jugadores habituales de tenis y las entrevistas serían realizadas a pie de pista inmediatamente después de terminar el partido. Esto último suponía, por un lado, que los datos recabados serían de gran calidad, pero por otro lado presentaba un grave inconveniente, el tiempo y esfuerzo necesarios para conseguir el número de encuestas adecuado, pues si la entrevista para el estudio epidemiológico tenía una extensión de 5 páginas DIN-A4, la entrevista de confort presentaba una extensión de 9 páginas, con el agravante de que había que realizar medidas del pie y del calzado, algunas de ellas mediante máquinas portátiles (todo ello

supuso que el tiempo medio empleado en cumplimentar estas entrevistas fuera de unos 25-30 minutos).

Las entrevistas se llevaron a cabo en los mismos clubes descritos para el estudio epidemiológico, pero con la diferencia de que las entrevistas se realizaban inmediatamente después de que los tenistas hubieran jugado durante un mínimo de 30 minutos. Esto último reducía ostensiblemente la población objetivo presente en los clubes a la hora de realizar las entrevistas. El tamaño de la muestra, al igual que para el estudio epidemiológico, se fijó en 200 entrevistas con lo que el error muestral máximo rondaría el 6.9%. No obstante, dada la mayor dificultad en la recogida de los datos, sólo se logró cumplimentar un total de 146 entrevistas con lo que el error muestral máximo asociado es del 8%.

3.1.2.4.- Técnicas de tratamiento de los datos

Las 146 entrevistas fueron volcadas a una base de datos creada en la aplicación ACCES, para posteriormente ser tratada mediante las aplicaciones SPSS y Statgraphics-plus. El tratamiento estadístico consistió:

- Análisis descriptivo de cada variable:
 - Tipo de distribución.
 - Frecuencia relativa de cada nivel y moda, en el caso de las categorías o variables dicotómicas.
 - Frecuencia relativa de cada nivel, moda y mediana, en el caso de las variables ordinales.
 - Media, mediana, moda y desviación típica, en el caso de las variables numéricas o proporcionales.

- Asociación entre variables categóricas (u ordinales convertidas en categóricas).

Utilizando técnicas de tabulación cruzada y Chi cuadrado entre:

- La variable “confort general” y las “molestias por zonas corporales”.
- La variable “confort general” y los “errores de diseño”.
- Las “molestias por zonas corporales” y los “errores de diseño”.
- Las “molestias por zonas corporales” y los “elementos de diseño”.

- Análisis de la varianza (ANOVA) para analizar la dependencia entre variables numéricas y variables (factores) categóricas:

- Fijándose el nivel de significación en 0.05 y determinándose las diferencias entre niveles de factores mediante un análisis post hoc LSD.

- Análisis factorial de las molestias por partes del cuerpo y los errores de diseño del calzado, para definir factores independientes (o variables resumen) que agrupen a las variables (de carácter ordinal) relacionadas entre si e independientes del resto.

- Mediante el análisis de componentes principales, rotación según el método varimáx, tomando los valores propios mayor que 1 y considerando las de componente mayor que 0.5.

- Regresión logística para buscar dependencias entre los errores de diseño percibidos subjetivamente y las características mecánicas del calzado medidas objetivamente con las máquinas portátiles.

3.2.- Estudios biomecánicos

Los estudios horizontales de epidemiología y de confort permiten identificar la situación actual de ambos factores entre los jugadores habituales de tenis del área metropolitana de Valencia. La evidencia de que el calzado utilizado afecta en ambos factores, justifica el estudio de las características biomecánicas del calzado técnico deportivo.

Con el estudio biomecánico, parte fundamental de la presente tesis, se pretendió conocer el grado de adecuación funcional de una muestra representativa del calzado técnico de tenis actualmente existente en el mercado. Para ello se analizaron características del calzado objetivas en laboratorio como son la amortiguación y la fricción con máquinas de ensayo y con sujetos, el control de movimientos y el rendimiento motor con sujetos, y las características mecánicas con máquinas de ensayo, así como variables subjetivas de confort.

La muestra de calzados fue seleccionada en base a un estudio de mercado realizado en tiendas de deporte de Valencia capital, con el que se confeccionó un ranking por cantidad de ventas según tres niveles de gama: gama alta, gama media y gama baja. De acuerdo a esta clasificación se seleccionaron los 10 modelos que se muestran en la foto 6. En el anexo 3 se muestra la gama, la marca y modelo, y el código (desde M1 hasta M10) de los 10 modelos seleccionados.

Se compraron un total de 7 pares por cada modelo, es decir, 70 pares en total repartidas de la siguiente manera:

- 4 para los estudios de confort.
- 1 para los ensayos de laboratorio de amortiguación y de fricción.
- 1 para los ensayos con sujetos en laboratorio.
- 1 de reserva.



Foto 6: Los 10 modelos de calzado seleccionados.

Para los ensayos con sujetos, se seleccionaron a 10 estudiantes de educación física que cumplían los siguientes requisitos:

- ser varón y calzar el número 42
- tener un pie normal
- ser jugadores habituales de tenis
- no padecer ningún tipo de patología del aparato locomotor que pudiera afectar de un modo u otro a la ejecución de los gestos técnicos seleccionados para los estudios
- comprometerse a participar en los ensayos convenidos.

Una vez seleccionados los sujetos, firmaron el manifiesto de consentimiento que aparece en el anexo 4 y se fijó el calendario y el horario para la realización de los ensayos.

3.2.1.- ESTUDIO DE CONFORT

La evaluación biomecánica del calzado técnico deportivo puede plantearse en dos fases del diseño: en el desarrollo de un nuevo producto o en la evaluación de un calzado acabado. En ambos casos la evaluación de la adecuación funcional del calzado debe incluir métodos subjetivos y objetivos. Ambos niveles de estudio son complementarios ya que permiten relacionar las sensaciones percibidas por el usuario con las características dimensionales o constructivas del calzado.

Con el presente estudio se pretende someter a la muestra de 10 modelos de calzado de tenis seleccionada a ensayos de confort, con el propósito de conocer si es posible ordenarlos por el confort general y conocer los errores de diseño percibidos subjetivamente por los tenistas.

La principal diferencia entre el estudio de confort “en laboratorio” y el estudio horizontal de confort estriba, por un lado, en que la muestra se limita a 10 jugadores y a 10 modelos de calzado existentes en el mercado y, por otro lado, que la caracterización mecánica del calzado (mucho más completa) se considera en un estudio aparte.

En las siguientes páginas se explican las variables analizadas, el instrumental de medida utilizado, el diseño de las experiencias y el tratamiento informático y estadístico de los datos recabados.

3.2.1.1.- Aspectos analizados

Se analizaron las mismas variables subjetivas descritas en el estudio horizontal de confort, a excepción de las variables de caracterización mecánica.

- Variables personales:
 - Edad, peso, estatura y género.
 - Horas semanales de práctica del tenis, tiempo que jugó el día de la entrevista.
 - Lesiones o molestias al inicio del partido del día de la entrevista.

- Variables de carácter subjetivo:
 - Confort general.
 - Juicios subjetivos sobre las características del calzado utilizado.

3.2.1.2.- Instrumentos de medida utilizados

Dadas las variables buscadas el instrumento de medida utilizado han sido las hojas de entrevista que aparecen en el anexo 2.

3.2.1.3.- Diseño de experiencias

Con los 10 sujetos y los 10 modelos de calzado seleccionados, se llevó a cabo un estudio sobre el confort asociado a su uso, similar al realizado en la encuesta de confort entre la población general pero con las siguientes particularidades: a cada jugador se le repartió de forma randomizada 4 de los modelos de calzado objeto de estudio y 4 de las encuestas que aparecen en el anexo 2; de esta manera cada modelo fue probado por 4 sujetos. Se les dio instrucciones expresas de que las encuestas debían ser cumplimentadas inmediatamente después de jugar un partido de tenis con cada uno de los 4 modelos y sin descalzarse, así como la forma correcta de cumplimentar las hojas de entrevista. Para asegurarse de que las sensaciones de disconfort no eran debidas a la inadaptación inicial del calzado al pie de los tenistas, se les indicó que debían usarlas

varios días antes de cumplimentar la encuesta (a los sujetos se les obsequió con estos 4 calzados como muestra de agradecimiento por su participación).

3.2.1.4.- Técnicas de tratamiento de datos

Los resultados de las 40 encuestas de confort y los de las máquinas portátiles fueron volcadas a una base de datos creada en la aplicación ACCES, para posteriormente ser tratadas mediante la aplicación SPSS. A diferencia del estudio de confort horizontal, en este caso no fue posible realizar análisis factoriales para los errores y molestias por falta de potencia de test. El tratamiento estadístico consistió:

- Análisis de la varianza de tipo no paramétrico Kruskal-Wallis (test de rango o prueba H), fijando el nivel de significación en 0.05:

- Nivel de confort general de los 10 modelos.

- Tabulación cruzada mediante tablas de contingencia para conocer la distribución de respuestas de los errores de diseño. La significación estadística de un error se estableció comparando mediante la técnica de Kruskal-Wallis la diferencia entre dos series de 4 juicios subjetivos, correspondiendo la primera a 4 correctos y la segunda a un conjunto de juicios distintos del correcto. De esta manera se estableció que la existencia de más de 3 o más quejas en el mismo sentido mostraba diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) respecto a la distribución de 4 correctos.

3.2.2.- ESTUDIO DE CARACTERÍSTICAS MECÁNICAS

Los primeros estudios de caracterización mecánica del calzado técnico deportivo datan de finales de la década de los 70 y principios de los 80 (Cavanagh y cols., 1979; 1980). Dichos estudios pretendían clasificar o establecer un ranking entre los calzados del mercado con el propósito de orientar a los usuarios e incentivar la mejora del producto por parte de las empresas fabricantes. Se trataba pues, de investigaciones eminentemente aplicadas y con el objeto de ser prácticas pero de poco valor académico.

En el presente apartado se presentan las variables analizadas con el fin de caracterizar mecánicamente la muestra de calzados seleccionada, el instrumental para la recogida de los datos primarios y el tratamiento informático y estadístico de éstos.

3.2.2.1.- Aspectos analizados

Se analizaron las mismas variables descriptivas y mecánicas que en el estudio de confort horizontal, pero además se añadió una serie de variables medidas con máquinas de ensayo en laboratorio, de manera que el conjunto final de variables analizadas fueron las siguientes:

- Variables descriptivas de tipo nominal u ordinal: modelo, tipo de cierre, material de corte, contrafuertes, tirantes, vaciado de la entresuela, soporte de arco, sistema de amortiguación extra.
- Medidas registradas con instrumental portátil: altura de la trasera, longitud interior, quebrante de la puntera, altura de la puntera hasta la zapatilla y hasta el suelo, distancia de la punta hasta el refuerzo del acordonado, altura del lateral trasero hasta el suelo, altura del extremo trasero hasta el suelo, altura del biselado del tacón, altura del contrafuerte externo, durezas de la suela, entresuela y plantilla, flexibilidad

transversal (flexión) y longitudinal (torsión), peso, deslizamiento y características del pavimento de juego.

- Pedigrafía del calzado.
- Medidas registradas con instrumental de laboratorio: rigidez y tangente de pérdidas del material de la suela, entresuela y plantilla (estudio de amortiguación) en el antepié y retropié. Coeficientes de fricción longitudinal y rotacional, así como velocidades de deslizamiento lineal y angular (estudio de fricción longitudinal y rotacional).

3.2.2.2.- Instrumentos de medida utilizados

El instrumental portátil utilizado fue el mismo que en el estudio horizontal de confort y que a continuación se enumera (apartado 3.1.2.2.):

- Cinta métrica de tela flexible y cinta métrica metálica flexible “con puntas”.
- Durómetro Härteprüfer, DIN 53505, ISO 868, de escala “shore” (foto 2).
- Máquina de flexibilidad transversal portátil (foto 3).
- Máquina de flexibilidad longitudinal portátil (foto 4).
- Báscula con una precisión de 1 gr (foto 5).
- Aparato de medida del deslizamiento del Instituto de Ensayos de Materiales de Berlín (BAM), DIN 1832 segunda parte (foto 6).

El instrumental de laboratorio para la caracterización mecánica utilizado fue el siguiente:

- Máquina universal hidráulica de ensayos INSTRON 8501 (foto 8).
Se trata de una máquina comercial que permite la realización de ensayos dinámicos de materiales para calzado mediante la aplicación de cargas de

impacto a compresión que reproducen las cargas producidas durante la práctica deportiva.

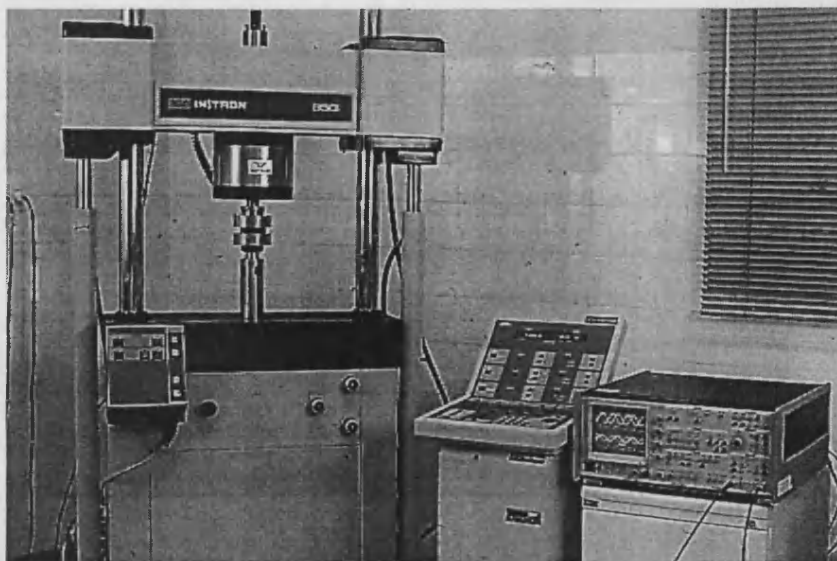


Foto 8: Máquina universal hidráulica de ensayos INSTRON 8501.

La probeta de material a ensayar, circular y de 50 mm de diámetro, se sitúa entre dos platos de compresión que le transmiten la carga aplicada mediante un actuador hidráulico. Las características de las cargas aplicadas, su magnitud y tiempo de aplicación, se programan desde un PC gracias al software comercial FLAPS de INSTRON. Las señales analógicas procedentes de los transductores de carga y desplazamiento son introducidas al analizador de espectros ROCKLAND 5820B, que permite obtener los espectros de la carga y desplazamiento, y la función de transferencia (equivalente a la impedancia mecánica compleja) en función de la frecuencia. De la amplitud de la función de transferencia, se obtiene la rigidez, mientras que la tangente de pérdidas (que corresponde a la razón entre la energía perdida y la almacenada) se obtiene a partir del desfase entre la carga y el desplazamiento (ver anexo 3).

Las características mecánicas de los materiales viscoelásticos son altamente dependientes de la temperatura; por ello se controló que la temperatura del laboratorio de ensayos se mantuviera entre 21 y 26 °C.

- Máquina de fricción longitudinal-IBV de monitorización neumática (foto 9).

No existe una normativa europea o mundial respecto a los requisitos técnicos que han de cumplir este tipo de máquinas, es por ello que cada laboratorio desarrolla su propio instrumental de medida. Durante los años 1994-1995 se desarrollaron, en el IBV, dos máquinas que permiten realizar mediciones de las cargas de fricción producidas entre diferentes materiales utilizados en el calzado y los diferentes tipos de suelos.

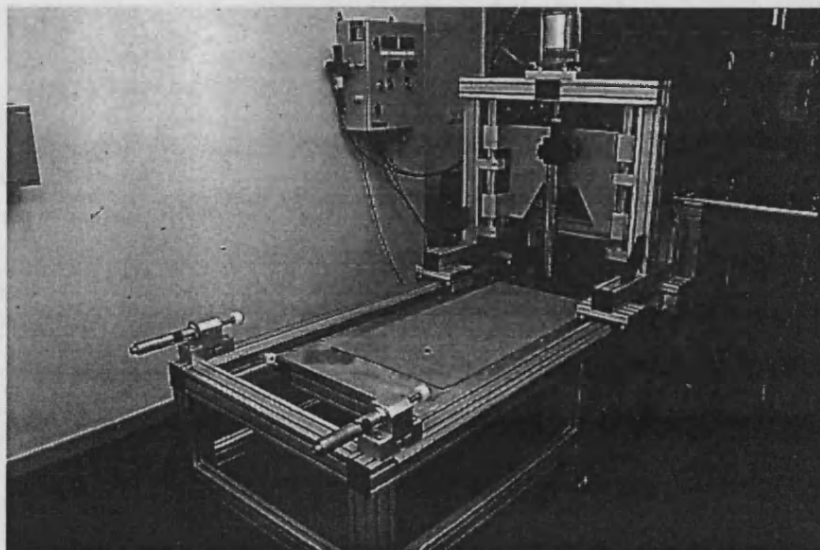


Foto 9: Máquina de fricción longitudinal-IBV de monitorización neumática.

La máquina de fricción longitudinal consta de 2 partes bien diferenciadas; por un lado la torreta vertical y por otro la bancada. Según esta disposición, la instalación neumática dispone de 2 cilindros de doble efecto, uno vertical ubicado sobre un pórtico desplazable a través de 2 guías lineales, el cual se fija a un pie mecánico con el calzado a ensayar realizando la fuerza vertical de pisado sobre el suelo, y otro horizontal que reproduce el movimiento de avance del pie sobre la bancada portadora de las muestras de suelo sobre la cual se produce la fricción. En la bancada se ubica una plataforma dinamométrica DINASCAN-IBV, cuyo suelo se sustituyó por un pavimento de tenis (Tenislife de Composan) homologado por la Real Federación Española de Tenis, que registra las cargas de fricción entre ambas superficies, suela del calzado y pavimento.

Sus especificaciones técnicas son las siguientes:

- Rango de fuerzas verticales: de 0 a 7200 N con una precisión de ± 5 N.
- Rango de Fuerzas horizontales: de 0 a 7200 N con una precisión de ± 5 N.
- Rango de velocidades horizontales: de 0.1 a 5 m/s.
- Dimensiones del pavimento a ubicar en la bancada: 600 x 350 mm².
- Rango de inclinación del pie mecánico: 0 a 35°.

La plataforma dinamométrica está conectada a un PC vía una tarjeta de adquisición de datos. El registro y almacenamiento de los datos se realiza gracias al software DINASCAN v7.6.

- Máquina de fricción rotacional-IBV de monitorización neumática (foto 10).

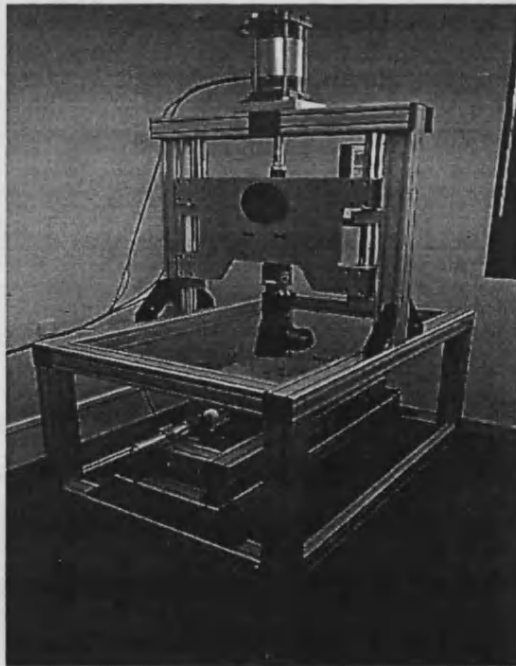


Foto 10: Máquina de fricción rotacional-IBV de monitorización neumática.

Diseñada y construida en las mismas fechas que la anterior, pero en este caso para medir los pares torsores que se producen entre el calzado y el pavimento. Consta de una torreta vertical, en la que se ubica el pie neumático con el calzado a estudiar, y una bancada circular con un eje de giro concéntrico. En

esta máquina el movimiento circular se produce al aplicar uno de los dos cilindros un par torsor a la bancada mientras el otro cilindro aplica la fuerza vertical. La mordaza utilizada permite simular la flexión dorsal de los dedos, de manera que sólo apoya la parte anterior del calzado, simulando un giro realizado sobre el antepié.

Sus especificaciones técnicas son las siguientes:

- Rango de fuerzas verticales: de 0 a 7200 N con una precisión de ± 5 N.
- Rango del par torsor: de 0 a 150 Nm con una precisión de ± 5 Nm.
- Rango de velocidades angulares: de 0 a 25 rad/s.
- Dimensiones del pavimento a ubicar en la bancada: 400 mm de diámetro.
- Rango de inclinación del pie mecánico: 0 a 35°.

La velocidad angular en cada condición de ensayo es registrada y almacenada en un PC vía una tarjeta de adquisición de datos.

3.2.2.3.- Diseño de experiencias

Para la caracterización mecánica en laboratorio se utilizó un par de cada modelo (el calzado izquierdo fue utilizado en los ensayos de amortiguación y el derecho para los de fricción) de la siguiente manera:

- Ensayos de amortiguación.

De cada uno de los 10 modelos de calzado seleccionados se obtuvieron 2 probetas de 50 mm de diámetro, extraídas una de la zona del talón y otra de la zona del antepié. Dichos cortes circulares incluían material de la suela, de la entresuela y de la plantilla.

Utilizando la máquina universal de ensayos anteriormente descrita, se reprodujeron las características de los impactos que ocurren durante el contacto del pie con el suelo durante la caída de un salto vertical, según la metodología propuesta por García y cols. (1994).

Las probetas de material se ubican entre los dos platos de compresión de la máquina de ensayos, aplicándose una precarga inicial y 8 impactos que alcanzan su máximo en un tiempo de 0.015 s. Las condiciones de precarga y la amplitud de las cargas aplicadas fueron las que indica la tabla 16.

6Probeta	Precarga (N)	Tiempo en que alcanza el máximo (s)	Amplitud de la carga (N)	Número de impactos
Antepié	1176	0.015	686	8
Retropié	882	0.015	294	8

Tabla 16: Condiciones de los ensayos de amortiguación.

De esta manera se obtuvo un fichero que contenía los datos de la media de los 8 impactos de la tangente de pérdidas y de la rigidez para los 10 modelos estudiados en forma de una matriz de 10 filas por 2 columnas.

- Ensayos de fricción longitudinal:

Utilizando la máquina de ensayos para el estudio de las características de fricción longitudinal del calzado y pavimentos diseñada en el IBV, el calzado derecho de cada uno de los 10 modelos fue ensayado simulándose el deslizamiento producido durante una parada lateral. Los registros cinéticos se realizaron mediante una plataforma dinamométrica, a una frecuencia de registro de 1000 Hz, cuya cubierta superior había sido cambiada por pavimento de tenis. La metodología utilizada, al igual que para los ensayos de fricción rotacional, fue la protocolizada en el IBV para tal tipo de ensayos (Durá y cols, 1996).

Los ensayos se realizaron aplicando una fuerza vertical de 1400 N y con dos velocidades, 0.25 m/s y 0.5 m/s. La temperatura ambiental se mantuvo constante entre 21°C y 26°C.

- Ensayos de fricción rotacional:

Se utilizó la máquina descrita en el apartado anterior, ensayándose el calzado derecho de cada uno de los modelos objeto de estudio apoyado sobre un hipotético eje de giro localizado en la cabeza del primer metatarsiano.

En este caso se simuló la estructura de movimiento y los pares torsores actuantes en los giros de manera que la fuerza vertical aplicada fue de 1150 N, y las velocidades de giro 150°/s y de 300°/s. Como en todos los ensayos de laboratorio la temperatura ambiental se mantuvo entre unos límites de 21°C y 26°C.

3.2.2.4.- Técnicas de tratamiento de datos

Los datos primarios de cada una de las variables analizadas fueron volcados a una base de datos creada en la aplicación ACCES, para posteriormente ser tratadas mediante las aplicaciones SPSS y Statgraphics-plus. El tratamiento estadístico consistió:

- Ordenación de mayor a menor para las variables de medida única: las durezas de suela, entresuela y plantilla, la flexibilidad transversal y longitudinal y el peso.
- Análisis de la varianza (ANOVA) para las variables medidas en tres o más ocasiones: deslizamiento, rigidez y tangente de pérdidas, coeficientes de fricción longitudinal y rotacional. Las diferencias significativas entre los 10 factores (calzados) se evaluaron mediante un análisis pos hoc con el método LSD y fijando un nivel de significación “ α ” de 0.05.
- Análisis de correlaciones (Pearson) entre los resultados obtenidos con máquinas portátiles y con máquinas de laboratorio.

3.2.3.- ESTUDIO DEL SALTO

La amortiguación de impactos es un criterio de diseño clásico del calzado técnico deportivo. En general se producen impactos siempre que se decelera bruscamente una masa corporal, como ocurre en los instantes en que el pie contacta con el suelo al caminar, correr y saltar. En la carrera a ritmo medio, es decir entre 4 m/s y 6 m/s, las cargas de impacto alcanzan valores de alrededor de 2 veces el peso corporal del deportista (Ramiro y cols., 1995). En el caso del aterrizaje tras un salto, las cargas de impacto pueden alcanzar hasta 9 veces el peso corporal (McClay y cols, 1994(a)).

Los impactos producidos en la interacción con el suelo se transmiten a lo largo del sistema músculo-esquelético del deportista dando lugar a vibraciones. El término “transmisión de impactos” hace referencia a esta propagación. Existen indicios que relacionan los impactos soportados por el sistema músculo-esquelético con la aparición y progresión de ciertas patologías, en particular con cambios degenerativos en el cartílago articular, pero también con otros trastornos como las cefaleas, la fascitis plantar, la tendinitis del Aquiles y la degeneración de los discos intervertebrales (Voloshin y Wosk, 1982).

El estudio de la severidad de estas cargas, así como de su transmisión de unos segmentos corporales a otros, requiere medir las fuerzas de reacción del suelo y la propagación de las vibraciones, ocasionadas por tales cargas, a través de los segmentos óseos, lo que permite valorar el efecto amortiguador de las distintas condiciones de ensayo a partir del cálculo de los “coeficientes de transmisión” obtenidos al relacionar ambas magnitudes.

Los impactos asociados a los aterrizajes tras un salto son mayores que los asociados a la carrera y a la marcha. En el caso del tenis los saltos son un tipo de gesto que se repite a lo largo de los juegos, especialmente en los saques; por lo tanto, parece razonable que si se pretende valorar la contribución del calzado en la amortiguación de

los impactos sufridos por el sistema músculo-esquelético durante la práctica del tenis, sea éste el gesto de estudio seleccionado.

Tras seleccionar el salto como gesto de estudio, se describen las variables cinéticas y cinemáticas buscadas que determinan el modelo y el instrumental de medida utilizados. Determinadas las variables, el modelo y el instrumental de medida, el siguiente paso consiste en diseñar las experiencias y el proceso de recogida-almacenamiento de los datos primarios para su posterior tratamiento, preparación de ficheros informáticos y análisis estadístico.

3.2.3.1.- Aspectos analizados

La zona del pie que contacta con el suelo provocando la brusca deceleración del mismo depende del gesto realizado. Así, en la marcha o en la “carrera de los talonadores”, los impactos se producen al contactar la zona postero-externa del pie con el suelo. En el caso de los saltos verticales existen dos patrones técnicos de aterrizaje que dan lugar a dos curvas fuerza/tiempo características (Brizuela, 1996; Valiant y Cavanagh, 1985): alrededor del 90% de los aterrizajes presentan una curva con dos máximos, el primero correspondiente al contacto de antepié y el segundo al contacto de talón, mientras que el 10% restante presenta un único máximo, generalmente de mayor magnitud, como consecuencia de un aterrizaje de planta.

Dado que estos impactos se producen en el choque con el suelo y se transmiten a lo largo de los segmentos corporales, las variables elegidas para valorar el efecto amortiguador de los distintos modelos de calzado analizados son las siguientes:

- Variables cinéticas: fuerzas verticales de reacción del suelo.
- Variables cinemáticas: aceleraciones registradas en una zona próxima y una zona alejada del impacto, como son la tibia y la cabeza.

Una vez medidas y parametrizadas estas variables, y para analizar la transmisión de las cargas de impacto a través de los distintos segmentos corporales, se calcularon los siguientes coeficientes de transmisión:

- Coeficiente de transmisión de las fuerzas de reacción del suelo a la tibia.
- Coeficiente de transmisión de las fuerzas de reacción del suelo a la cabeza.
- Coeficiente de transmisión de las aceleraciones de la tibia a la cabeza.

3.2.3.2.- Modelo utilizado

Se denominan cargas de impacto a aquéllas debidas a la colisión de dos objetos cuyo máximo se alcanza con anterioridad a 0.05 s después del primer contacto entre los dos objetos (Nigg, 1995). También se las denomina “cargas pasivas” dado que ocurren en un período de tiempo tan breve que la musculatura no es capaz de actuar en su atenuación. Por el contrario, se denominan cargas no impactantes o “cargas activas”, a aquéllas que son generadas como consecuencia de las acciones musculares del deportista.

La “amortiguación o absorción de impactos” se convierte en un aspecto fundamental para el deportista que corre o salta, disponiendo de 2 mecanismos para lograrlo. Por un lado la composición química y estructura histológica de diversos tejidos les capacitan para limitar el nivel tensional producido por las cargas de impacto (ver estado del arte). Por otro lado la técnica empleada, es decir los valores de flexión dorsal de las articulaciones intrínsecas del pie y del tobillo, y la flexión de rodilla y cadera, contribuye decisivamente a esta atenuación, siendo en este caso la musculatura que actúa excéntrica y/o isométricamente la encargada de absorber tales impactos; así mismo, los discos intervertebrales participan en la atenuación de la propagación de la onda impactante, cuando ésta se transmite a lo largo del raquis.

El material del calzado y del pavimento también puede contribuir a amortiguar las cargas impactantes, como ilustra la figura 30 para el caso de la carrera, donde puede

apreciarse cómo el “pico de impacto” es disminuido y retrasado en el tiempo por la utilización de un buen calzado para carrera urbana.

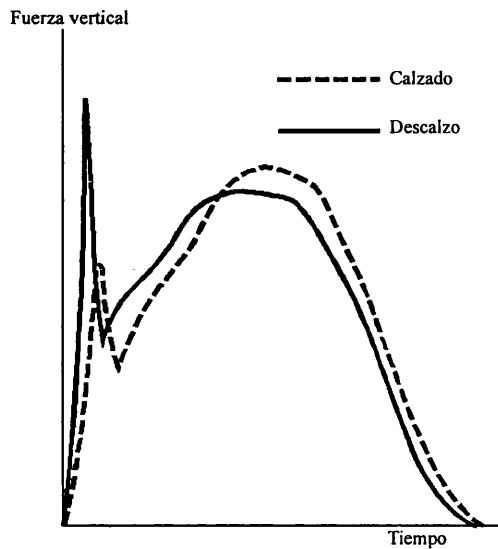


Figura 30: Disminución de las cargas impactantes durante la carrera debido al efecto del calzado (Modificado de Ramiro y cols., 1995).

Para estudiar el efecto que el calzado tiene en la amortiguación de las cargas impactantes en el aterrizaje de un salto vertical, se utilizó el modelo de McMahon (1979) modificado (figura 31), al añadirle los segmentos raquis y cabeza; el resultado es el modelo actualmente utilizado en el IBV para estudios de amortiguación de impactos.

El modelo considera al cuerpo humano como un sistema mecánico en el que las cargas de impacto, consecuencia de la interacción pie-suelo, se consideran los inputs o entradas al sistema, generando una onda de impacto que se transmite a través de los distintos segmentos del modelo hasta su segmento más distal; es decir, hasta la cabeza

Dicho modelo considera a cada articulación como un sistema muelle más amortiguador colocados en paralelo, lo que les confiere su capacidad amortiguadora. El efecto amortiguador de las distintas articulaciones se puede calcular mediante la ubicación de un acelerómetro en el segmento proximal y otro en el segmento distal.

Dadas las variables de estudio del presente trabajo, en el modelo se incluyeron 2 acelerómetros, el primero en el tercio proximal de la tibia y el segundo centrado en la

frente de la cabeza, registrándose las fuerzas de reacción del suelo mediante una plataforma dinamométrica.

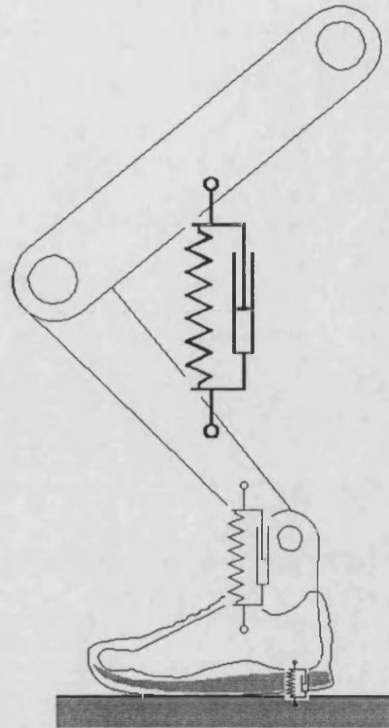


Figura 31: Modelo de McMahon (1979).

3.2.3.3.- Instrumentos de medida utilizados

- Variable cinética:

Se entiende por técnicas instrumentales de medida dinamométricas aquellas que permiten el registro de las cargas mecánicas actuantes en un determinado sistema. Entre los instrumentos de medida el más difundido es la plataforma dinamométrica (o de fuerzas), que permite registrar las cargas de reacción que se ejercen sobre ella transformándolas en señales eléctricas, que a su vez son convertidas en señales digitales de manera que puedan ser leídas y almacenadas en la memoria de un PC (apartado 1.2.2.3.1.).

Para el presente estudio se utilizaron los siguientes equipos:

- Plataforma dinamométrica DINASCAN-IBV (figura 12):

Esta plataforma está instrumentada mediante cuatro captadores extensométricos, cuyo buen comportamiento a frecuencias bajas y alta linealidad los hace particularmente indicados para el estudio de las cargas de reacción del suelo durante las prácticas físico-deportivas. Cada captador dispone de ocho galgas extensométricas, siendo cuatro de ellas sensibles a las cargas verticales y las otras cuatro a cargas de dirección horizontal. Estos captadores se configuran en puente de Wheatstone, con lo que quedan compensadas las influencias debidas a cambios de temperatura. La disposición de las galgas en el captador anula la sensibilidad cruzada teórica entre ambas direcciones de medida. Dos de los cuatro captadores de la plataforma son sensibles a fuerzas longitudinales, además de las verticales, y los otros dos absorben cargas transversales además de las verticales. De este modo es posible medir fuerzas en las tres direcciones del espacio. Incorpora también un módulo interno de amplificación que proporciona señales analógicas de alto nivel lo que la hace más inmune a las perturbaciones electromagnéticas.

Una unidad electrónica de alimentación, multiplexión y amplificación conecta la plataforma con la tarjeta de adquisición de datos ubicada en el ordenador personal, que digitaliza la señal analógica para poder ser leída y almacenada en la memoria de éste.

Las fuerzas ejercidas sobre la plataforma se reparten entre los cuatro captadores, que generan las correspondientes señales eléctricas en función de la carga asumida por cada uno de ellos. A partir de las ecuaciones de equilibrio mecánico de la placa superior de la plataforma se realiza el cálculo de las tres componentes de la fuerza de reacción, las coordenadas del punto de aplicación de la fuerza vertical resultante y el par torsor en cada instante de tiempo.

La calibración de estos instrumentos se realiza en los laboratorios del IBV mediante máquinas de ensayo previamente calibradas y verificadas periódicamente.

Sus especificaciones técnicas son las siguientes:

- Dimensiones:

Área activa: 600 x 370 mm².

Altura: 105 mm.

- Peso: 22 kg.

- Rangos de medida (configurables por programa):

Fuerza mínima vertical aconsejable: 250 N.

Fuerza máxima vertical: 15000 N.

Fuerza máxima lateral: 7500 N.

- Error máximo para las fuerzas: 2%.

- Error máximo para el punto de aplicación: 2 mm.

- Frecuencia natural de vibración: > 400 Hz en dirección vertical.

- Sensibilidad cruzada despreciable por desacoplamiento mecánico.

- Frecuencia máxima de muestreo: 1000 Hz.

- Posibilidad de disparo por teclado, inicio de carga o fotocélula.

- Software para la adquisición de los registros dinamométricos: programa DINASCAN-IBV v7.6.

- Software para el tratamiento de los registros dinamométricos: la obtención de los parámetros buscados se realizó en una aplicación LABWIN desarrollada para el estudio de las variables de fuerzas de reacción en función del tiempo y almacenamiento de los parámetros analizados.

- Variable cinemática:

Los acelerómetros son instrumentos que permiten medir las aceleraciones sufridas por los distintos segmentos corporales de manera directa. De acuerdo a la segunda

ley de Newton, su funcionamiento se basa en la fuerza de inercia generada por una masa ubicada sobre un captador de fuerzas, el cual traduce la fuerza medida en una señal eléctrica. En general, los acelerómetros suministran información relativa a una dirección del espacio, aunque existen sistemas más complejos capaces de generar información tridimensional.

Uno de los inconvenientes de esta técnica instrumental de medida es el hecho de que puede interferir en el gesto deportivo a realizar. En efecto, los acelerómetros, al tener que ubicarse en puntos anatómicos concretos, requieren, para su conexión con el PC, un incómodo cableado; la alternativa de transmitir la señal teleméricamente no solventa totalmente el problema dado que el sujeto ha de portar una pequeña mochila con el emisor del equipo de telemetría.

El instrumental utilizado para el presente estudio ha sido el siguiente:

- Sistema telemétrico de acelerometría IBV (figura 9):

Basado en acelerómetros piezorresistivos comerciales conectados a una pequeña mochila dividida en tres compartimentos en los que se aloja la electrónica del sistema emisor. Finalmente la información es recibida por el PC gracias a una tarjeta de adquisición de señales que digitaliza la señal analógica recibida para poder ser leída y almacenada en su memoria.

Las especificaciones técnicas de este sistema de medida son las siguientes:

- Acelerómetros piezorresistivos:
 - Marca y modelo: ICSENSORS, 3031.
 - Rango de medida: 20 g.
 - Frecuencia de resonancia: 1200 Hz.
 - Sensibilidad: 2.1 mV/g.
 - Peso: 0.3 gr.
 - Soporte fijador de aluminio de 2.5 gr de peso.

- Equipo de telemetría:
 - Marca y modelo: Johne & Reilhofer, Miniature-PCM-System.
 - Número de canales: 8 (según normativa DIN 66224).
 - Mochila portadora con tres pequeños compartimentos de 1.6 kg de peso.

- Tarjeta de adquisición de datos:
 - Marca y modelo: CIO AD 16 jr.
 - Número de canales: 8 de tipo DIFF.
16 de tipo “single ended”.

- Software para la adquisición de los registros de acelerometría: programa DINASCAN-IBV v7.6.

- Software para el tratamiento de los registros de acelerometría: la obtención de los parámetros buscados se realizó en una aplicación LABWIN desarrollada para el estudio de las variables de aceleración en tibia y cabeza en función del tiempo y almacenamiento de los parámetros analizados.

3.2.3.4.- Diseño de experiencias

En el apartado 3.3.1.1. se indicó que el gesto deportivo más útil para estudiar las características de amortiguación frente a impactos en diferentes condiciones de ensayo, en este caso diferentes modelos de calzado técnico deportivo para tenis, es el salto vertical. También se indicó la validez de utilizar tal gesto en el presente estudio, dado que a lo largo de un partido de tenis los saltos se repiten de manera reiterada, especialmente en los saques.

Participaron 5 sujetos, todos ellos firmaron el manifiesto de consentimiento que aparece en el anexo 3.

Con la experiencia de anteriores investigaciones realizadas en el IBV, se decidió estandarizar los saltos de manera que a todos los sujetos les supusiera un esfuerzo similar y proporcional a su máxima capacidad de salto, y que la fatiga no disminuyera esta capacidad a lo largo del ensayo. Para ello se midió el salto vertical máximo a los cinco sujetos, fijándose la altura para realizar los ensayos en el 95% de este salto, utilizando para ello un saltómetro construido para tal efecto (foto 11).



Foto 11: Saltómetro.

Los sujetos fueron citados de manera individual para cada sesión de medida, que tuvieron lugar en los laboratorios del IBV. Tras un calentamiento general, el sujeto era instrumentado con los acelerómetros según el modelo anteriormente explicado, uno en el tercio proximal de la tibia derecha y otro centrado en la frente. La sesión de medida se iniciaba después de que él ensayara varias veces el salto a realizar.

Cada participante realizó 5 saltos verticales al 95% de su máxima capacidad de salto con cada uno de los 10 modelos de calzados utilizados, lo que hace un total de 50 saltos. El orden en que se ensayaron los diferentes modelos era randomizado con anterioridad a cada sesión de medida. Para evitar posibles efectos de la fatiga sobre la capacidad de salto de los sujetos, se dejaban 30 segundos de descanso entre los saltos de un mismo modelo y 3 minutos cuando había cambio de calzado.

La frecuencia de muestreo, tanto de la plataforma dinamométrica como de los acelerómetros, fue de 1000 Hz. El inicio sincronizado de la medición se realizaba cuando el sujeto accionaba un interruptor de contacto colocado en el saltómetro a la altura que debía alcanzar cada sujeto.

Se generaron un total de 250 ficheros informáticos de dinamometría y otros tantos de acelerometría correspondientes a 25 saltos con cada uno de los 10 modelos de calzado estudiados. Cada fichero recibía un nombre descriptivo que hacía referencia al tipo de ensayo, sujeto, modelo de calzado y número de repetición.

3.2.3.5.- Técnicas para el tratamiento de los datos

Los datos provenientes tanto de los ficheros de dinamometría como de los ficheros de acelerometría sufrieron un procesado similar hasta la obtención de los resultados.

Los 250 ficheros fueron exportados en código ASCII a las aplicaciones de LABWIN anteriormente mencionada, con la que se analizaron las curvas de los registros en función del tiempo y se obtuvieron los parámetros de interés. Con estos parámetros se generó un fichero que contenía los datos en forma de una matriz compuesta por tantas columnas como parámetros y tantas filas como repeticiones.

Este fichero fue introducido en la aplicación Statgraphics-plus, en la que cada parámetro fue considerado una variable estadística con la que se realizó un análisis de varianza (ANOVA) considerando a los sujetos y a las 10 condiciones (calzados) como factores. Las diferencias significativas se evaluaron mediante un análisis pos hoc con el método LSD y fijando un nivel de significación " α " de 0.05.

3.2.4.- ESTUDIO DE LA PARADA LATERAL CON CAMBIO DE SENTIDO

Los desplazamientos con dirección lateral son el segundo tipo de desplazamiento más frecuente entre los jugadores de tenis independientemente de su nivel (Nigg y cols., 1989). Dichos desplazamientos suelen ir acompañados de paradas y cambios de dirección y sentido, lo que ocasiona cargas mecánicas potencialmente lesivas. El rendimiento en tales acciones, así como su posible incidencia en la patología de los jugadores, es afectada por dos variables directamente influidas por el calzado deportivo como son el patrón de movimientos de las articulaciones del miembro inferior y la fricción suela-pavimento.

Cuando el coeficiente de fricción entre las superficies de contacto es bajo, se corre el riesgo de sufrir resbalones o patinazos y el tenista se ve obligado a modificar su patrón técnico con la consiguiente disminución del rendimiento motor. Si, por el contrario, el coeficiente es demasiado elevado las paradas laterales serán mucho más bruscas, lo que favorece los rápidos cambios de dirección y sentido con lo que se mejora el rendimiento motor, pero a cambio de ser causa de sollicitaciones mecánicas que pueden exceder el límite de resistencia de los tejidos que protegen a las articulaciones del miembro inferior, especialmente del tobillo y rodilla. Tales sollicitaciones pueden ocasionar lesiones de tipo agudo como los esguinces, o lesiones de tipo crónico como tendinitis en los músculos encargados de controlar tales desplazamientos.

El presente apartado pretende exponer cómo se abordó el estudio de los desplazamientos laterales con parada y cambio de sentido con el objeto de analizar el efecto que sobre las variables cinéticas y cinemáticas de estudio tienen los 10 modelos de la muestra de calzados seleccionada.

Se describe la metodología y los instrumentos de medida utilizados, así como el modelo antropométrico seleccionado que permite la obtención de las variables

cinemáticas buscadas. En el último punto se citan los programas estadísticos utilizados y se describe el tratamiento a que fueron sometidos los datos primarios.

3.2.4.1.- Aspectos analizados

Seleccionada la parada lateral con cambio de sentido del desplazamiento como gesto técnico de estudio, se analizaron las variables cinéticas y cinemáticas que a continuación se detallan.

- Variables cinéticas:

- Componentes vertical y mediolateral de las fuerzas de reacción.
- Impulsos mecánicos, para las componentes vertical y mediolateral de las fuerzas de reacción.

- Variables cinemáticas:

- Articulaciones del pie y del tobillo: ángulos de prono-supinación 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.

3.2.4.2.- Modelo cinemático del miembro inferior-pelvis utilizado

La utilización de determinados parámetros corporales sencillos de medir y que permiten determinar la morfología y dimensiones del cuerpo humano y sus diferentes partes, ha sido un aspecto estudiado desde las primeras civilizaciones. Los modelos del cuerpo humano utilizados hoy día en el ámbito de la biomecánica poco tienen que ver

con aquellos primeros intentos de calcular la altura total del hombre como 21.25 veces la altura del tobillo al suelo en el antiguo Egipto o como 20 veces la medida de la anchura de la palma de la mano según el canon del cuerpo humano del escultor griego Polycitus en el siglo V a. C. Sin embargo, en todos subyace una idea común; la de buscar una simplificación del cuerpo humano que permita cuantificar las variables buscadas.

Los modelos utilizados hoy día en el ámbito de la biomecánica suelen considerar que los segmentos corporales se comportan como sólidos rígidos indeformables y articulados entre sí (Capozzo, 1984). De manera que la posición relativa de 2 segmentos del cuerpo humano se define eligiendo un sistema de referencia solidario a cada segmento, ubicados de manera que tengan interpretación anatómica y definiendo la posición de un segmento considerado móvil respecto del otro considerado fijo. Tales sistemas de coordenadas ligados a segmentos corporales que permitan determinar la ubicación de los ejes articulares y la localización de los centros de masas y momentos de inercia para la implementación de técnicas de análisis dinámico (Capozzo y cols., 1995), se pueden denominar “anatómicos” (anatomical frame).

Con el fin de definir la posición de los segmentos respecto a un sistema de referencia fijo se recurre a la denominada matriz de rotación o giro, que se representa mediante la siguiente ecuación:

$$y = Rx + p$$

Donde:

y: posición de un punto P del sólido rígido respecto del sistema de referencia fijo.

R: matriz de rotación.

x: posición del punto P del sólido rígido respecto del sistema de referencia solidario al segmento (distancia fija).

p: posición de un punto del sólido rígido respecto al sistema de referencia fijo.

La matriz de rotación se puede interpretar como un giro alrededor de un eje, de manera que en estudios tridimensionales se define una matriz de rotación para cada eje. A estas matrices se las denomina matrices de rotación básicas. Dependiendo de como se combinen estas matrices se obtienen diferentes matrices de rotación resultantes, es decir, diferentes ángulos. Las combinaciones xyz , yzx , zxy se denominan secuencias de giro cíclicas; por el contrario, las combinaciones xzy , yxz , zyx se denominan secuencias de giro acíclicas.

Los trabajos de Chao (1980), en los que utilizó un electrogoniómetro triaxial para describir el movimiento entre dos segmentos, popularizaron la utilización de la combinación cíclica xyz considerando los tres giros como giros respecto de los sistemas de referencia que se van obteniendo sucesivamente tras cada giro. Este criterio se conoce con el nombre de “Joint Coordinate System” (Sistema de Coordenadas de la Articulación) o JCS, criterio apoyado por la International Society of Biomechanics (ISB) desde 1995 como metodología de cálculo de los ángulos entre segmentos articulados a partir de sistemas de referencia solidarios a los segmentos. A los ángulos obtenidos según esta metodología se les denomina ángulos Cardan, o en ocasiones ángulos de Euler, si bien estos últimos son un caso particular (Woltring, 1991).

Para determinar los sistemas de coordenadas de las articulaciones se requiere conocer la posición de las estructuras esqueléticas; el mejor modo de conseguirlo es anclando marcadores a dichas estructuras, sin embargo, esta técnica invasiva y cruenta raramente es utilizada. Descartando tales técnicas la única solución posible consiste en utilizar marcadores externos, ubicados en la piel, a partir de los cuales se puedan calcular los sistemas de coordenadas articulares. Para estudios tridimensionales los marcadores externos deben cumplir con los siguientes requisitos (Capozzo y cols., 1995; Vaughan y cols., 1992):

- Cada segmento deberá tener un mínimo de 3 marcadores no colineales. En realidad éste es el número óptimo, pues un mayor número implica un trabajo extra que no proporciona información de interés.

- Los marcadores han de ser visibles desde todas las cámaras, generalmente dos.
- Los marcadores asociados a un mismo segmento deberán estar lo más alejados posible; de esta manera se minimiza el error al reconstruir la orientación espacial del segmento.
- Deberán ubicarse en zonas anatómicas donde el movimiento relativo marcador-hueso sea el mínimo posible.
- El marcaje de los sujetos deberá ser rápido y fácil de realizar.

Siguiendo todos estos requisitos, el modelo cinemático del miembro inferior-pelvis utilizado se fundamentó en el modelo antropométrico para el estudio de la marcha humana de Vaughan y cols. (1992). Se trata de uno de los pocos modelos existentes en la bibliografía que permite calcular la posición de los centros articulares de rotación para las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera de manera individualizada a cada sujeto basándose en los datos antropométricos de Chandler (1975); además permite calcular la masa, los momentos de inercia y la ubicación del centro de masas de los segmentos pie, pierna, muslo y pelvis, con el propósito de hacer análisis cinéticos.

La individualización de los resultados es posible gracias a una serie de ecuaciones de regresión en las que se incluyen los siguientes datos antropométricos (Vaughan y cols., 1992):

1. Peso total.
2. Anchura de la pelvis: distancia entre las espinas ilíacas antero-superiores.
3. Longitud del muslo: desde el trocánter mayor a la línea articular de la rodilla.
4. Circunferencia del muslo: a mitad de la longitud del muslo.
5. Longitud de la pierna: desde la línea articular de la rodilla a la prominencia del maleolo externo.
6. Circunferencia de la pierna: la mayor circunferencia a nivel del tríceps sural.
7. Diámetro de la rodilla: distancia entre cóndilos femorales.
8. Longitud del pie: desde el extremo del dedo más largo hasta el punto más posterior del talón.

9. Altura del maleolo externo: altura de la prominencia respecto al suelo, con el sujeto de pie.
10. Anchura de los maleolos: máxima distancia entre los maleolos tibial y peroneo.
11. Anchura del pie: distancia entre las cabezas del primer y quinto metatarsiano.

Para definir correctamente la posición de un sólido rígido en el espacio se necesitan como mínimo 3 puntos no colineales, por lo que el modelo debería utilizar 12 puntos y, sin embargo, sólo utiliza los siguientes 9 puntos anatómicos (figura 32):

1. Cabeza del quinto metatarsiano.
2. Talón.
3. Maleolo peroneo.
4. Tuberosidad anterior de la tibia.
5. Cóndilo femoral.
6. Trocánter mayor.
7. Espina iliaca antero-superior derecha.
8. Espina iliaca antero-superior izquierda.
9. Unión lumbo-sacra.

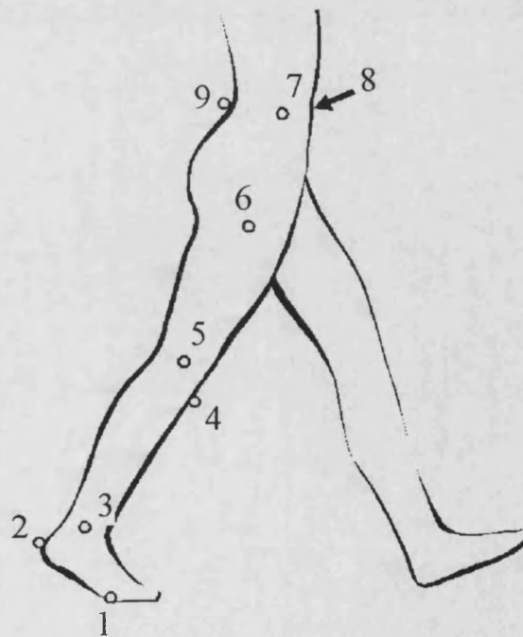


Figura 32: Modelo de Vaughan (1992).

Este problema se soluciona al considerar comunes varios puntos; no obstante, esta simplificación puede conducir a resultados erróneos cuando se aplica al estudio de movimientos deportivos, donde las velocidades y rangos articulares son considerablemente mayores que durante la marcha humana. El modelo fue utilizado para calcular los sistemas de coordenadas solidarios a los segmentos con los sujetos en bipedestación. Durante los gestos analizados no siempre eran visibles los puntos definidos en el modelo de Vaughan y cols. por lo que en la grabación de las bipedestaciones se ubicaban 3 marcadores más por segmento, que conformaban el denominado “modelo de digitización”. Este modelo de digitización quedaba definido por los siguientes puntos anatómicos (figura 33):

- En el segmento pelvis: los tres marcadores (M1, M2 y M3) se encontraban unidos a los vértices de un triángulo formado por tres varillas de madera, que se colocaba en la cresta ilíaca.
- En el segmento muslo: el marcador M4 se localizaba en el trocanter mayor del femur y los marcadores M5 y M6 se ubicaban por delante y detrás del cóndilo femoral unidos rígidamente por una “T” invertida de madera que, a su vez, se fijaba a la pierna mediante cinta adhesiva.
- En el segmento pierna: los marcadores M7 y M8 se ubicaban en la cabeza del peroné y delante de ésta respectivamente, y el marcador M9 en el maleolo peroneo. Los marcadores M7 y M8 estaban unidos por una “T” de madera similar a la empleada en el muslo (pero en este caso sin invertir).
- En el segmento pie: los marcadores estaban anclados al calzado, los dos primeros en la vertical del maleolo peroneo, uno (M11) en la entresuela y el otro (M10) en la parte superior del contrafuerte, y el último en la cabeza del quinto metatarsiano (M12).

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. Por lo tanto, si en la situación de bipedestación puede referir a los ejes anatómicos calculados a partir del modelo de Vaughan y cols., la posición de los marcadores del modelo de digitización, también es posible conocer las posiciones de dichos ejes anatómicos cuando se retiren los marcadores que definen el modelo de Vaughan y cols. a partir de las posiciones de los marcadores del modelo de digitalización en cualquier instante del movimiento y, por lo tanto, es posible conocer los ángulos articulares para cada instante de tiempo (variables buscadas).

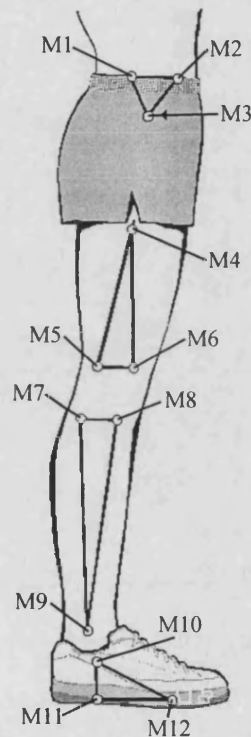


Figura 33: Modelo de digitalización

En el anexo 4 se detallan los cálculos necesarios para obtener los ejes articulares (según el criterio JCS) utilizando el modelo de Vaughan y cols., y las relaciones con el modelo de digitalización.

3.2.4.3.- Instrumentos de medida utilizados

- Variables cinéticas.

Las características y especificaciones técnicas del instrumental de medida utilizado para el registro y almacenamiento de las señales dinamométricas del presente estudio ha sido descrito con anterioridad (apartado 3.3.1.2.). A continuación se expondrá el listado de tales instrumentos:

- Plataforma dinamométrica: DINASCAN-IBV, cuya placa superior fue cambiada por el pavimento sintético para pistas de tenis homologado por la Real Federación Española de Tenis (Tenislife, de Composan S.A.), de un grosor de 55 mm por lo que hubo que construir un “postizo” de madera para que tal pavimento no sobresaliese del suelo.

- Software para la adquisición y tratamiento de los registros dinamométricos: DINASCAN-IBV v7.6.

- Variables cinemáticas.

Existen dos técnicas instrumentales para el análisis cinemático indirecto del movimiento humano y/o animal, la fotogrametría-cine y la fotogrametría-vídeo. Históricamente el desarrollo y utilización del cine para tales estudios cinemáticos es anterior al del vídeo, y presenta ciertas ventajas sobre éste, especialmente su mayor frecuencia de muestreo o resolución temporal y, si las condiciones de luminosidad durante la filmación son buenas, su mayor resolución espacial. Sin embargo, su manejo es más complicado, no es posible conocer el resultado de la filmación hasta que las películas están reveladas, el tiempo transcurrido entre la filmación de la escena y el comienzo de su digitización (revelado y corte-preparación de las películas dependiendo de la cantidad de películas filmadas) oscila entre 2-3 semanas y la digitización ha de ser manual, lo que enlentece y hace muy laborioso el proceso.

La fotogrametría-vídeo es una técnica instrumental de medida que permite transformar la señal analógica grabada en una cinta magnética en una señal digital y su posterior tratamiento en el entorno de un PC. Sus principales ventajas respecto a la fotogrametría-cine son: instrumental más fácil de manejar, posibilidad de reproducir inmediatamente el registro filmado para verificar que la escena filmada es correcta y, en condiciones de laboratorio, es posible la digitización automática, lo que reduce el tiempo necesario para dicha tarea a un tercio aproximadamente.

Existen varios estándares de formatos de vídeo, de entre los cuales el denominado sistema PAL (Phase Alternation by Line) es el más utilizado en Europa a excepción de Francia y Rusia (en América y Japón se utiliza el sistema NTSC). Dicho sistema se caracteriza por tener una frecuencia de grabación de 25 cuadros (frames) o fotogramas por segundo (cada fotograma está compuesto por dos campos que corresponden a las líneas pares e impares del monitor; así pues, se producen 50 campos por segundo). En una imagen PAL hay 625 líneas de exploración, la mitad de las cuales se emiten en el campo impar y la otra mitad en el campo par.

Para el presente estudio se utilizaron los siguientes equipos:

- Sistema de fotogrametría-vídeo 3D IBV versión laboratorio (ver figura 11):
Se trata del sistema de fotogrametría-vídeo desarrollado en el IBV para análisis de movimientos humanos cuya cadena de medida consta de los siguientes componentes:
 - Cámaras de vídeo: 2 cámaras de vídeo Panasonic WV-BL600 con zoom Ernitec Typ 8Z6 de hasta 16X, y con las siguientes prestaciones:
 - CCD de 681 (H) x 582 (V) pixels.
 - Formato TV: Estándar PAL (625 líneas, 50 campos por segundo).
 - Resolución: 500 líneas (H), 400 líneas (V).
 - Iluminación mínima: 0.05 candelas.
 - Velocidad obturación: 1/250s, 1/500s, 1/1000s.

- Magnetoscopios: 2 magnetoscopios profesionales Panasonic AG7350 que utilizan el sistema SVHS, gobernados mediante control remoto por el ordenador a través de una salida serie RS-232C. Sus características técnicas son las siguientes:
 - Sistema de grabación: estándares SVHS/VHS.
 - Cintas: SVHS, VHS.
 - Cabezales: 4 cabezales rotatorios (vídeo).
2 cabezales rotatorios (audio).
1 cabezal control.
 - Formato TV: Estándar PAL color (625 líneas, 50 campos por segundo).
 - Resolución SVHS: más de 400 líneas (B/N, color).

- Generador/procesador de tiempos (TPR): se trata de un TPR 1040 de Avitel controlado por el PC a través de una salida serie RS-232C. Genera los tiempos que codifican las cintas utilizadas y los lee para controlar los procesos de congelado de imagen y selección de campos durante las fases de digitización y análisis.

- Sincronizador de imágenes o corrector de base de tiempos (TBC): el TBC utilizado es el JVC KM-F250, por el que pasa la señal de vídeo procedente de los magnetoscopios antes de ser analizada por el PC. Su función es restablecer las señales de sincronismo horizontal y vertical de la señal de vídeo de las cintas grabadas, para evitar que se deterioren o se pierdan.

- Preselector de vídeo: conecta los dos magnetoscopios y la cámara 2 (maestra) al TBC.

- Amplificador/distribuidor de vídeo: el equipo incorpora el KRAMER VM-5ARN, cuya función es amplificar la señal de vídeo procedente de la cámara maestra para utilizarla como señal de sincronismo (genlock) para la cámara 1 (esclava).

- Software para la adquisición de las imágenes de vídeo en formato digital y el procesamiento de los datos primarios: programa FOTOGRAM-IBV v8.0.
- Software para el cálculo de ángulos articulares y la parametrización de los mismos: aplicación MATLAB.

3.2.4.4.- Diseño de experiencias

Participaron 5 tenistas que fueron citados de manera individual para cada sesión de medida, realizadas en los laboratorios del IBV. Tras un calentamiento general en el que el sujeto ensayaba varias veces el gesto propuesto (figura 34) con su propio calzado, se grababan las “bipedestaciones”, para lo cual el sujeto era instrumentado con los marcadores reflectantes ubicados según los modelos explicados en el apartado 3.3.2.2.

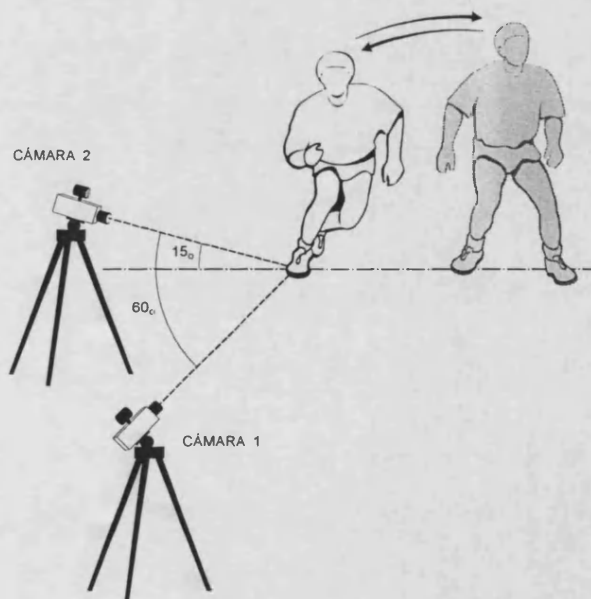


Figura 34: Desplazamiento lateral con parada y cambio de sentido utilizado en el estudio.

Una vez grabadas las bipedestaciones se quitaban los marcadores del modelo de Vaughan y cols., de manera que quedaban los 12 marcadores del modelo de digitización, y se iniciaban los ensayos. Cada participante realizó 5 veces el movimiento de estudio con cada modelo de zapatillas, colocando el pie de la parada (pie derecho) sobre la plataforma dinamométrica provista de pavimento de tenis (foto 12). El orden en

que se ensayaron los diferentes modelos era randomizado con anterioridad a cada sesión de medida.

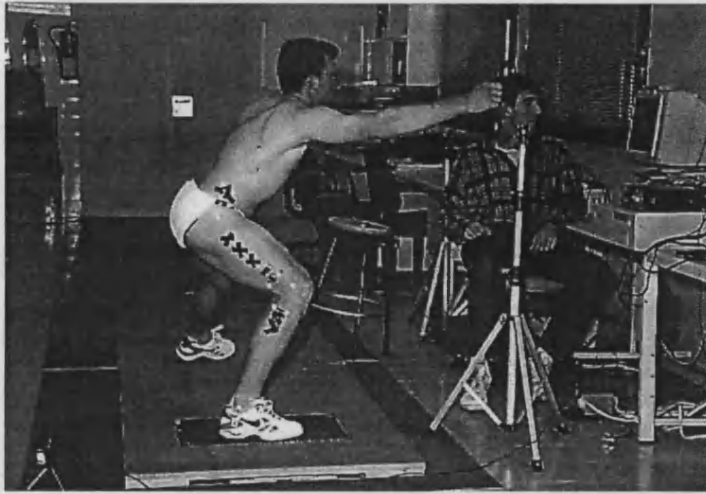


Foto 12: Instante en que el tenista apoya sobre la plataforma dinamométrica.

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 unos 30 segundos de descanso entre cada repetición con un mismo modelo y unos 3 minutos cuando había cambio de calzado.

La frecuencia de muestreo fue de 1000 Hz para la plataforma dinamométrica y de 50 Hz para las dos cámaras de vídeo. Ambos instrumentos eran sincronizados 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 el vídeo como evento sincronizador.

Los 50 desplazamientos laterales realizados por los 5 tenistas generaron un total de 250 ficheros informáticos de dinamometría y otros tantos de fotogrametría-vídeo. Cada fichero recibía un nombre descriptivo que hacía referencia al tipo de ensayo, sujeto, modelo de calzado y número de repetición.

3.2.4.5.- Técnicas para el tratamiento de los datos

El proceso al que eran sometidos los ficheros informáticos de dinamometría y de fotogrametría-vídeo hasta la obtención de los resultados se detalla a continuación.

Los 250 ficheros de dinamometría fueron almacenados y parametrizados en el programa DINASCAN-IBV v7.6. Tras buscar un patrón uniforme y que ocurría en más del 90% de los casos, se procedió a parametrizar las curvas fuerza/tiempo, organizando los datos en una matriz de tantas columnas como parámetros y tantas filas como repeticiones.

En el software FOTOGRAF-IBV v8.0 se trataron los datos primarios de los 250 ficheros de fotogrametría-vídeo: en primer lugar se obtuvieron dos matrices de coordenadas planas correspondientes a las posiciones de los marcadores en función del tiempo de cada una de las cámaras, estas matrices se combinaron mediante los algoritmos DLT (Addel-Aziz y Karara, 1971) para obtener las coordenadas tridimensionales de cada marcador en función del tiempo y, finalmente, las gráficas temporales fueron suavizadas mediante funciones spline de quinto orden por el método GCV (generalized cross validation).

Éstas coordenadas se exportaron en código ASCII desde el programa FOTOGRAF-IBV v8.0 a una aplicación de MATLAB en la que se calcularon los ángulos articulares de interés y tras determinar el patrón de movimiento más frecuente, se extrajeron los parámetros de interés en forma de una matriz de datos con tantas columnas como parámetros y tantas filas como repeticiones.

Una vez almacenados los parámetros de interés, los 2 ficheros con las matrices de datos fueron importadas a la aplicación Statgraphics-plus, en la que cada parámetro fue considerado una variable estadística con la que se realizó un análisis de varianza (ANOVA) entre las 10 condiciones (calzados) y los sujetos como factores, fijando un nivel de significación " α " de 0.05 y realizando un análisis post hoc con el método LSD.

3.2.5.- ESTUDIO DEL GIRO

Se consideran giros todos aquellos movimientos que implican un cambio en la dirección del desplazamiento del deportista o un cambio en la orientación de la postura corporal (Ramiro y cols., 1995).

Estos cambios de orientación postural pueden realizarse apoyando sobre los talones, pero durante la práctica del tenis lo usual es realizarlos sobre el antepié, y más concretamente sobre un eje de giro vertical situado en la zona de apoyo del primer metatarsiano. En el inicio de estos movimientos uno o ambos pies se encuentran apoyados sobre el suelo con el antepié, las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo flexionadas, y las articulaciones intrínsecas del pie en extensión (flexión dorsal). A partir de dicha posición, el movimiento de los segmentos corporales en el sentido del giro provoca un par torsor cuyo eje queda situado en la zona de apoyo del primer metatarsiano, donde aparecen el par de fricción entre el calzado y la superficie.

Como se explicó en el estado del arte, la ley de Coulomb permite un cálculo aproximado del valor del coeficiente de rozamiento, que para el caso de los giros viene dado por la expresión:

$$M = \mu F_{\perp}$$

Donde:

M es el par torsor necesario para producir el giro.

μ es el coeficiente de fricción rotacional.

F_{\perp} es la fuerza vertical aplicada.

En los giros, la fricción actuante entre la suela del calzado y la superficie de juego determina el par torsor que el deportista deberá ejercer sobre el antepié para realizar un giro o "pivote", determinando de esta manera el rendimiento motor del



tenista. Si la fricción rotacional es baja, el par torsor requerido para que el tenista gire también lo será. Si por el contrario esta fricción es elevada, se requerirá un mayor par torsor para conseguir un giro de similares características, con lo que disminuirá el rendimiento motor. Así mismo, pares torsores excesivos pueden ser causa directa de lesiones articulares y ligamentosas a nivel de las articulaciones del tobillo y rodilla principalmente.

A continuación se presentan las variables cinéticas y cinemáticas de interés para el estudio de los giros. Los instrumentos de medida y el modelo antropométrico son los mismos que en el estudio de la parada lateral con cambio de sentido, por lo que no volverán a detallarse. El diseño de experiencias, el tratamiento de los datos primarios y el tratamiento estadístico también presentan grandes similitudes con el estudio de la parada lateral con cambio de sentido.

3.2.5.1.- Aspectos analizados

Las variables cinéticas y cinemáticas seleccionadas para valorar las diferencias entre las distintas zapatillas, en cuanto a los pares torsores generados, y la adaptación técnica de los tenistas ante las distintas condiciones se detallan a continuación.

- Variables cinéticas:
 - Componentes vertical, mediolateral y anteroposterior de las fuerzas de reacción del suelo.
 - Pares torsores.

- Variables cinemáticas:
 - Articulaciones del pie y del tobillo: ángulos de prono-supinación 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.

3.2.5.2.- Modelo cinemático utilizado

Se utilizó el modelo cinemático del miembro inferior-pelvis de Vaughan y cols. modificado, utilizado también para el estudio de las paradas laterales y explicado en el apartado 3.3.2.2. y en el anexo 4.

3.2.5.3.- Instrumentos de medida utilizados

Dadas las variables cinéticas y cinemáticas seleccionadas, los instrumentos de medida utilizados fueron los mismos que para el estudio de la parada lateral (apartado 3.3.2.3.) y que a continuación se enumeran.

Para el estudio de las variables cinéticas:

- Plataforma dinamométrica: DINASCAN-IBV.
- Software para la adquisición de los registros dinamométricos: DINASCAN-IBV v7.6.
- Software para el tratamiento de los registros dinamométricos: aplicación LABWIN.

Para el estudio de las variables cinemáticas:

- Sistema de fotogrametría-vídeo IBV tridimensional.
- Software para la adquisición y tratamiento de los datos primarios de los registros: FOTOGRAF-IBV v8.0.

- Software para el cálculo de ángulos y parametrización de los registros cinemáticos: aplicación MATLAB.

3.2.5.4.- Diseño de experiencias

Participaron cinco tenistas que fueron convocados de manera individual en los laboratorios del IBV, lugar donde se realizaron los ensayos.

La sesión se iniciaba con un calentamiento general en el que los sujetos practicaban el tipo de giro propuesto con su propio calzado. A continuación, eran instrumentados con los marcadores reflectantes según los modelos explicados en el apartado 3.3.2.2. para filmar las bipedestaciones y, seguidamente, se iniciaban los ensayos.

El gesto consistió en un giro de 45° con salida final (figura 35), que se realizaba con el pie derecho sobre una plataforma dinamométrica provista de pavimento sintético de tenis. Cada tenista realizó 5 giros (foto 13) con cada modelo de zapatillas siguiendo un orden randomizado. Para evitar que la fatiga disminuyese el rendimiento de los tenistas, se dejaban 30 segundos de descanso entre los giros con un mismo modelo y 3 minutos cuando había cambio de calzado. Durante los ensayos los tenistas eran estimulados verbalmente para que realizaran el gesto a la máxima intensidad posible.

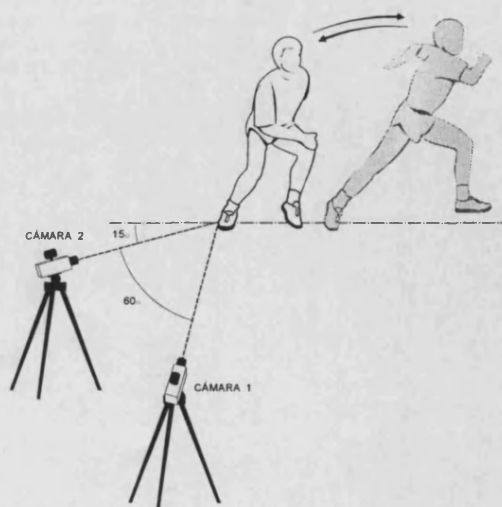


Figura 35: Giro de 45° utilizado en el estudio.

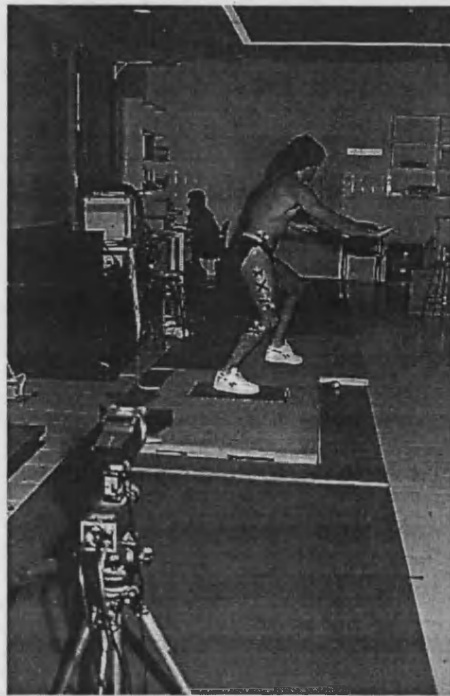


Foto 13: Instante de uno de los giros realizados.

La frecuencia de muestreo fue de 1000 Hz para la plataforma dinamométrica y de 50 Hz para las dos cámaras de vídeo. Ambos instrumentos eran sincronizados de la forma explicada para el estudio de la parada lateral, es decir, mediante una señal eléctrica en el caso de la plataforma y una señal luminosa en el caso del vídeo, emitidas cuando el tenista pulsaba el interruptor de inicio de medición.

Los 50 giros realizadas por los 5 tenistas generaron un total de 250 ficheros informáticos de dinamometría y otros tantos de fotogrametría-vídeo. Cada fichero recibía un nombre descriptivo que hacía referencia al tipo de ensayo, sujeto, modelo de calzado y número de repetición.

3.2.5.5.- Técnicas de tratamiento de los datos

Los 250 ficheros de dinamometría fueron exportados en código ASCII desde el programa DINASCAN-IBV v7.6 hasta la aplicación de LABWIN expresamente programada. Tras buscar un patrón uniforme y que ocurría en más del 90% de los casos,

se procedió a parametrizar las variables buscadas, organizando los datos en una matriz de tantas columnas como parámetros y tantas filas como repeticiones.

Los datos contenidos en los 250 ficheros de fotogrametría-vídeo sufrieron un tratamiento similar al explicado en el estudio del desplazamiento lateral con parada y cambio de sentido: tras obtener las dos matrices de coordenadas planas correspondientes a las posiciones de los marcadores en función del tiempo de cada una de las cámaras, se calcularon las coordenadas tridimensionales de cada marcador en función del tiempo mediante los algoritmos DLT (Addel-Aziz y Karara, 1971) y, finalmente, las gráficas temporales fueron suavizadas mediante funciones spline de quinto orden por el método GCV (generalized cross validation). Estas coordenadas se exportaron en código ASCII desde el programa FOTOGram-IBV v8.0 a una aplicación de MATLAB en la que se calcularon los ángulos articulares buscados y, tras determinar el patrón común a más del 90% de los registros, se extrajeron los parámetros de interés en forma de una matriz de datos con tantas columnas como parámetros y tantas filas como repeticiones.

Tras este tratamiento, los ficheros que contenían las matrices de datos fueron importadas a la aplicación Statgraphics-plus, en la que se realizó un análisis de varianza (ANOVA) considerando cada parámetro como una variable estadística y a los 5 sujetos y las 10 condiciones (calzados) como factores. Las diferencias significativas ente los factores se evaluaban mediante un análisis post hoc con el método LSD, fijando el nivel de significación " α " en 0.05.

3.2.6.- ESTUDIO DEL RENDIMIENTO EN CARRERA CON OBSTÁCULOS

El rendimiento motor en los desplazamientos de los tenistas es clave en el resultado final de los partidos. Es posible cuantificar si algún elemento influye positiva o negativamente en este aspecto; para ello únicamente hay que medir una variable cinemática, el tiempo empleado en ejecutar una tarea representativa del juego.

Se presenta a continuación el instrumental y metodología utilizados con el fin de registrar dicha variable, lo que permitirá determinar la adecuación funcional (entendiendo como tal el efecto que los calzados tienen en la ejecución de una tarea específica para la que han sido fabricados) de los 10 modelos de calzado seleccionados. Además, se recabaron las sensaciones subjetivas de los jugadores sobre la adecuación de los distintos modelos a la tarea propuesta, lo que permitió correlacionar ambas variables.

3.2.6.1.- Aspectos analizados

Dado que los 10 modelos de calzado seleccionados para el presente estudio presentan ligeras diferencias respecto al control de movimientos, tanto en el tobillo como en las articulaciones intrínsecas del pie, en la fricción suela-pavimento, en la amortiguación de los impactos, etc, es razonable suponer que su adecuación funcional pueda ser diferente.

Dadas las características del juego del tenis, la mejor forma de analizar la adecuación funcional del calzado es mediante la medición del tiempo empleado en completar una carrera en circuito que simule los distintos desplazamientos que se dan en este juego. Además resulta interesante conocer hasta qué punto los sujetos son capaces de valorar esta adecuación funcional emitiendo un juicio de valor de carácter subjetivo.

Las variables analizadas han sido:

- Variable cinemática:
 - tiempo empleado en completar un circuito de obstáculos en carrera.

- Variable subjetiva:
 - puntuación en una escala de medida de tipo likert.

3.2.6.2.- Instrumentos de medida utilizados

Para la obtención de la variable cinemática de rendimiento se recurrió a un sistema de cronometraje por fotocélulas cuya electrónica ha sido desarrollada en el IBV. Tal sistema consta de dos pares de células fotoeléctricas comerciales, ubicadas una en la salida y otra en la llegada, conectadas como interruptores de disparo y detención a un cronómetro digital de 0.001 segundos de precisión.

Las especificaciones técnicas de las fotocélulas son las siguientes:

- Marca y modelo: PZ-51.
- Tensión de alimentación: 12 a 24 V.
- Emisor de luz: LED infrarrojo.
- Máxima distancia de detección: 7 m.
- Tiempo de respuesta máximo: 0.0015 s.

Para la obtención de la variable subjetiva, se recurrió a una escala de tipo likert de manera que los sujetos puntuaban cada uno de los modelos, según los considerasen más o menos aptos para la ejecución de la tarea propuesta, en una escala de cinco niveles tal como se indica en la tabla 17:

Nivel	Adecuación funcional del calzado
1	Muy poco adecuado
2	Poco adecuado
3	Suficientemente adecuado
4	Bastante adecuado
5	Muy adecuado

Tabla 17: Escala likert utilizada para obtener la variable subjetiva de rendimiento.

3.2.6.3.- Diseño de experiencias

Como se mencionó con anterioridad, la mejor forma de analizar la adecuación funcional del calzado es mediante el cronometraje del tiempo empleado en la ejecución de una tarea que simule los distintos movimientos-desplazamientos que se realizan en la actividad para la que ha sido pensado.

En el presente estudio se utilizó el circuito que aparece en la figura 36. Como puede apreciarse, consta de varios giros de 45° y de 90°, carrera hacia delante y hacia atrás, detenciones y puestas en marcha. Se trata de un circuito de carrera con obstáculos estandarizado por el IBV que, hasta la fecha, ha sido utilizado satisfactoriamente para evaluar el efecto del calzado deportivo en el rendimiento de varios de los deportes más populares, como son el baloncesto, el tenis y el fútbol.

Los ensayos fueron realizados en la pista de tenis de hormigón poroso existente en las instalaciones deportivas del Instituto Valenciano de Educación Física. Participaron 6 de los tenistas seleccionados. Cada sujeto fue citado individualmente una mañana, evitándose de este modo el intercambio de opiniones durante el ensayo.



Figura 36: Circuito empleado para el ensayo de rendimiento motor.

Cada sujeto ensayó 2 veces cada modelo seleccionado, cuyo orden era randomizado con anterioridad a la prueba. Una vez establecido este orden, se dividió la muestra de calzado en dos grupos de 5 modelos, de manera que con cada grupo se realizaron 10 repeticiones (2 por cada calzado). Las dos series y cada repetición estaban separadas por un periodo de 8 y 3 minutos de descanso respectivamente para evitar que la fatiga pudiera afectar al rendimiento en las últimas repeticiones.

La sesión se iniciaba con un calentamiento general, tras el cual el sujeto era informado del recorrido del circuito, pasando a realizar un calentamiento específico sobre éste con sus propias zapatillas. A continuación realizaba dos carreras con cada modelo de calzado en el orden preestablecido, registrándose el tiempo empleado en completar cada carrera. Tras ensayar cada modelo, el sujeto puntuaba la adecuación del calzado a la tarea propuesta en la escala likert anteriormente explicada, sin conocer el tiempo empleado.

De esta manera se registraron 12 tiempos por cada modelo analizado, lo que hace un total de 120 registros de esta variable cinemática. De la variable subjetiva cada sujeto puntuó una vez cada modelo, es decir, que cada modelo recibió 6 puntuaciones, lo que hace un total de 60 puntuaciones.

3.2.6.4.- Técnicas para el tratamiento de los datos

- Para la variable cinemática:

Con los registros de los tiempos empleados se generó un fichero que contenía los datos en forma de matriz, colocando las distintas condiciones (calzados) en las columnas y en las filas los tiempos empleados en cada repetición.

Esta matriz fue introducida en el programa estadístico Statgraphics-plus, realizándose un análisis de varianza (ANOVA) para la variable “tiempo” y con cada calzado y sujeto como factores. El nivel de significación “ α ” se fijó en 0.05 y las diferencias significativas entre los niveles de factor se evaluaban mediante un análisis post hoc con el método LSD.

- Para la variable subjetiva:

De manera similar a lo indicado arriba, se generó un fichero que contenía los datos en forma de una matriz de 10 columnas por 6 filas, es decir, tantas columnas como condiciones (calzados) y tantas filas como puntuaciones.

Con estos juicios subjetivos se realizó un test no paramétrico de Kruskal-Wallis, mediante el software Statgraphics-plus, con el que se clasificó a los distintos modelos según la opinión de los sujetos.

- Con los resultados de ambas variables se realizó un análisis de correlación de tipo no paramétrico (Spearman).

3.2.7.- ANÁLISIS CONJUNTO DE LOS RESULTADOS BIOMECÁNICOS

Pocos son los estudios publicados sobre las características biomecánicas del calzado técnico de tenis y menos aún los estudios que, basándose en una muestra de calzados existente en el mercado, analizan la adecuación funcional de éstos relacionando las sensaciones percibidas por los tenistas con parámetros físicos medidos con métodos objetivos.

Cada uno de los seis estudios de carácter biomecánico realizados analiza un aspecto considerado de interés en el análisis biomecánico del calzado técnico para tenis. Con esta división se pretende una mejor y más clara estructuración del análisis; no obstante, algunas de las variables de los distintos estudios son susceptibles de ser vinculadas, lo que permite dar una visión de conjunto y cubrir así los objetivos iniciales de la tesis.

Las variables calzado-dependientes de cada uno de los estudios fueron importadas a la aplicación SPSS donde generaron un gran fichero de datos con el que se realizaron los análisis estadísticos consistentes en correlaciones paramétricas, cuando se trataba de variables numéricas, y correlaciones no paramétricas cuando alguna de las variables era ordinal.

En las correlaciones de variables mecánicas, de confort y de rendimiento entre si o con variables biomecánicas solo se disponía de 10 parejas de datos. Esto implica que para estos análisis tomando $\alpha < 0.05$ se tiene una potencia de test $\beta > 0.8$ para coeficientes de correlación de 0.89. Esto da lugar a que solo puedan detectarse correlaciones muy importantes.

A continuación, se detallan las variables susceptibles de ser correlacionadas agrupadas según aspectos de amortiguación, de fricción y de rendimiento.

3.2.7.1.- Análisis conjunto de la amortiguación

En el análisis conjunto de las variables relacionadas con la amortiguación de impactos aparecen dos relaciones a considerar: los resultados medidos con máquinas y con sujetos, y los efectos de éstas con el confort.

- Resultados medidos con máquinas y con sujetos: los impactos sufridos por los deportistas dependen tanto del material de corte (Brizuela, 1996) como del material y grosor de la entresuela del calzado (Bates y cols., 1983; y cols., 1983^a; Frederick, 1986; Lees y Field, 1985; Luethi y cols., 1985). Sin embargo, se desconoce si los resultados de las características de amortiguación de la entresuela medidas con máquinas de ensayo son coincidentes con los impactos registrados por deportistas durante su práctica deportiva.

Con el propósito de conocer esta relación se realizó una correlación paramétrica (Pearson) entre los resultados obtenidos con la máquina de ensayos mecánicos Instron 8501 y los resultados obtenidos en los ensayos de salto con sujetos.

- Efectos sobre el confort: existe bibliografía (Bocchi y cols. 1984) que analiza la relación entre la amortiguación de impactos y la epidemiología, también existe bibliografía (Nigg, 1989) referente a la relación entre la amortiguación de impactos y las molestias por partes del cuerpo. Sin embargo, no existen estudios sobre la relación entre la amortiguación y el confort general.

Se realizó una correlación no paramétrica (Spearman) entre las respuestas subjetivas de los 10 sujetos de ensayo sobre el confort general tras jugar un partido y las características de amortiguación de la suela de los modelos de calzado medidos con la máquina universal de ensayos Instron 8501 así como con los resultados de los ensayos del salto.

3.2.7.2.- Análisis conjunto de la fricción suela-pavimento

De forma similar al análisis conjunto de la amortiguación, en el análisis conjunto de las variables relacionadas con la fricción suela-pavimento hay dos tipos de relaciones a considerar: los resultados medidos con máquinas y con sujetos, y los efectos de éstos con el confort.

- Resultados medidos con máquinas y con sujetos: diversos trabajos coinciden en señalar que las cargas de fricción registradas con máquinas, tanto portátiles (Francis, P.R. & Zozula, C.A., 1990) como de laboratorio (Gheluwe, B.V. & Deporte, E., 1992; Francis, P.R. & Zozula, C.A., 1990) que simulan los movimientos humanos, no consiguen reproducir los valores registrados con sujetos. No obstante, no existe normativa sobre las máquinas que miden fricción por lo que los resultados pueden variar de unos estudios a otros.

Con el propósito de validar dichos estudios se correlacionaron (Pearson) los resultados obtenidos con las máquinas de laboratorio de fricción longitudinal y rotacional con los resultados de los ensayos con sujetos de paradas laterales y giros respectivamente.

- Efectos sobre el confort: algunos estudios (Bocchi y cols, 1984) muestran las relaciones existentes entre las características de fricción de las pistas de tenis y la epidemiología; sin embargo, no existen estudios que muestren las relaciones entre tales características y los niveles de confort percibidos por los tenistas.

Se cruzaron los resultados de las respuestas subjetivas de los 10 tenistas sobre el confort general tras jugar un partido y las características de fricción rotacional y longitudinal medidos en laboratorio, tanto con máquinas de ensayo como con sujetos.

3.2.7.3.- Análisis conjunto del rendimiento

El rendimiento motor en carrera con obstáculos puede verse afectado por las características de amortiguación, de fricción y/o por las sensaciones de confort percibidas por el jugador.

- Relación con la amortiguación: diversos estudios (Bauer, 1970; Brizuela, 1996; Robinson y cols., 1986) se han centrado en estudiar las relaciones entre el rendimiento motor y las características del material de corte del calzado. No existen trabajos publicados que analicen el efecto de las características de amortiguación del calzado y el rendimiento motor; sin embargo, los estudios de McMahon (1979) demostraron como pistas de atletismo de diferentes niveles de amortiguación afectaban a las marcas conseguidas por los atletas. Resulta razonable pensar que calzados con distintos niveles de amortiguación puedan afectar al rendimiento motor.

Se correlacionaron (Pearson) las marcas conseguidas en los test de rendimiento motor con los resultados de amortiguación obtenidos en los ensayos de laboratorio, tanto con sujetos (estudio del salto) como con máquinas de ensayo (Instron 8501).

- Relación con la fricción: los estudios de Luethi y cols. (1986) demuestran cómo los tenistas modifican sus gestos técnicos cuando juegan en pistas con diferentes niveles de fricción, sin embargo, nadie ha estudiado la relación entre los distintos niveles de fricción y el rendimiento motor de los deportistas.

Se correlacionaron los resultados obtenidos en la prueba de rendimiento motor con los resultados obtenidos en los ensayos de laboratorio con máquinas de fricción longitudinal y rotacional, y con los resultados obtenidos en los estudios de la parada lateral y los giros con sujetos.

- Relación con el confort: el rendimiento humano se ve claramente afectado por cualquier variable que interfiera o incomode al deportista (Astrand & Rodahl, 1986),

por tal motivo los distintos niveles de confort percibidos por los tenistas pueden repercutir en las marcas conseguidas en el test de rendimiento.

Se correlacionaron (Spearman) los resultados del confort general con los resultados de la carrera con obstáculos para la muestra de 10 jugadores y 10 modelos de calzado.

4.- RESULTADOS

4.1.- Resultados de los estudios horizontales.....	164
4.1.1. - Resultados epidemiológicos, de preferencias y de criterios de compra.....	164
4.1.2.- Resultados de confort.....	184
4.2.- Resultados biomecánicos.....	208
4.2.1.- Resultados del estudio de confort.....	208
4.2.2.- Resultados de las características mecánicas.....	211
4.2.3.- Resultados del estudio del salto.....	222
4.2.4.- Resultados del estudio de la parada lateral.....	232
4.2.5.- Resultados del estudio del giro.....	249
4.2.6. - Resultados del estudio de rendimiento en carrera con obstáculos.....	265
4.2.7.- Resultados del análisis conjunto.....	268

4.1.1.- RESULTADOS EPIDEMIOLÓGICOS, DE PREFERENCIAS Y DE CRITERIOS DE COMPRA DEL CALZADO

Para realizar el presente estudio se realizaron un total de 205 entrevistas personales (ver el apartado correspondiente del material y métodos), lo que supone el 5.2% de la población de jugadores habituales de tenis del área metropolitana de Valencia, zona donde se circunscribió la recogida de los datos epidemiológicos, de criterios de compra y de preferencias del calzado por parte de los tenistas. El error máximo estimado a los datos recogidos es del 6.9%, para el caso más desfavorable en que p (probabilidad de que ocurra un suceso) = 0.5.

A continuación se exponen los resultados obtenidos tras el tratamiento estadístico al que fueron sometidos los datos primarios y que se describieron en el apartado del material y métodos. Los resultados se presentan agrupados y según el orden establecido en las hojas de entrevista que aparecen en el anexo 2; en primer lugar, se presentan los resultados relativos a los criterios de compra y preferencias del calzado; tras presentar los estadísticos descriptivos de cada variable, se presentan los cruces con el resto de variables (con aquéllas que resulta razonable pensar que pueden guardar algún tipo de relación) tal y como estas se van presentando. Los resultados epidemiológicos se presentan en el punto siguiente; primero se presentan los índices de incidencia y severidad y, posteriormente, los cruces con aquellas variables del punto anterior que se estimó que pudieran influir en las lesiones sufridas durante el último año de práctica.

4.1.1.1.- Resultados descriptivos e inferencias sobre la población entrevistada

Datos personales y técnicos.

La tabla 18 muestra la distribución de la muestra respecto de la variable “nivel deportivo”. Se aprecia una distribución de tipo piramidal en cuya base se localizan los

jugadores aficionados, con un 78.5% de la muestra entrevistada, en el segundo estrato de la pirámide se localizan los jugadores de nivel autonómico con un 15.6%, los tenistas de nivel nacional representan el 4.9% de la muestra y, el restante 1%, corresponde a los tenistas de nivel internacional que se localizan en la cúspide de la pirámide.

Nivel deportivo	Frecuencia	Porcentaje
Internacional	2	1.0
Nacional	10	4.9
Autonómico	32	15.6
Aficionado	161	78.5

Tabla 18. Nivel deportivo de la muestra analizada.

Ante la posibilidad de que la muestra de jugadores de nivel internacional y nacional fuesen demasiado pequeñas para ser representativas de las poblaciones a las que pertenecen, se decidió excluirlos del tratamiento estadístico, con lo que los resultados que a continuación se presentan se han realizado con los jugadores de nivel autonómico y aficionado, que suman un total de 193 tenistas, es decir, el 94.1% de la población entrevistada, con lo que el error máximo estimado es del 7% (no obstante, en determinadas variables se presentan los resultados para los niveles nacional e internacional por considerarlos de interés).

Respecto al género de los jugadores de la muestra analizada, el 25% fueron mujeres y el 75% hombres.

En la tabla 19 se muestran los estadísticos de tendencia central (media, mediana y moda) y de dispersión (desviación típica, máximo y mínimo) de la variable "edad" (en años) de la muestra. Los resultados indican que el tenis es un deporte practicado por sujetos de todas las edades, si bien existe un claro predominio de las edades jóvenes, pues el 68.26% (media \pm una desviación estándar) de los jugadores se localiza entre los 12.3 años y 33.5 años.

Estadístico	Edad (años)
Media	22.9
Mediana	21.0
Moda	24.0
Desviación típica	10.6
Máximo y mínimo	8.0-60.0

Tabla 19. Estadísticos descriptivos de edad de la muestra analizada.

A partir del peso y de la estatura de los jugadores se creó la variable “índice de masa corporal” (BMI) calculado según la fórmula:

$$BMI = \frac{\text{Peso}(kg)}{\text{Estatura}^2(m)}$$

El BMI, propuesto por primera vez por Quetelet (1871), es un índice que presenta una alta correlación con el porcentaje de tejido adiposo de los individuos, de manera que permite estandarizar valores a partir de los cuales se puede discriminar entre aquellas personas que presentan problemas de sobrepeso. Las tablas actualmente utilizadas son las propuestas por Garrow y cols. (1981), en las que valores comprendidos entre 20-24.9 son considerados como normales o deseables desde el punto de vista de la salud, valores superiores e inferiores indican estados de obesidad o de delgadez no deseables.

En el presente estudio el BMI resultó una variable no dependiente ($p > 0.05$) ni del nivel deportivo, ni de los años de práctica, pero si del género de los jugadores ($p < 0.0001$ para el ANOVA), de manera que las mujeres presentaron valores inferiores a los hombres. En la tabla 20 se muestran los estadísticos de tendencia central y de dispersión para el total de la muestra y en función del género.

Estadístico	Índice de masa corporal (BMI)		
	Hombre	Mujer	Total
Media	22.7	20.6	22.2
Mediana	22.8	20.2	22.5
Moda	22.6	24.0	22.6
Desviación típica	2.8	2.4	2.9
Mínimo y máximo	13.7-32.7	15.6-25.9	13.7-32.7

Tabla 20. Estadísticos descriptivos del índice de masa corporal (BMI) de la muestra analizada.

Los resultados para la variable “estatura” se presentan en la tabla 21. Al igual que el índice de masa corporal es una variable que no depende del nivel deportivo ($p > 0.05$), pero si del género de los tenistas ($p < 0.0001$ para el ANOVA). De nuevo, aparecen dos poblaciones cuya distribución de frecuencias se aproxima a la normal y, como era de esperar, la media es mayor para los hombres.

Estadístico	Talla (m)		
	Hombres	Mujeres	Total
Media	1.73	1.63	1.71
Mediana	1.75	1.61	1.72
Modas	1.80	1.60	1.60-
Desviación típica	0.09	0.07	0.10
Mínimo y máximo	1.40-1.98	1.45-1.85	1.40-1.98

Tabla 21. Estadísticos descriptivos de la talla de la muestra analizada.

Respecto a las características estructurales del pie, la variable “tipo de pie” no mostró dependencias ($p > 0.05$) ni con el género, ni con el nivel deportivo de los jugadores. Los resultados se presentan en la tabla 22.

Tipo de pie	Porcentaje
No sabe	26.4
Normal	53.4
Cavo	11.9
Plano	8.3

Tabla 22. Tipo de pie de la muestra analizada.

La tabla 23 muestra los resultados obtenidos para la variable “años de práctica”. Esta variable no mostró dependencias ($p > 0.05$) ni con el género, ni con el nivel deportivo de los tenistas.

Estadístico	Años de práctica
Media	5.8
Mediana	3.0
Moda	1.0
Desviación típica	5.3
Mínimo y máximo	0.5-26

Tabla 23. Estadísticos descriptivos de los años de práctica de la muestra analizada.

La tabla 24 muestra los estadísticos descriptivos para la variable “horas de práctica semanales”, así como las horas dedicadas al entrenamiento y a la competición para la muestra analizada. Las horas de práctica semanales no mostraron dependencia ($p > 0.05$) ni con el género, ni con los años de práctica. Con respecto al nivel deportivo, para los niveles autonómico y aficionado, los resultados estuvieron próximos a la significación estadística ($p = 0.07$) con una media de 4.4 horas de práctica semanales para los jugadores de nivel autonómico, y de 3.3 horas para los de nivel aficionado (cabe indicar que la media para los 2 jugadores de nivel internacional entrevistados fue de 35 horas a la semana y, para los 10 jugadores de nivel nacional, de 20.3 horas semanales).

Estadísticos	Horas de entrenamiento	Horas de competición	Horas de práctica semanales
Media	2.3	1.2	3.5
Mediana	2.1	0.7	3.0
Moda	2.0	0	2.0
Desviación típica	2.3	1.6	2.5
Mínimo y máximo	0-15.0	0-9.0	1.0-21.0

Tabla 24. Estadísticos descriptivos de las horas semanales de práctica dedicadas al entrenamiento, competición y totales de la muestra analizada.

Datos sobre los pavimentos de juego y el calzado utilizado.

Respecto de las superficies de juego sobre las que la muestra de jugadores entrevistados repartía sus horas semanales de práctica, la tabla 25 muestra como la superficie de juego más habitual es el hormigón, seguida de la tierra batida y el asfalto con revestimiento, finalmente el césped natural y la moqueta sólo fueron utilizadas por un tenista en cada caso.

Estadísticos	Horas de práctica en cada tipo de superficie de juego				
	Hormigón	Tierra batida	Asfalto revestido	Césped (*)	Moqueta (*)
Media	2.52	0.73	0.24	0.01	0.005
Mediana	2.00	0	0	0	0
Moda	2.00	0	0	0	0
Desviación típica	1.86	1.82	1.60	0.14	0.072
Mínimo y máximo	0-10	0-10	0-18	0-2	0-1

Tabla 25. Estadísticos descriptivos de las horas de práctica en las diferentes superficies de juego de la muestra analizada. (*) Datos de un jugador en cada caso.

Las horas de práctica en hormigón, tierra batida y asfalto revestido no dependen del nivel deportivo ($p > 0.05$). Con respecto a los años de práctica, cuantos más años en activo lleva un tenista menos horas juega en hormigón ($r = -0.246$ y $p < 0.001$) y más en

tierra batida ($r = 0.123$ y $p < 0.001$). Las mujeres juegan más horas en tierra batida que los hombres ($p = 0.009$ para el ANOVA) con una media de 1.3 horas a la semana por 0.5 horas semanales de los hombres.

Respecto a las preferencias personales sobre las características de las superficies de juego, las preferencias sobre la amortiguación no fueron dependientes ($p > 0.05$) ni del género, ni del nivel deportivo de los tenistas. Respecto al bote de la bola, las preferencias mostraron dependencia con el género ($p = 0.0094$ para el test χ^2 y D de Somers = 20.0%) y, respecto a la fricción, las preferencias fueron dependientes tanto del género ($p = 0.03589$ para el test χ^2 y D de Somers = 18.2%) como del nivel deportivo de los jugadores entrevistados ($p = 0.01470$ para el test χ^2 y D de Somers = 29.2%). Las tablas 26, 27 y 28 muestran estas preferencias.

Amortiguación	Preferencias (%)
Pista dura	35.8
Pista blanda	54.4
No sabe	8.8

Tabla 26. Preferencias respecto a la amortiguación.

Bote de la pelota	Preferencias (%)		
	Hombres	Mujeres	Totales
Pista rápida	59.4	43.8	55.5
Pista lenta	36.4	39.6	37.2
No sabe	4.2	13.7	7.3

Tabla 27. Preferencias respecto al bote de pelota según el género y totales.

Fricción	Preferencias (%)				Totales
	Hombres	Mujeres	Nivel aficionado	Nivel autonómico	
Pista deslizante	49.0	36.2	41.3	68.8	45.8
Pista adherente	44.1	44.7	47.5	28.1	44.3
No sabe	6.9	19.1	11.3	3.1	9.9

Tabla 28. Preferencias respecto a la fricción según el género, el nivel deportivo y los totales.

Tener en cuenta el tipo de pista de juego a la hora de comprar el calzado para practicar el tenis, dependió del nivel deportivo de los tenistas ($p = 0.00492$ para el test χ^2 y D de Somers = 10.5%), pero no del género ($p > 0.05$). En la tabla 29 se puede apreciar como cerca de dos tercios de los jugadores de nivel autonómico compra el calzado en función de la pista, mientras que esta cifra se sitúa en un tercio para el caso de los jugadores de nivel aficionado (los 12 jugadores de nivel nacional e internacional siempre adquirirían y utilizaban el calzado en función del tipo de pista).

Compra en función de la pista (%)	Nivel deportivo		Total
	Aficionado	Autonómico	
Si	37.2	66.7	50.3
No	62.8	33.3	49.7

Tabla 29. Importancia de la pista a la hora de comprar el calzado según el nivel deportivo y totales.

La altura de caña del calzado utilizado por la muestra no dependió del género (si bien las mujeres mostraron un mayor porcentaje de utilización de caña media que los hombres, con un 47.9% frente a un 33.1% de los hombres, $p = 0.065$), pero sí del nivel deportivo de los tenistas ($p = 0.047$ para el test χ^2 y D de Somers = 19.0%), siendo los tenistas de nivel aficionado los que más utilizan el calzado de caña alta y media. La tabla 13 muestra los porcentajes de utilización de calzado con caña alta, media y baja según el nivel deportivo y para toda la muestra analizada.

Altura de la caña	Nivel deportivo		Total (%)
	Aficionado (%)	Autonómico (%)	
Alta	8.1	3.1	7.2
Media	39.1	25.0	56.0
Baja	52.8	71.9	36.8

Tabla 30. Altura de la caña según el nivel deportivo y totales.

Las preferencias respecto a las características de estabilidad, duración, altura de la suela, amortiguación, diseño y estética, flexibilidad, transpiración y adherencia del calzado, no mostraron dependencia ($p > 0.05$) ni con el género, ni con el nivel deportivo, ni con los años de práctica de los tenistas. Las características más valoradas fueron, por este orden, la amortiguación, la flexibilidad y la estabilidad, y las menos valoradas la altura de la suela, el diseño y estética, y la duración. La transpiración y la adherencia se sitúan entre éstas, tal y como muestra la tabla 31.

Característica	Importancia (%)			Importancia media
	Poca	Media	Mucha	
Amortiguación	7.4	50.8	58.0	283.00
Flexibilidad	3.6	22.8	72.5	266.70
Estabilidad	3.1	30.6	64.8	258.70
Transpiración	10.4	23.3	65.3	252.90
Adherencia	6.2	31.6	61.1	252.70
Duración	13.0	40.9	44.6	228.60
Diseño y estética	37.3	40.9	20.7	181.20
Altura de la suela	34.7	50.8	13.0	175.30

Tabla 31. Importancia de las diferentes características del calzado.

La importancia otorgada al peso del calzado aparece en la tabla 32. Esta variable se mostró dependiente del género ($p = 0.02129$ para el ANOVA), dándole más importancia las mujeres, y del nivel deportivo de los tenistas ($p = 0.04092$ para el ANOVA), siendo en este caso los jugadores de nivel aficionado los que más importancia le otorgan.

Importancia	Valoración del peso del calzado (%)				Total
	Hombres	Mujeres	Aficionados	Autónómicos	
Poca	18.2	4.2	12.6	25.0	14.6
Media	36.4	31.3	33.3	43.8	35.1
Mucha	45.5	64.6	54.1	31.3	50.3

Tabla 32. Importancia del peso del calzado según el género, el nivel deportivo y totales.

La innovación tecnológica se mostró dependiente del nivel deportivo ($p = 0.01940$ para el test χ^2 y D de Somers = 18.2%), siendo los jugadores de nivel autonómico los que más relevancia le dieron, tal y como se muestra en la tabla 32.

Importancia	Valoración de la innovación		
	Aficionado	Autónómico	Total
Poca	72.3	51.6	68.9
Media	18.9	41.9	22.6
Mucha	8.8	6.5	8.4

Tabla 32. Importancia de la innovación tecnológica según el nivel deportivo y totales.

El patrocinio o relación con casas comerciales no mostró dependencias ($p > 0.05$) ni en cuanto al género ni en cuanto al nivel deportivo de la muestra. El porcentaje de tenistas sponsorizados se sitúa en un 2.6%.

Al comprar el calzado para tenis las mujeres se dejan aconsejar más que los hombres ($p = 0.01209$ para el test χ^2 y D de Somers = 18.3%), quienes confían más en su experiencia personal, como se indica en la tabla 33. La importancia de este tipo de consejos no depende ($p > 0.05$) ni del nivel deportivo, ni de la edad, ni de los años de práctica.

Criterio	Hombres	Mujeres	Total
Experiencia personal	70.1	55.3	66.5
Consejo de expertos	7.6	23.4	22.0
Ambas cosas	22.2	21.3	11.5

Tabla 33. Criterios utilizados a la hora de comprar el calzado según el género y totales.

El 39.9% de los jugadores entrevistados mostraron tener preferencia por una marca de material deportivo, sin guardar dependencia ($p > 0.05$) con el género, el nivel deportivo o los años de práctica. De éstos el 72.2% indicó que siempre compraba esa marca, mientras que el 27.8% restante la compraba "a menudo".

Los pares de calzado gastados al año para jugar mostraron una correlación baja pero estadísticamente significativa ($r = 0.1260$ y $p = 0.043$ para la correlación de Pearson) con las horas de práctica semanales, de manera que a más horas de práctica más pares se gastan. Esta variable no mostró dependencia ($p > 0.05$) ni con el índice de masa corporal, ni con el nivel deportivo. La tabla 34 muestra la media de pares de zapatillas gastadas al año según las horas de práctica semanal.

Horas de práctica semanal	Número de pares al año (media)
1-2	1.8
3-4	2.2
5-6	2.5
≥ 7	≥ 3

Tabla 34. Relación entre las horas de práctica semanales y el número de pares de calzado gastados por año.

Respecto de las zonas de mayor desgaste de la suela del calzado utilizado (figura 38), se observó que la zona que mayor porcentaje de tenistas desgastaba era la B seguida de la A, mientras que las zonas que menor porcentaje de tenistas desgastaban fueron la C y la E, el resto de zonas se situó en posiciones intermedias. Los porcentajes de desgaste en estas zonas fueron los que se indican en la tabla 35.

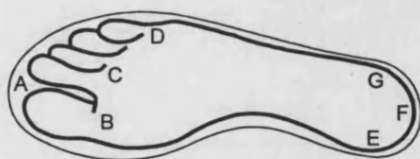


Figura 38: Zonas de desgaste de la suela del calzado.

Zona	Tenistas que desgastan (%)
A	38.9
B	40.4
C	10.4
D	16.6
E	10.9
F	18.1
G	23.8

Tabla 35. Porcentajes de desgaste de las distintas zonas de la suela del calzado.

El desgaste en las zonas A, B, E, F, y G no se mostró dependiente ($p > 0.05$) ni con el tipo de pie, ni con el género, ni con la edad, ni con los años de práctica. El desgaste en la zona C se mostró dependiente del tipo de pie ($p = 0.01169$ para el test χ^2 y D de Somers = 11.0 %), siendo los tenistas con pie normal los que más frecuentemente desgastaban esta zona, como se indica en la tabla 36.

Tipo de pie	Tenistas que desgastan (%)
Normal	15.5
Cavo y plano	4.4

Tabla 36. Porcentajes de tenistas que desgastan la zona C (zona de las cabezas de los metatarsianos centrales) según el tipo de pie.

El desgaste en la zona D se mostró dependiente de los años de práctica ($p = 0.0328$ para el ANOVA) siendo la media de 6.5 años para los jugadores que no desgastaban y de 9 años para los que si desgastaban.

Respecto al tipo de deformación ocasionada al material de corte del calzado (figura 39), las tablas 37 y 38 muestran los porcentajes de tenistas que deforma la

delantera y la trasera del calzado. No se observaron diferencias significativas ($p > 0.05$) entre la deformación hacia dentro y la deformación hacia fuera.



Figura 39: Tipos de deformación del calzado.

Deformación de la delantera	Tenistas que deforman (%)
Hacia fuera	24.4
Hacia dentro	21.8
Total	46.2

Tabla 37. Porcentajes de tenistas que deforman la delantera del calzado.

Deformación de la trasera	Tenistas que deforman (%)
Hacia fuera	15
Hacia dentro	17.1
Total	32.1

Tabla 38. Porcentajes de tenistas que deforman la trasera del calzado.

Las deformaciones hacia dentro y hacia fuera de la trasera no se mostraron dependientes ($p > 0.05$) ni con el género, ni con los años de práctica, ni con la edad, ni con el tipo de pie, ni con el tipo de pista.

La deformación hacia fuera de la delantera del calzado se mostró dependiente con el nivel deportivo ($p = 0.01887$ para el test χ^2 y D de Somers = 19.5%), siendo los jugadores de nivel autonómico los que más deforman esa zona, como se indica en la tabla 39.

Deformación hacia fuera de la delantera	Nivel de los tenistas	
	Aficionados (%)	Autónómicos (%)
No	78.9	59.4
Si	21.1	40.6

Tabla 39. Porcentajes de tenistas que deforman hacia fuera la delantera del calzado según el nivel deportivo.

Como muestra la tabla 40, la deformación hacia dentro de la delantera únicamente se mostró dependiente del tipo de pie, siendo los tenistas con pie cavo los que menos deforman hacia el interior ($p = 0.01882$ para el test χ^2 y D de Somers = 19.7%), mientras que no se apreciaron diferencias en la deformación ocasionada por los pies planos y normales ($p > 0.05$).

Deformación hacia dentro de la delantera	Tipo estructural del pie	
	Pie cavo (%)	Pie normal o plano (%)
No	80.6	60.9
Si	19.4	39.1

Tabla 40. Porcentaje de tenistas que deforman hacia dentro la delantera según el tipo de pie.

La deformación del material de corte de la trasera, hacia dentro o hacia fuera, se mostró dependiente del género de los tenistas ($p = 0.00925$ para el test χ^2 y D de Somers = 20.5%), siendo los hombres los que más la deforman como se muestra en la tabla 41.

Deformación de la trasera (hacia dentro o fuera)	Género	
	Hombres (%)	Mujeres (%)
No	60.7	81.3
Si	39.3	18.8

Tabla 41. Porcentajes de tenistas que deforman la trasera según el género.

4.1.1.2.- Lesiones, incidencias acumuladas y tasas de incidencia

A continuación se presenta la incidencia acumulada (tabla 42) de las lesiones de cada una de las zonas estudiadas para la muestra analizada atribuibles a la práctica del tenis, desde el inicio de la práctica y en el último año. La incidencia acumulada indica el porcentaje de tenistas que han sufrido un determinado tipo de lesión, y se calcula según la fórmula:

$$\text{Incidencia acumulada} = \frac{\text{n}^\circ \text{ de lesiones}}{\text{n}^\circ \text{ de entrevistados}} * 100$$

La tasa de incidencia hace referencia al número de lesiones que se producen por hora jugada (en el presente estudio es posible calcularla para el último año), según la expresión:

$$\text{Tasa de incidencia} = \frac{\text{n}^\circ \text{ de lesiones}}{\text{n}^\circ \text{ de horas jugadas}}$$

En la tabla 43 se presentan los resultados para las diferentes zonas anatómicas estudiadas. La columna “horas por lesión” hace referencia al número de horas de práctica del tenis estimadas que conllevan la aparición de un determinado tipo de lesión. Se aprecia como la zona anatómica más frecuentemente lesionada es el tobillo, estimándose que cada 13 horas y 30 minutos de práctica se produce una lesión en esta zona, le siguen las lesiones localizadas en la muñeca, siendo necesarias unas 18 horas y 30 minutos de práctica en este caso, mientras que para producirse una lesión en la columna dorsal son necesarias unas 244 horas de práctica.

Zonas anatómicas de estudio	Incidencia acumulada desde el inicio de la práctica (%)	Incidencia acumulada en el último año de práctica (%)
Cráneo	0.5	0
Cara	1.0	0
Cuello	0	0
Hombro	10.8	4.1
Brazo	2.1	1.0
Codo	10.9	5.2
Antebrazo	1.0	0
Muñeca	11.9	6.7
Mano	1.0	1.0
Dedos	1.0	0.5
Clavícula	0.5	0
Tórax	0	0
Abdomen	0.5	0
Omóplato	1.0	0.5
Columna dorsal	0.5	0.5
Columna lumbar	4.1	2.1
Genitales	0	0
Cadera	1.0	1.0
Nalgas	0	0
Ingle	2.1	1.6
Muslo (ant)	3.1	1.6
Muslo (post)	3.1	2.1
Rodilla	8.3	4.7
Pierna (ant)	0.5	0.5
Pierna (post)	3.1	1.6
Tobillo	22.8	9.3
Talón	3.1	2.1
Pie	1.6	1.0
Dedos	1.0	1.0
Nunca lesionado	57.0	73.1

Tabla 42. Incidencia acumulada de lesiones durante la vida deportiva y durante el último año de práctica de la muestra analizada.

Tasa de incidencia	Horas por lesión	Zonas anatómicas
0.075	13.5	Tobillo.
0.054	18.5	Muñeca.
0.041	24.4	Codo.
0.037	30.5	Rodilla.
0.033	30.3	Hombro.
0.016	62.5	Muslo posterior, talón, columna lumbar.
0.012	83.3	Ingle, muslo anterior, pierna posterior.
0.0083	120.5	Cadera, pie, dedos de la mano, mano, brazo.
0.0041	244	Dedos del pie, columna dorsal, omóplato, talón, pierna anterior.

Tabla 43. Tasa de incidencia y horas necesarias para que sobrevenga una lesión, para el último año de práctica.

4.1.1.3.- Relación entre lesiones y variables personales, técnicas, del pavimento y del calzado

Uno de los aspectos más interesantes del presente estudio es conocer la relación existente entre las lesiones sufridas como consecuencia de la práctica habitual del tenis y algunas de las variables descritas en el apartado 4.1.1.1. con las que parece razonable que guarden algún tipo de relación. De esta manera las variables seleccionadas fueron:

- Variables personales y técnicas: género, tipo de pie, nivel deportivo, edad, años de práctica y horas de práctica semanales.
- Variables sobre las características del calzado y de los pavimentos: altura de caña, desgaste de la suela, deformación del material de corte, tipo del pavimento de juego.

Estas variables proporcionan información del último año de práctica, por lo que, utilizando técnicas de tabulación cruzada y de análisis de la varianza (únicamente con aquellas lesiones cuya tasa de incidencia era igual o superior a 0.016, pues con valores inferiores no existe suficiente potencia de test), se cruzaron con las variables dicotómicas (ordinales) “zona lesionada” durante el último año de práctica de los tenistas.

A continuación se presentan las relaciones estadísticamente significativas, entre las lesiones sufridas por los tenistas durante el último año de práctica y las variables anteriormente citadas, siguiendo el orden de mayor a menor tasa de incidencia presentado en la tabla 43.

- Tobillo: se mostró dependiente del género ($p = 0.04364$ para el test χ^2 y D de Somers = 9.7%), siendo las mujeres las que más lesiones padecen, y del tipo de pie ($p = 0.04514$ para el test χ^2 y D de Somers = 18.5%), siendo en este caso los tenistas con pie plano o cavo los que más se lesionan esta región anatómica. La tabla 44 muestra los resultados en cada caso.

Lesión de Tobillo	Género		Tipo estructural del pie		
	Hombres (%)	Mujeres (%)	Normal (%)	Plano (%)	Cavo (%)
Si	6.9	16.7	5.8	25.0	17.4
No	93.1	83.3	94.2	75.0	82.6

Tabla 44. Porcentajes de tenistas lesionados en el tobillo según el género y el tipo de pie.

- Muñeca: la lesión en esta zona anatómica se mostró dependiente del nivel deportivo ($p = 0.00195$ para el test χ^2 y D de Somers = 19.4%), siendo los jugadores de nivel autonómico los que más lesiones en esta región anatómica presentan, y del tipo de pavimento sobre el que practican ($p = 0.00267$ para el test χ^2 y D de Somers = 27.7%), sufriendo en este caso más lesiones aquellos jugadores que practican en tierra batida (ver tabla 45).

Lesión de Muñeca	Nivel deportivo		Tipo pavimento	
	Aficionado (%)	Autonómico (%)	Tierra batida (%)	Hormigón (%)
Si	8.7	28.1	25	11.4
No	39.3	71.9	75	92.1

Tabla 45. Porcentajes de tenistas lesionados en la muñeca según el nivel deportivo y el tipo de pista de juego.

- Codo: la tabla 46 presenta la dependencia de esta variable con el tipo de pavimento ($p = 0.00145$ para el test χ^2 y D de Somers = 29.8%), con las horas de práctica semanales y con los años de práctica ($p = 0.0237$ y $p = 0.0000$ para el ANOVA respectivamente). Se aprecia cómo sufren más lesiones aquellos jugadores que practican más horas a la semana, los que más años llevan practicando este deporte y los que suelen jugar en tierra batida.

Lesión de codo	Horas semanales	Años de práctica	Tipo de pavimento	
	Media \pm Error estándar		Tierra batida (%)	Hormigón (%)
Si	5 \pm 0.5		25.0	8.4
No	3.5 \pm 0.2		75.5	11.6

Tabla 46. Porcentajes de tenistas lesionados en el codo según las horas de práctica, años de práctica y tipo de pista de juego.

- Hombro: a mayor índice de masa corporal ($p = 0.0351$ para el ANOVA) y más horas de juego en tierra batida ($p = 0.01978$ para el test χ^2 y D de Somers = 27.0%), más lesiones en el hombro reportaron los jugadores entrevistados, como indica la tabla 47.

Lesión de Hombro	BMI	Tipo de pavimento	
	Media \pm Error estándar	Tierra batida (%)	Hormigón (%)
Si	23.4 \pm 0.6	10.0	3.0
No	22.0 \pm 0.2	90.0	97.0

Tabla 47. Porcentajes de tenistas lesionados en el hombro según el BMI y el tipo de pista de juego.

- Talón: la tabla 48 muestra que los jugadores que practican más horas semanales más lesiones en esta zona reportan ($p = 0.0439$ para el ANOVA).

Lesión en el talón	Horas de práctica
	Media \pm Error estándar
Si	6 \pm 1
No	3.7 \pm 0.2

Tabla 48. Porcentajes de tenistas lesionados en el talón según las horas de práctica semanales.

- Columna lumbar: las lesiones aparecidas en esta región del raquis mostraron dependencia con el tipo de pavimento sobre el que se juega ($p = 0.00012$ para el test χ^2 y D de Somers = 56.4%), de manera que cuantas más horas se juegan en hormigón más lesiones se sufren en esta zona, como indica la tabla 49.

Lesión en la columna lumbar	Tipo de pavimento	
	Tierra batida (%)	Hormigón (%)
Si	3.0	15.0
No	97.0	75.0

Tabla 49. Porcentajes de tenistas lesionados en la columna lumbar según el tipo de pavimento.

Las lesiones localizadas en el muslo y en la rodilla no se mostraron dependientes ($p > 0.05$) de ninguna de las variables con las que se cruzaron. En el caso de las lesiones localizadas en los dedos de la mano, mano, brazo, omóplato, columna dorsal, cadera,

ingle, pierna, pie y dedos del pie, no fue posible realizar cruces debido a la falta de potencia de test (tres o menos lesiones durante el último año de práctica).

El 73.1% de los jugadores entrevistados no sufrió ninguna lesión atribuible a la práctica del tenis durante su último año de juego, lo que se muestra dependiente del nivel deportivo ($p = 0.00466$ para el test χ^2 y D de Somers = 27.1%), la edad ($p = 0.089$ para el ANOVA), los años de práctica ($p < 0.0001$ para el ANOVA) y las horas de práctica semanales ($p = 0.0344$ para el ANOVA). De manera que los jugadores que no reportaron haber sufrido una lesión atribuible a la práctica del tenis son jugadores de nivel aficionado, de menor edad, que llevan menos años como jugadores habituales y que practican menos horas a la semana que aquellos jugadores que han sufrido lesiones debidas al juego del tenis, como indica la tabla 50.

Lesionados	Años de práctica	Media \pm Error estándar	
		Edad	Horas semanales
No	5.1 \pm 0.5	21.6 \pm 0.9	2.4 \pm 0.25
Una o más veces	8.8 \pm 0.6	25.3 \pm 1.1	4.3 \pm 0.27

Tabla 50. Valores medios para los años de práctica, edad y horas de práctica semanales para los tenistas lesionados y los no lesionados.

Dado que algunas lesiones son dependientes de un grupo de variables, se intentó obtener modelos matemáticos (mediante regresión logística) que permitieran predecir la probabilidad de sufrir lesiones por parte de los tenistas, pero no se encontraron relaciones entre variables que permitiesen predecir la aparición de lesiones sin diferencias significativas con la distribución de lesiones real.

4.1.2.- RESULTADOS DE CONFORT

Como se indicó en el apartado del material y métodos se realizaron un total de 146 entrevistas personales, lo que supone cerca del 4% de la población de jugadores habituales de tenis del área metropolitana de Valencia, zona donde se circunscribió la recogida de los datos de confort. El error muestral asociado a los datos recogidos calculado “a priori” osciló alrededor del 8%, en el caso más desfavorable en que la probabilidad de que ocurra el suceso es 0.5, pero a la vista de los resultados obtenidos, donde la molestia más frecuente ocurrió en el 17% de los jugadores, el error muestral calculado “a posteriori” disminuye a un 5.8%.

Los 146 tenistas fueron entrevistados inmediatamente después de jugar al tenis durante un mínimo de media hora y siempre que cumplieran la premisa de ser jugadores habituales de tenis.

Tras procesar los datos primarios como se cita en el apartado del material y métodos, se obtuvieron los resultados que se exponen a continuación. En primer lugar se describe la población de tenistas entrevistados y el calzado utilizado por estos y, a continuación, se presentan los resultados relativos al confort, molestias por partes del cuerpo y juicios subjetivos sobre el calzado utilizado.

4.1.2.1.- Descripción de la población entrevistada y del calzado analizado.

- Datos personales.

La tabla 51 muestra los estadísticos descriptivos de tendencia central y de dispersión (media, mediana, moda, desviación típica, el mínimo y el máximo) de la edad de los tenistas entrevistados. Esta variable no es dependiente ($p > 0.05$) del género de la muestra, que constó de un 12.5% de mujeres y un 87.5% de hombres.

Estadístico	Edad (años)
Media	26.1
Mediana	20
Moda	14
Desviación típica	14.3
Máximo y mínimo	11-64

Tabla 51. Estadísticos descriptivos de la variable "edad" de la muestra analizada.

En las tablas 52 y 53 se muestran los estadísticos descriptivos del índice de masa corporal (BMI) y la estatura que, como era de esperar, se mostraron dependientes del género de los jugadores entrevistados ($p = 0.0108$ y $p < 0.0001$ respectivamente para el ANOVA) siendo la media mayor para los hombres que para las mujeres en ambos casos.

Estadístico	Índice de masa corporal (BMI)		
	Hombres	Mujeres	Total
Media	23.2	19.9	22.8
Mediana	22.9	19.9	22.5
Moda	27.6	19.8	27.7
Desviación típica	4.5	2.2	4.4
Mínimo y máximo	15.4-32.3	15.4-24.9	15.4-32.3

Tabla 52. Estadísticos descriptivos del índice de masa corporal (BMI) en función del género y totales de la muestra analizada.

Estadístico	Estatura (m)		
	Hombres	Mujeres	Total
Media	1.72	1.62	1.71
Mediana	1.74	1.61	1.70
Moda	1.70	1.60	1.70
Desviación típica	0.08	0.05	0.09
Mínimo y máximo	1.40-1.91	1.54-1.75	1.40-1.91

Tabla 53. Estadísticos descriptivos de la estatura en función del género y totales de la muestra analizada.

La tabla 54 muestra las horas de práctica semanales y el tiempo jugado antes de la entrevista; ninguna de las dos variables mostró dependencia con el género de los jugadores ($p > 0.05$).

Estadístico	Horas semanales	Tiempo antes entrevista (h)
Media	3.1	1.3
Mediana	2.0	1.0
Moda	2.0	1.0
Desviación típica	2.8	0.4
Mínimo y máximo	0.5-21	0.5-2.5

Tabla 54. Estadísticos descriptivos de las horas de práctica semanales y el tiempo de práctica con anterioridad a la entrevista.

- Caracterización “de visu” de los calzados analizados.

La talla de los calzados utilizados mostró una alta dependencia con el género ($p=0.015$ para el ANOVA), como muestra la tabla 55. Como era de esperar los hombres gastan tallas mayores; así mismo, el mayor BMI y estatura de estos está correlacionado ($r = 0.412$ y $p = 0.045$ para el BMI, y $r = 0.754$ y $p < 0.0001$ para la talla) con la talla del calzado de los tenistas.

Estadístico	Talla de los calzados		
	Hombres	Mujeres	Total
Media	8.9	6.6	8.6
Mediana	9	7.5	9
Moda	9	8	9
Desviación típica	1.5	1.9	1.7
Mínimo y máximo	3.5-13.5	3.5-9.5	3.5-13.5

Tabla 55. Estadísticos descriptivos de la talla de los calzados en función del género y totales.

En el 84% de los calzados el material de corte era de piel y el 16% restante sintético. Todos ellos presentaron un cierre mediante acordonado. Respecto a los contrafuertes estabilizadores de la trasera del material de corte, el 83.2% de los calzados presentaron un contrafuerte en el interior, mientras que el 75.7% presentaban contrafuertes externos, de los cuales el 13% eran altos y el 87% bajos.

El 4.9% de los tenistas utilizaba plantillas diferentes a las del calzado original, por un 95.1% que utilizaba las plantillas originales. El 79.9% del total de las plantillas

presentaban un soporte para el arco longitudinal interno del pie, mientras que el restante 20.1% no lo presentaban.

El 16.7% de los calzados analizados presentaban algún sistema de amortiguación extra en el talón, mientras que sólo un 0.7% lo presentaban en el antepié. Así mismo, el 25% de los calzados analizados presentaban un vaciado en la entresuela a nivel del mediopié, mientras que un 75% de calzados que no lo presentaban.

- Caracterización mecánica (con máquinas portátiles) del calzado analizado.

La tabla 56 presenta los resultados de las durezas (escala shore A) de la suela, de la entresuela y de la plantilla del calzado. Como era previsible, la dureza de la suela es superior a la de la entresuela ($p < 0.0001$ para el ANOVA) y ésta, a su vez, más dura que las plantillas ($p < 0.0001$ para el ANOVA).

Estadístico	Dureza (escala Shore A)		
	Suela	Entresuela	Plantilla
Media	63.1	40.6	33.2
Mediana	64.0	40.0	34.0
Moda	65.0	40.0	30.0
Desviación típica	5.7	9.2	9.4
Mínimo y máximo	35.0-75.0	24.0-70.0	11.0-59.0

Tabla 56. Estadísticos descriptivos de la dureza de la suela, entresuela y plantilla.

La flexibilidad transversal no guardó dependencia con la presencia o no de un vaciado en la entresuela a nivel del mediopié, pero estuvo muy cerca de la significación estadística ($p = 0.062$ para el ANOVA), con unos valores medios de 37.9° y 44.4° para los calzados que presentaban y no presentaban respectivamente. La tabla 57 presenta los estadísticos descriptivos para la variable “flexibilidad transversal”.

Estadístico	Flexibilidad transversal (grados)
Media	43.1
Mediana	41.0
Moda	22.0
Desviación típica	18.5
Mínimo y máximo	15.0-92.0

Tabla 57. Estadísticos descriptivos de la flexibilidad transversal de los calzados utilizados.

Respecto a la flexibilidad longitudinal o torsión de la delantera con la trasera del calzado los resultados indican ($p = 0.0174$ para el ANOVA), inesperadamente, que la presencia de un vaciado en la entresuela a nivel del mediopié disminuye este tipo de flexibilidad, como se indica en la tabla 58.

Estadístico	Flexibilidad longitudinal o torsión (grados)		
	Sin vaciado	Con vaciado	Media
Media	24.5	21.6	23.7
Mediana	25.0	21.5	24.0
Moda	25.0	21.0	25.0
Desviación típica	7.4	7.2	7.5
Mínimo y máximo	10.0-45.0	9.0-35.0	9.0-45.0

Tabla 58. Estadísticos descriptivos de la flexibilidad longitudinal de los calzados analizados.

Como era de esperar el peso del calzado se mostró dependiente del género ($p = 0.0001$ para el ANOVA), siendo mayor para los hombres que para las mujeres, como muestra la tabla 59.

Estadístico	Peso del calzado (kg)		
	Hombres	Mujeres	Media
Media	0.418	0.338.6	0.408
Mediana	0.414	0.335	0.410
Moda	0.410	0.330	0.410
Desviación típica	0.068	0.072	0.074
Mínimo y máximo	0.278-0.621	0.212-0.470	0.212-0.621

Tabla 59. Estadísticos descriptivos del peso de los calzados analizados.

Esta dependencia es consecuencia de los mayores valores antropométricos de los hombres con respecto a las mujeres, como indican las correlaciones existentes entre el peso del calzado y la estatura ($r = 0.3101$ y $p = 0.002$), el índice de masa corporal ($r = 0.1413$ y $p = 0.047$) y la talla de los calzados ($r = 0.3888$ y $p < 0.0001$) de los tenistas entrevistados. Así mismo, se correlacionó el peso del calzado con el peso del pie de los jugadores entrevistados, calculado a partir de los datos de Donskoi y Zatsiorski (1988), que permiten calcular el peso del pie de una persona según la ecuación:

$$\text{Peso del pie} = -0.829 + 0.0077 * \text{masa del sujeto (kg)} + 0.0073 * \text{estatura del sujeto (cm)}$$

La media obtenida fue de 0.966 ± 0.165 kg para los hombres y 0.760 ± 0.055 kg para las mujeres. De esta manera se correlacionó el peso del pie con el peso del calzado utilizado, existiendo, como era de esperar, una relación estadísticamente significativa ($r = 0.3095$ y $p < 0.0001$) entre ambas variables. La razón “peso del calzado/peso del pie” no mostró diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$) entre hombres (media \pm error estándar = 444.7 ± 113.7) y mujeres (media \pm error estándar = 445.9 ± 92.4).

La tabla 60 presenta el deslizamiento del calzado sobre la superficie de juego al ser proyectado por el aparato de medida del deslizamiento del Instituto de Ensayos de Materiales de Berlín (BAM), DIN 18032 segunda parte. Como era de esperar, se observa un mayor deslizamiento en la tierra batida que en el hormigón ($p < 0.0001$ para el ANOVA).

Estadístico	Deslizamiento del calzado (m)		
	Hormigón	Tierra batida	Total
Media	0.918	1.314	1.018
Mediana	0.906	1.280	0.983
Moda	0.823; 0.833; 0.923	1.073; 1.150; 1.280	0.823
Desviación típica	0.148	0.243	0.246
Mínimo y máximo	0.643-1.333	0.943- 1.903	0.643-1.903

Tabla 60. Estadísticos descriptivos para el deslizamiento de los calzados analizados.

4.1.2.2.- Confort, molestias por partes del cuerpo y juicios subjetivos sobre el calzado utilizado

En el presente punto se presenta la valoración subjetiva de la muestra de jugadores respecto al confort de las zapatillas que calzaban en el momento de la entrevista y de cómo esta sensación de confort general del calzado se relaciona con las molestias por partes del cuerpo y con los errores de diseño del calzado. Del mismo modo, se analizan las relaciones entre las molestias por partes del cuerpo con los errores de diseño del calzado, los elementos de diseño y las características mecánicas de los calzados analizados.

- Confort general.

Como era de esperar, la mayor parte de los tenistas entrevistados valoraron su calzado dentro del rango de la comodidad (67.4% entre extremadamente cómodo, muy cómodo y bastante cómodo), mientras que sólo un pequeño porcentaje consideró que su calzado era incómodo (9.1% entre extremadamente incómodo, bastante incómodo y algo incómodo). La tabla 61 presenta la escala likert utilizada con los porcentajes de tenistas que situaron a su calzado dentro de cada opción de la escala.

Valoración	Porcentaje de jugadores (%)
Extremadamente cómodas	3.5
Muy cómodas	22.9
Bastante cómodas	41.0
Normales	23.6
Algo incómodas	6.3
Muy incómodas	2.1
Extremadamente incómodas	0.7

Tabla 61. Valoración de la comodidad general del calzado de la muestra analizada.

- Relación entre el confort general y las molestias por partes del cuerpo.

La percepción de confort general del calzado se ve afectada por el nivel de molestias, o ausencia de estas, en las distintas regiones anatómicas del pie y del tobillo. Para analizar estas relaciones se utilizaron técnicas de tabulación cruzada y χ^2 fijándose el nivel de significación en 0.05. La importancia de las molestias se mide con el porcentaje atribuible, que se define como el porcentaje de tenistas que presentan una molestia y perciben el calzado como poco confortable debido a ella y que en las tablas de 2 x 2 coincide con la D de Somers.

Para poder llevar a cabo el tratamiento estadístico arriba citado, las variables ordinales que contenían la información referente a las molestias por partes del cuerpo fueron convertidas en variables nominales (dicotómicas), de manera que el nivel “ninguna molestia” de la escala likert utilizada se convirtió en el valor 0 y el resto de niveles (desde molestia ligera hasta dolor intenso) se convirtieron en el valor 1. Del mismo modo, la variable “confort general” fue convertida en una variable nominal; en este caso el valor 0 correspondió a los niveles “extremadamente cómodas” hasta “bastante cómodas”, mientras que el valor 1 correspondió a los niveles “normales” hasta “extremadamente incómodas”.

Resultaron tener una influencia significativa sobre el confort general del calzado las molestias aparecidas en las regiones anatómicas que indica la tabla 62.

Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (D de Somers)	Nivel de significación (p)
Planta del mediopié	11.1	54.7	0.00001
Talón	9.0	23.3	0.00873
Tendón de Aquiles	7.6	43.4	0.00317
Lado interno del primer metatarsiano (“juanete”)	7.6	33.6	0.02252
Lado externo del quinto metatarsiano (“juanetillo”)	6.3	48.1	0.00286

Tabla 62. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias en zonas anatómicas que mostraron una influencia significativa sobre el confort general.

- Relación entre el confort general y los errores de diseño (percibidos subjetivamente) del calzado.

Utilizando las mismas técnicas estadísticas que en el apartado anterior, se cruzaron los errores de diseño del calzado percibidos de manera subjetiva por los tenistas con el confort general del calzado. En este caso, la importancia del error es entendida como el porcentaje de tenistas cuyo calzado presenta un error y perciben el calzado como poco confortable debido a él. Los resultados se presentan en la tabla 63 ordenados según la frecuencia de aparición del error mientras que en la figura 40 aparecen según su frecuencia e importancia.

Error de diseño	Frecuencia (%)	Importancia (D de Somers)	Nivel de significación
Puntera blanda	36.6	19.3	0.01937
Entresuela dura	25.2	26.4	0.00647
Poco agarre	22.2	22.4	0.02108
Entresuela blanda	21.9	20.4	0.04484
Puntera rígida	10.5	36.5	0.01441
Entresuela de la trasera baja	10.0	31.6	0.02150

Tabla 63. Frecuencia, importancia y nivel de significación de los errores de diseño percibidos subjetivamente que mostraron una influencia significativa sobre el confort general

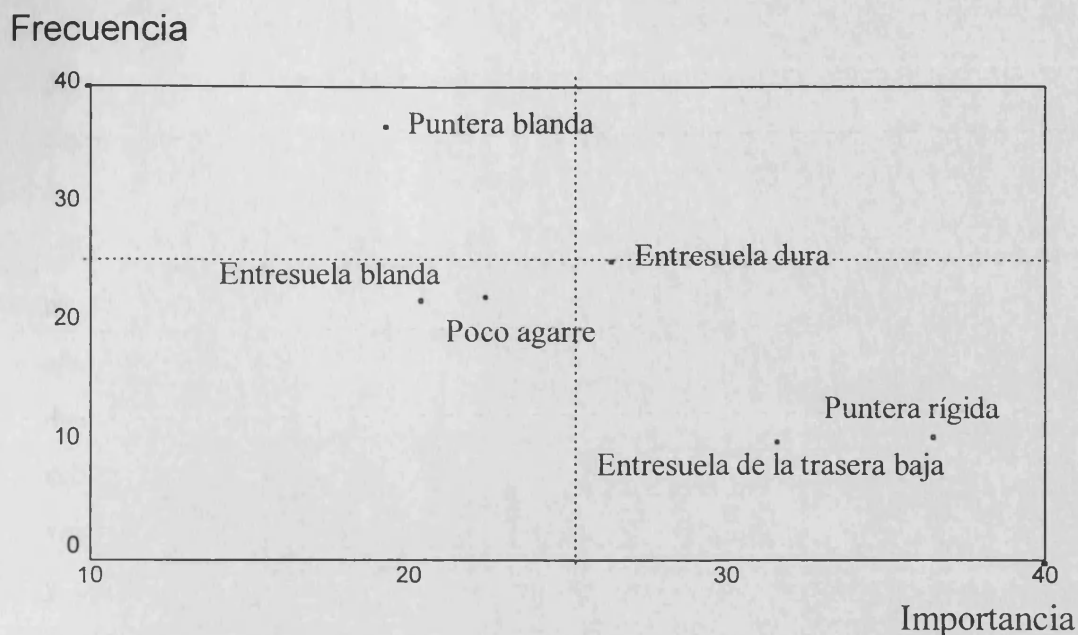


Figura 40. Frecuencia e importancia de los errores de diseño percibidos subjetivamente que resultaron tener una influencia significativa sobre el confort general.

La línea discontinua localizada en el valor 25 para la importancia de los errores divide la gráfica en dos mitades que definen dos tipos o categorías de errores:

- Errores de primer orden: son aquéllos cuya importancia supera el 25%. Aquellos modelos que incurran en un error de este tipo se consideran peores que el resto de modelos del mercado y se distinguen claramente de éstos. Solucionar estos tipos de errores debe ser el objetivo número uno en el diseño y construcción del calzado desde el punto de vista del confort.

La línea discontinua situada en el nivel 25 de frecuencia de aparición de los errores subdivide esta categoría de errores en otros dos niveles: aquéllos que superan el valor 25 son los errores más frecuentes e importantes y, por lo tanto, son los que hay que erradicar en primer lugar; si un error situado en este cuadrante es eliminado de un modelo de calzado, éste se convertirá en el mejor modelo del mercado (desde el punto de vista del confort). En la muestra de calzados analizados ningún error se sitúa en este cuadrante, si bien el error “entresuela dura” se ubica muy cerca del límite. Los errores que no superan dicho valor son algo menos frecuentes, es decir, pocos modelos del mercado lo presentan, pero siguen siendo errores de primer orden, dado que aquellos

modelos que lo presenten serán realmente incómodos debido a ello. En el presente estudio son tres los errores detectados en este cuadrante: “puntera rígida”, “entresuela posterior baja” y “entresuela dura”.

- Errores de segundo orden: se incluyen dentro de esta categoría aquéllos cuyo nivel de importancia no supere el valor 25, es decir, son aquellos errores que no afectan grandemente al confort percibido por el individuo. Nuevamente la línea discontinua localizada en el valor 25 de frecuencia de aparición de los errores subdivide esta categoría en dos niveles: aquellos errores que no superan dicho valor son de poca importancia y poca frecuencia por lo que, a la hora de diseñar y construir un calzado, deben atenderse en último lugar y siempre que no comprometan a otros tipos de errores o encarezcan el producto excesivamente. En el presente estudio se detectaron dos errores de estas características, la “entresuela blanda” y el “poco agarre” de la suela a la superficie de juego.

Los errores que superan el 25% de frecuencia de aparición deben erradicarse para conseguir que el calzado en cuestión se distinga del resto de los existentes en el mercado por su confort, dado que se trata de errores que aparecen en gran cantidad de modelos del mercado. Únicamente la “puntera blanda” se localiza en este cuadrante.

- Relación entre los errores de diseño (percibidos subjetivamente) y las molestias por partes del cuerpo.

A continuación se presentan las relaciones entre las molestias por partes del cuerpo y los errores de diseño percibidos de manera subjetiva por los tenistas obtenidas mediante la técnica estadística de tabulación cruzada, utilizando el test χ^2 y fijándose el nivel de significación en 0.05. Como consecuencia de dicho tratamiento aparecen algunas relaciones de difícil interpretación, para intentar dar luz al problema en el siguiente punto se presenta un análisis factorial que permite agrupar las molestias y los errores.

Los resultados se presentan en el orden en que aparecen los ítems en la sección de “juicios subjetivos” de la encuesta del anexo 2.

Respecto del agarre de la suela del calzado a la superficie de juego, los resultados indican que cuando el tenista percibe poco agarre aparecen molestias en la planta del mediopié (frecuencia = 9.6%, importancia = 13.3% y $p = 0.02902$ para el test χ^2) mientras que cuando el agarre es percibido como excesivo aparecen molestias en varias regiones anatómicas, como indica la tabla 64.

Agarra demasiado			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Lado interno del primer metatarsiano	6.1	17.5	0.03626
Lado externo del quinto metatarsiano	5.3	18.4	0.01759
Arco longitudinal interno del pie	6.1	17.5	0.03626
Planta del mediopié	8.8	26.7	0.00665
Talón	7.9	27.6	0.00319
Zona de las uñas del pie	5.3	18.4	0.01759
Cadera	4.4	19.3	0.00648
Columna lumbar	9.6	25.7	0.01216

Tabla 64. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que el calzado agarra demasiado.

Cuando la altura de la entresuela de la delantera es percibida como demasiado alta aparecen molestias en el tendón de Aquiles (frecuencia = 4.9%, importancia = 36.6% y $p = 0.00020$ para el test χ^2). Por el contrario, cuando es percibida como demasiado baja aparecen molestias en las zonas anatómicas indicadas en la tabla 65.

Altura de la entresuela en la delantera demasiado baja.			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Tendón de Aquiles	6.5	21.6	0.00030
Cabeza de los metatarsianos centrales	11.6	15.7	0.04286
Lado interno del primer metatarsiano	8	14.1	0.03172
Lado externo del quinto metatarsiano	6.5	15.7	0.00829
Planta del mediopié	10.9	22.4	0.00295
Talón	9.4	18.2	0.00990
Zona de las uñas de los dedos	5.8	16.6	0.00329

Tabla 65. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la altura de la entresuela de la delantera es demasiado baja.

Cuando la altura de la entresuela de la trasera es percibida como demasiado alta aparecen molestias en las zonas indicadas en la tabla 66. No aparecieron molestias ligadas a una altura demasiado baja.

Demasiada altura de la entresuela de la trasera			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Cabeza del primer metatarsiano	16.8	21.2	0.04508
Empeine	5.3	18.0	0.00463
Planta del talón	15.3	22.9	0.02440
Tendón de Aquiles	6.9	24.3	0.00068
Planta de los dedos	15.3	22.9	0.02440
Zona de las uñas de los dedos del pie	4.6	18.8	0.00142
Rodilla	16.0	30.0	0.00379

Tabla 66. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe demasiada altura de la entresuela de la trasera.

Cuando la entresuela es percibida como excesivamente blanda o dura, aparecen molestias en varias regiones anatómicas, como se indica en las tablas 67 y 68.

Entresuela demasiado blanda			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Columna dorsal	8.8	14.4	0.02470
Columna lumbar	7.0	11.5	0.04660
Dedos del pie	7.0	11.50	0.04660
Zona de flexión de los dedos del pie	7.0	11.5	0.4660

Tabla 67. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la entresuela es demasiado blanda.

Entresuela demasiado dura			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Columna lumbar	9.2	18.8	0.00206
Tendón de Aquiles	9.2	14.4	0.01867
Arco longitudinal externo del pie	7.6	12.2	0.02921
Arco longitudinal interno del pie	5.9	10.0	0.04490
Planta del mediopié	12.6	18.8	0.00729
Planta del talón	14.3	16.5	0.02503
Planta de los dedos del pie	14.3	16.5	0.02503

Tabla 68. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la entresuela es demasiado dura.

Cuando el material de corte de la puntera es percibido como demasiado blando o demasiado rígido, aparecen molestias en las zonas anatómicas que se indican en las tablas 69 y 70.

Puntera demasiado blanda			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Columna lumbar	9.7	13.6	0.01007
Cabeza del primer metatarsiano	14.9	15.1	0.01832
Lado externo del quinto metatarsiano	5.2	7.8	0.04916
Planta del talón	13.4	14.2	0.02014
Planta de los dedos	13.4	14.2	0.02014

Tabla 69. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la puntera es demasiado blanda.

Puntera demasiado dura			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Empine	7.4	25.3	0.00378
Lado externo del quinto metatarsiano	4.2	17.6	0.00858
Planta del talón	10.5	21.7	0.03389
Planta de los dedos	10.5	21.7	0.03389

Tabla 70. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la puntera es demasiado dura.

Percibir el material de corte de la trasera del calzado como demasiado blando no conllevó a la aparición de molestias en las distintas regiones anatómicas estudiadas, sin embargo, percibirla como demasiado rígida conllevó la aparición de molestias en las zonas indicadas en la tabla 71.

Trasera demasiado rígida			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Planta del talón	15.6	16.5	0.02470
Planta de los dedos	15.6	16.5	0.02470

Tabla 71. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la trasera es demasiado rígida.

Las tablas 72 y 73 muestran las regiones anatómicas en las que aparecen molestias cuando la altura del material de corte de la trasera es percibida como demasiado alta o baja.

Altura del material de corte de la trasera demasiado alto			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Rodilla	16.9	23.5	0.01907
Tendón de Aquiles	5.4	15.2	0.01143
Zona de las uñas	4.6	16.1	0.00401

Tabla 72. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe demasiada altura del material de corte de la trasera.

Altura del material de corte de la trasera demasiado baja			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Columna lumbar	9.4	21.5	0.00902
Tobillo	14.8	31.4	0.00178
Tendón de Aquiles	6.3	25.1	0.00026
Talón	10.2	36.7	0.00002
Planta del talón	14.1	40.3	0.00004
Planta del mediopié	11.7	26.9	0.00310
Planta de los dedos	14.1	40.3	0.00004
Cabeza del primer metatarsiano	16.4	29.7	0.00463
Cabeza metatarsianos centrales	10.9	27.8	0.00165
Lado interno del primer metatarsiano	7.8	15.3	0.04426
Lado externo del quinto metatarsiano	7.0	24.2	0.00084

Tabla 73. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la altura del material de corte de la trasera es demasiado bajo.

Cuando el calzado es percibido como demasiado corto, aparecen molestias en la zona de flexión de los dedos del pie (frecuencia = 7.4%, importancia = 31.5% y $p = 0.00209$). Cuando es percibido como demasiado largo las molestias suelen aparecer en la zona del empeine del pie (frecuencia = 7%, importancia = 9.4% y $p = 0.04203$).

Cuando la puntera es percibida como demasiado ancha, aparecen molestias en la zona anterior de la rodilla (frecuencia = 16.0%, importancia = 20.3% y $p = 0.03015$); por el contrario, cuando es percibida como demasiado estrecha aparecen molestias en diversas zonas como se muestra en la tabla 74.

Puntera demasiado estrecha			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Zona de los dedos del pie	7.5	33.7	0.00499
Arco longitudinal interno del pie	5.6	12.1	0.03458

Tabla 74. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que la puntera es demasiado estrecha.

Cuando el calzado es percibido como poco flexible aparecen molestias en la columna dorsal (frecuencia = 7.6%, importancia = 18.6% y $p = 0.00289$), mientras que cuando es percibida como excesivamente flexible aparecen molestias en la zonas indicadas en la tabla 75.

Calzado poco flexible			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Columna dorsal	7.4	15.9	0.00677
Zona posterior de la rodilla	6.6	11.9	0.03243
Talón	9.0	13.8	0.03153
Zona flexión de los dedos del pie	6.6	16.9	0.00233

Tabla 75. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que el calzado es poco flexible.

En aquellas zapatillas que llevan soporte de arco, cuando es percibido como demasiado adelantado o atrasado, aparecen las molestias indicadas en las tablas 76 y 77.

Soporte demasiado adelantado			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Tendón de Aquiles	8.2	26.6	0.02079
Planta del mediopié	10.0	24.7	0.05007
Arco longitudinal interno del pie	4.5	30.4	0.00050
Planta de los dedos del pie	10.9	41.3	0.00158
Dedos del pie	4.5	30.4	0.00050
Zona flexión de los dedos del pie	6.4	28.5	0.00538
Zona uñas de los dedos del pie	6.4	28.5	0.00538
Cabeza del primer metatarsiano	13.6	38.5	0.00760
Cabeza de los metatarsianos centrales	10.9	76.6	0.00000
Lado interno del primer metatarsiano	7.3	27.6	0.01147
Lado externo del quinto metatarsiano	6.4	28.5	0.00538

Tabla 76. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que el soporte del arco longitudinal interno del pie está demasiado adelantado.

Soporte de arco demasiado atrasado			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Columna lumbar	9.8	29.8	0.00634
Tobillo	12.5	26.9	0.02650
Arco longitudinal externo del pie	6.3	20.2	0.02299
Arco longitudinal interno del pie	4.5	22.1	0.00351

Tabla 77. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que el soporte del arco longitudinal interno del pie está demasiado atrasado.

Cuando el soporte de arco es percibido como demasiado bajo o alto aparecen molestias en las zonas indicadas en las tablas 78 y 79.

Soporte de arco demasiado alto			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Cabeza de los metatarsianos centrales	12.0	29.4	0.04807
Arco longitudinal interno del pie	6.0	56.8	0.00000

Tabla 78. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que el soporte del arco longitudinal interno del pie es demasiado alto.

Soporte de arco demasiado bajo			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Columna lumbar	9.8	16.1	0.03920
Tendón de Aquiles	8.0	16.2	0.03920
Talón	8.9	17.2	0.02189

Tabla 79. Frecuencia, importancia y nivel de significación de las molestias aparecidas cuando se percibe que el soporte del arco longitudinal interno del pie es demasiado bajo.

- Agrupamiento de las molestias por partes del cuerpo y los errores de diseño del calzado en factores.

Estudios ergonómicos, que estudian la adaptación funcional de distintos elementos, han revelado la existencia de relaciones entre errores de diseño de dichos elementos y molestias por partes del cuerpo cuya relación causa-efecto no es directa, sino que son consecuencia de alguna variable intermedia. Un ejemplo de este hecho podría ser la aparición de una dependencia entre el calzado de puntera estrecha para mujer y las molestias lumbares; sin embargo, esta dependencia sería una relación espúrea, que se podría explicar por el hecho de que la mayoría de los calzados para mujer de puntera estrecha son de tacón elevado, de manera que sería ésta la verdadera causa de las molestias en la zona lumbar.

Siguiendo este razonamiento y dada la existencia de dependencias de difícil interpretación aparecidas al realizar cruces directos entre “errores” y “molestias” mediante la técnica de la tabulación cruzada, se decidió realizar un análisis factorial con el propósito de definir factores independientes (o variables resumen que agrupan a aquellas variables relacionadas entre si e independientes del resto) que, conteniendo un porcentaje elevado de la información del conjunto total de variables, sean independientes entre si.

La reducción de variables en factores se realizó mediante el método del análisis de componentes principales, rotación según el método varimáx, tomando los valores propios mayor que 1 y considerando las de componente mayor que 0.5.

- En el caso de las molestias por partes del cuerpo el análisis agrupó las molestias en 4 factores que contienen el 64.7% de la información original.

1) El primer factor agrupa las molestias en el talón y columna lumbar y, en menor medida, las molestias en la planta del talón, en el lado interno del primer metatarsiano y en la planta del mediopié. Parece que agrupa aquellas zonas

anatómicas donde suelen aparecer molestias como consecuencia de una incorrecta atenuación de los impactos sufridos al colisionar el pie con el suelo.

2) El segundo factor aglutina las molestias aparecidas en las cabezas de los metatarsianos, la planta del mediopié y el lado interno del primer metatarsiano. Esta segunda variable parece agrupar aquellas molestias típicamente relacionadas con un incorrecto reparto de las fuerzas de reacción del suelo en la planta del pie, es decir, con una distribución incorrecta de las presiones plantares.

3) El tercer factor agrupa las molestias aparecidas en el tobillo y la zona posterior de la pierna. Las molestias en las dos zonas referidas suelen aparecer cuando el calzado no se adapta a la morfología y movimientos del pie, por lo que puede considerarse un factor de adecuación estructural del calzado al pie.

4) El cuarto factor agrupa las molestias aparecidas en la zona de flexión de los dedos del pie y en la columna dorsal. No está clara la causa por la que estos dos tipos de molestias se presentan agrupadas.

- Los errores de diseño del calzado se agruparon en los 6 factores que continen el 62.8 % de la información original, y que se detallan a continuación:

1) El primer factor agrupa aquellos calzados que son considerados como demasiado altos de entresuela, tanto a nivel del antepié como del retropié.

2) El segundo factor incluye aquellos calzados que son percibidos como demasiado rígidos en la puntera, poco flexibles y de entresuela demasiado dura, es decir, aquellos calzados que pueden considerarse como “duros y poco flexibles” en general.

3) El tercer factor aglutina los calzados cuyo soporte del arco longitudinal interno del pie es percibido como incorrecto, bien por estar adelantado o retrasado, bien por ser demasiado alto.

4) El cuarto factor de errores aparece cuando se percibe que el calzado queda suelto, es demasiado largo o la trasera es demasiado rígida, lo que se puede asociar con aquellos calzados que no se adaptan bien a la morfología y dimensiones del pie.

5) El quinto factor corresponde con aquellos calzados cuya trasera es considerada demasiado ancha, por lo que el talón no queda correctamente sujeto.

6) El sexto factor aglutina los calzados con demasiado agarre a la pista y con el material de corte de la trasera demasiado alto. Posiblemente se trate de un tipo de calzado de los denominados de “crosstraining” o polifacéticos, diseñados para la práctica de varios tipos de deporte, pero no específicamente para jugar al tenis.

Los factores de molestias por partes del cuerpo y los factores de errores de diseño obtenidos fueron correlacionados (Pearson) con el propósito de analizar las posibles dependencias entre si, obteniéndose los resultados que se exponen a continuación:

- Primer factor de errores de diseño (entresuela demasiado alta): correlacionó de manera significativa ($r = - 0.2492$ y $p = 0.003$) con el primer factor de molestias, es decir, aquellas molestias atribuibles a problemas de amortiguación, lo que coincide con numerosos estudios (Cook y cols., 1985; Frederick y cols., 1984; Ferrandis, 1997) que muestran como el grosor de la entresuela influye de una manera decisiva en la capacidad amortiguadora del calzado.

Correlacionó significativamente con el tercer factor de molestias ($r = 0.1861$ y $p = 0.023$), que incluye aquellas molestias por falta de adaptación estructural del calzado, y con el cuarto factor ($r = 0.1548$ y $p = 0.049$) que incluye las molestias aparecidas en la zona de flexión de los dedos del pie y en la columna dorsal.

- Segundo factor de errores de diseño (duros y poco flexibles): mostró una correlación estadísticamente significativa ($r = - 0.2337$ y $p = 0.006$) con el cuarto

factor de molestias, es decir, las molestias ubicadas en la columna dorsal y en la zona de flexión de los dedos del pie.

- Tercer factor de errores de diseño (soporte de arco incorrecto): correlacionó de manera estadísticamente significativa con el segundo factor de molestias ($r = 0.1866$ y $p = 0.022$) que representa las molestias ocasionadas por una incorrecta distribución de las presiones plantares. Esta relación es coincidente con los estudios de García y cols (1995) en los que se comprobó el importante papel que el soporte del arco longitudinal interno del pie tiene sobre los patrones de presiones plantares durante la fase de apoyo del pie en el suelo.

- Relación entre los elementos de diseño incorporados por los calzados y las molestias por partes del cuerpo.

La técnica estadística utilizada fue la tabulación cruzada mediante la técnica del Chi^2 fijándose el nivel de significación en 0.05. En las siguientes tablas se presenta la frecuencia de aparición de las molestias, la importancia de las mismas medidas según el valor de la D de Somers (porcentaje atribuible), es decir, el porcentaje de jugadores que padeció la molestia debido a la incorporación o no de dicho elemento en su calzado, y el nivel de significación.

Tal y como se indica en la tabla 80, los contrafuertes estabilizadores internos ubicados en la trasera del material de corte se asocian con una marcada disminución de las molestias en diversas zonas corporales.

Contrafuerte interno (medial)			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Cabeza del primer metatarsiano	16.8	-19.8	0.01739
Planta de los dedos	14.7	-17.4	0.02801
Planta del talón	14.7	-17.4	0.02801
Planta del mediopié	11.2	-16.5	0.01863
Muslo anterior	6.3	-12.5	0.02180

Tabla 80. Disminución de molestias cuando el calzado presenta contrafuertes en la trasera del calzado.

Llevar un contrafuerte en el exterior no tuvo relaciones estadísticamente significativas con ninguna zona anatómica, si bien estuvo cerca de la significación estadística en el caso del arco longitudinal interno del pie ($p = 0.07969$) y la pierna anterior ($p = 0.07635$).

Comparando el tipo de material de corte con las molestias por zonas corporales, los resultados indican que los jugadores que llevaban un calzado de piel presentaron menos molestias en la zona de flexión de dedos y en el talón con respecto a los jugadores que llevaban calzado de material sintético. Los resultados los muestra la tabla 81.

Material de corte sintético			
Zona anatómica	Frecuencia (%)	Importancia (%)	Nivel de significación (p)
Zona de flexión de los dedos del pie	10	13.2	0.02632
Talón	9.2	16.1	0.01634

Tabla 81. Molestias como consecuencia de que el material de corte sea sintético.

El vaciado de la entresuela a nivel del mediopié únicamente se asocia con un aumento de las molestias en la cabeza del primer metatarsiano (frecuencia = 16.5%, importancia = 14.8% y $p = 0.03924$).

Los restantes elementos de diseño estudiados (tipo de cierre, llevar o no soporte del arco longitudinal del pie, llevar o no tirantes al comienzo y/o al final del acordonado, y llevar o no sistemas de amortiguación extras en el talón y/o en el antepié) no se asociaron con la aparición de molestias en las distintas zonas anatómicas estudiadas.

- Relación entre los errores de diseño (percibidos subjetivamente) y las características mecánicas del calzado medidas con las máquinas portátiles.

Utilizando las técnicas estadísticas de la regresión logística y el análisis de la varianza (ANOVA) se buscaron dependencias entre los errores de diseño percibidos subjetivamente y las características mecánicas del calzado medidas objetivamente con las máquinas portátiles. Las relaciones investigadas son las que se presentan en la tabla 82, pero en ninguno de los casos aparecieron dependencias estadísticamente significativas.

Variabes subjetivas	Variabes objetivas
“Agarre” (poco o mucho).	Deslizamiento del calzado en el pavimento (resultados en metros)
“Dureza” (poca o mucha).	Dureza medida en la suela, entresuela y plantilla (resultados según la escala Shore A).
Flexibilidad (poca o mucha).	Flexibilidad transversal y longitudinal (resultados en grados), y durezas de la suela, entresuela y plantilla.

Tabla 82. Variables de carácter objetivo y subjetivo con las que se emplearon técnicas de regresión logística y de análisis de la varianza (ANOVA) en busca de dependencias entre los errores de diseño percibidos subjetivamente y las características mecánicas del calzado medidas objetivamente con las máquinas portátiles.

4.2.1.- RESULTADOS DEL ESTUDIO DE CONFORT

Cada uno de los 10 tenistas, seleccionados según los criterios descritos en el apartado del material y métodos, probó 4 de los modelos de la muestra de calzados analizados. Tras un período de adaptación del calzado al pie, jugaron un partido con cada uno de los modelos e inmediatamente después cumplimentaron una encuesta como la presentada en el anexo 2, de manera que se consiguieron 40 encuestas, es decir, 4 por cada modelo de calzado.

A continuación se presentan los resultados obtenidos tras el tratamiento estadístico al que fueron sometidos los datos primarios. En primer lugar, se presentan los resultados de los datos referentes al confort general y, posteriormente, los referentes a los errores de diseño percibidos subjetivamente por los tenistas.

4.2.1.1.- Confort general

La tabla 83 presenta la ordenación de los 10 modelos de calzado analizados según los niveles de confort en orden decreciente, es decir, de más a menos confortables. Esta clasificación se obtuvo mediante un análisis de la varianza de tipo no paramétrico Kruskal-Wallis (test de rango o prueba H) obteniéndose un nivel de significación de 0.0117.

Marca y modelo	Orden de comodidad
M6	Primer lugar
M4	Segundo lugar
M3	Tercer lugar
M5	Cuarto lugar
M7	Quinto lugar
M9	Sexto lugar
M1	Séptimo lugar
M10	Octavo lugar
M8	Noveno lugar
M2	Décimo lugar

Tabla 83. Orden de comodidad de los diez modelos analizados.

4.2.1.2.- Errores de diseño percibidos subjetivamente

A continuación se presentan los resultados referentes a los errores de diseño de los 10 modelos de calzado analizados apreciados de manera subjetiva por los 10 tenistas. Para conocer la distribución de las respuestas se utilizó la técnica estadística de la tabulación cruzada y, posteriormente, se estimaron las diferencias mediante un tests de rango (ANOVA no paramétrico o de Kruskal-Wallis) fijándose el nivel de significación estadística en 0.05.

- Agarre entre la suela y el pavimento: ninguno de los 10 modelos presentó un agarre excesivo ($p > 0.05$), mientras que el modelo M2 presentó unos niveles de fricción considerados como demasiado bajos ($p = 0.0404$).
- Altura de la entresuela en la delantera: en el modelo M2 fue considerada como demasiado baja ($p = 0.0082$), mientras que el modelo M7 fue considerado como demasiado alta ($p = 0.0404$). Los restantes 8 modelos se situaron dentro del rango considerado adecuado por los tenistas ($p > 0.05$ para demasiada o poca altura de la entresuela en la delantera).

-
- Altura de la entresuela en la trasera: fue considerada baja en los modelos M2 ($p=0.0082$) y M8 ($p = 0.0404$). El resto de modelos fueron considerados adecuados en este aspecto ($p > 0.05$ en el caso de excesiva altura de la entresuela trasera).
 - Dureza de la entresuela: únicamente fue considerado como demasiado dura la entresuela del modelo M8 ($p = 0.0404$), siendo considerada correcta en los 9 restantes modelos ($p > 0.05$ para entresuela demasiado blanda).
 - Rigidez del material de corte de la puntera: en ningún modelo se consideró que el material de corte de la puntera fuera demasiado blando ($p > 0.05$), mientras que el modelo M5 fue considerado como demasiado rígido en este aspecto ($p = 0.0404$).
 - Rigidez del material de corte de la trasera: fue considerada excesiva en el modelo M5 ($p = 0.0404$), mientras que la rigidez del material de corte de la trasera de los restantes 9 modelos fue considerada adecuada ($p > 0.05$ para poca rigidez).
 - Cierre del calzado: únicamente el modelo M3 fue considerado como deficitario en este aspecto ($p = 0.0082$), es decir, que su sistema de acordonado no permite fijar convenientemente el calzado al pie. Ningún sistema de acordonado del resto de modelos fue considerado como demasiado fuerte ($p > 0.05$ para cierre excesivo).
 - Las restantes variables analizadas (longitud de los modelos, anchura de éstos en la trasera y delantera, y la altura del material de corte de la trasera) fueron aspectos considerados adecuados en todos los modelos ($p > 0.05$ en todos estos casos para los 10 modelos de la muestra).

4.2.2.- RESULTADOS DE LA CARACTERIZACIÓN MECÁNICA DE LA MUESTRA DE CALZADOS

Los 10 modelos de la muestra de calzados analizada fueron caracterizados mecánicamente, utilizando para ello tanto máquinas portátiles (las mismas que para el estudio horizontal de confort), como máquinas de laboratorio.

A continuación, se presentan los resultados obtenidos tras procesar los datos primarios como se explica en el apartado del material y métodos; en primer lugar los resultados de las variables analizadas con las máquinas portátiles, posteriormente los resultados obtenidos con las máquinas de laboratorio y, finalmente, las relaciones entre los resultados obtenidos para aquellas variables analizadas con ambos instrumentos.

4.2.2.1.- Caracterización con máquinas portátiles

Las máquinas utilizadas fueron las mismas que las utilizadas en el estudio horizontal de confort, de manera que las variables analizadas fueron: la dureza de la suela, entresuela y plantilla, la flexibilidad transversal y longitudinal, el deslizamiento en un pavimento de asfalto y el peso.

- Dureza (escala shore A).

En la tabla 84 se muestran las durezas de la suela, entresuela y plantilla de los 10 modelos de calzado analizados con el durómetro Härteprüfer, ISO 868, de escala “shore A”.

Modelo	Dureza (escala shore A)		
	Suela	Entresuela	Plantilla
M1	74	36	21
M2	70	58	40
M3	68	44	19
M4	79	41	30
M5	69	41	19
M6	75	39	11
M7	65	44	26
M8	72	40	36
M9	67	40	17
M10	74	39	22

Tabla 84. Dureza de la suela, entresuela y plantilla de la muestra de calzados analizada.

Al igual que los resultados obtenidos en el estudio horizontal de confort, las durezas de las suelas (media = 71.6 ± 4.3) fueron superiores a las de las entresuelas (media = 42.3 ± 5.7) y éstas, a su vez, superiores a las durezas de las plantillas (media = 24.1 ± 8.6), con un nivel de significación $p < 0.0001$ para el ANOVA.

- Flexibilidad.

La tabla 85 presenta los resultados obtenidos para la flexibilidad transversal y la flexibilidad longitudinal o torsión de la muestra analizada, medidas con las máquinas portátiles diseñadas en el IBV y descritas en el apartado del material y métodos.

Modelo	Flexibilidad transversal (grados)	Flexibilidad longitudinal o torsión (grados)
M1	42	16
M2	54	21
M3	39	12
M4	40	11
M5	45	11
M6	37	7
M7	36	11
M8	54	16
M9	42	10
M10	35	8

Tabla 85. Flexibilidad transversal y longitudinal de la muestra de calzados analizada.

Dos de los diez modelos estudiados presentaban un vaciado en la entresuela a nivel del mediopié (concretamente los modelos M10 y M4). En los estudios horizontales los calzados provistos de este tipo de vaciado presentaban valores de flexibilidad transversal y longitudinal inferiores a los valores de los calzados que no disponían del vaciado; sin embargo, en la muestra de los 10 modelos analizados las diferencias no fueron estadísticamente significativas ($p > 0.05$), si bien se aprecia una tendencia en la dirección reseñada pues los valores medios fueron inferiores para los modelos que presentaban el vaciado; 37.5 ± 3.5 grados por 43.6 ± 7.0 grados en el caso de la flexibilidad transversal y 9.5 ± 2.1 grados por 13.0 ± 4.4 grados en el caso de la flexibilidad longitudinal o torsión. Este hecho podría explicarse por el diferente tamaño de las muestras y porque en el caso de los estudios horizontales la proporción de calzados con vaciado de la entresuela a nivel del mediopié fue ligeramente mayor; un 28% en el estudio epidemiológico y un 25% en el estudio de confort.

- Peso.

Los 10 modelos analizados fueron pesados con una báscula cuya precisión era de 1 gr. Los resultados se presentan en la tabla 86 ordenados de más a menos pesados.

Modelo	Peso (gr)
M9	467
M7	444
M3	444
M2	431
M10	419
M5	414
M6	414
M1	410
M8	395
M4	386

Tabla 86. Peso de la muestra de calzados analizada.

- Deslizamiento sobre un superficie de asfalto.

Los resultados del deslizamiento sobre un superficie de asfalto, utilizando el aparato de medida del deslizamiento del Instituto de Ensayos de Materiales de Berlín (DIN 18032 segunda parte), obtenidos para los 10 modelos de la muestra resultaron ser estadísticamente significativos ($p < 0.0001$ para el ANOVA). La tabla 86 presenta los resultados según la clasificación obtenida con el método LSD que, en el presente caso, agrupó los modelos en 8 grupos formados por modelos sin diferencias estadísticamente significativas entre ellos, pero sí con el resto: los dos modelos menos deslizantes fueron M2 y a continuación M6 (ambos diferentes entre si), M7 y M1 presentaron valores similares y diferentes al resto, al igual que M8 y M9 ubicados en una situación intermedia; finalmente los modelos M5, M3, M4 y M10 fueron los más deslizantes y diferentes entre si y del resto de modelos.

Modelo	Deslizamiento (m)	Grupos
M2	0.680 ± 0.558	1
M6	0.710 ± 0.558	2
M7	0.730 ± 0.558	3
M1	0.740 ± 0.558	3
M8	0.766 ± 0.558	4
M9	0.770 ± 0.558	4
M5	0.833 ± 0.558	5
M3	0.866 ± 0.558	6
M4	0.933 ± 0.558	7
M10	1.093 ± 0.558	8

Tabla 86. Deslizamiento de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

4.2.2.2.- Caracterización con máquinas de laboratorio

- Amortiguación con la máquina universal de ensayos INSTRON 8501.

Como se explicó en el apartado del material y métodos, con esta máquina se analizaron las características de amortiguación frente a cargas de impacto, en probetas de 50 mm de diámetro, extraídas de la delantera y de la trasera de los calzados analizados. De esta manera se analizan las variables de interés, rigidez y tangente de pérdidas, de la suela, entresuela y plantilla conjuntamente.

Los resultados obtenidos de las probetas ensayadas para la rigidez mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.0001$ para el ANOVA), tanto en la delantera como en la trasera, entre los modelos analizados, agrupándose según muestran las tablas 87 y 88.

Modelo	Rigidez de la delantera ($\text{Nm}^{-1} 10^5$)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M3	16.53 \pm 0.69	1
M7	17.07 \pm 0.69	1 2
M6	18.65 \pm 0.69	2
M5	20.88 \pm 0.69	3
M4	21.10 \pm 0.69	3
M9	21.95 \pm 0.69	3 4
M10	23.13 \pm 0.69	4
M1	25.56 \pm 0.69	5
M8	32.80 \pm 0.69	6
M2	62.91 \pm 0.69	7

Tabla 87. Rigidez de la delantera de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Modelo	Rigidez de la trasera ($\text{Nm}^{-1} 10^5$)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M4	3.32 \pm 0.16	1
M5	6.05 \pm 0.16	2
M3	6.07 \pm 0.16	2
M7	6.36 \pm 0.16	2
M1	6.90 \pm 0.16	3
M6	7.06 \pm 0.16	3
M9	7.83 \pm 0.16	4
M8	8.76 \pm 0.16	5
M2	9.14 \pm 0.16	5
M10	10.27 \pm 0.16	6

Tabla 88. Rigidez de la trasera de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Los resultados obtenidos de las probetas ensayadas para la tangente de pérdidas mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.0001$ para el ANOVA), tanto en la delantera antepié como en la trasera, entre los modelos analizados, agrupándose según muestran las tablas 89 y 90.

Modelo	Tangente de pérdidas de la delantera.	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M2	0.156 \pm 0.005	1
M5	0.161 \pm 0.005	1 2
M1	0.162 \pm 0.005	1 2
M8	0.173 \pm 0.005	3 4
M6	0.185 \pm 0.005	4
M9	0.188 \pm 0.005	4
M7	0.228 \pm 0.005	5
M3	0.241 \pm 0.005	5
M10	0.241 \pm 0.005	5
M4	0.261 \pm 0.005	6

Tabla 89. Tangente de pérdidas de la delantera de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Modelo	Tangente de pérdidas de la trasera.	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M2	0.145 \pm 0.004	1
M5	0.151 \pm 0.004	1
M1	0.155 \pm 0.004	1
M10	0.183 \pm 0.004	2
M8	0.189 \pm 0.004	2 3
M9	0.198 \pm 0.004	3 4
M4	0.208 \pm 0.004	4 5
M6	0.221 \pm 0.004	5
M7	0.249 \pm 0.004	6
M3	0.270 \pm 0.004	7

Tabla 90. Tangente de pérdidas de la trasera de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Los valores obtenidos para la tangente de pérdidas en la delantera y en la trasera mostraron una correlación estadísticamente significativa ($r = 0.6247$ y $p = 0.036$). No ocurrió lo mismo para los valores de rigidez registrados en la delantera y en la trasera, si bien se encontraron cerca de la significación estadística ($r = 0.4654$ y $p = 0.088$). La rigidez y la tangente de pérdidas mostraron una correlación negativa en el caso de las probetas extraídas de la delantera ($r = -0.5998$ y $p = 0.044$), pero no ocurrió lo mismo para las probetas extraídas de la trasera ($p > 0.05$).

- Fricción longitudinal.

Mediante la máquina neumática de fricción longitudinal-IBV, se estudiaron las fuerzas de fricción actuantes entre el calzado y el pavimento a dos velocidades distintas; 0.5 m/s y 0.25 m/s. Los resultados mostraron coeficientes de fricción cinéticos (μ_c) distintos para todos los modelos en ambas condiciones y, además, dichas modificaciones no estuvieron correlacionadas ($p > 0.05$).

Modelo	Coeficiente de fricción cinético (μ_c) a 0.5 m/s	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M5	0.658 \pm 0.007	1
M10	0.696 \pm 0.007	2
M2	0.712 \pm 0.007	2
M1	0.738 \pm 0.007	3
M9	0.746 \pm 0.007	4
M6	0.748 \pm 0.007	4
M7	0.770 \pm 0.007	5
M3	0.794 \pm 0.007	5
M4	0.794 \pm 0.007	5
M8	0.808 \pm 0.007	5

Tabla 91. Coeficiente de fricción cinético a 0.5 m/s de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Modelo	Coeficiente de fricción cinético (μ_c) a 0.25 m/s	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M5	0.670 \pm 0.008	1
M10	0.688 \pm 0.008	1
M6	0.716 \pm 0.008	2
M2	0.726 \pm 0.008	2
M1	0.726 \pm 0.008	2
M8	0.736 \pm 0.008	2
M3	0.738 \pm 0.008	2
M7	0.762 \pm 0.008	3
M4	0.778 \pm 0.008	3
M9	0.824 \pm 0.008	4

Tabla 92. Coeficiente de fricción cinético a 0.25 m/s de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Las diferencias encontradas entre los modelos de la muestra fueron estadísticamente significativas ($p < 0.0001$ para el ANOVA) para ambas velocidades, formándose los grupos que se presentan en las tablas 91 y 92.

- Fricción rotacional.

Los resultados obtenidos con la máquina neumática de fricción rotacional-IBV se presentan en las tablas 93 y 94. Al igual que en el estudio de la fricción longitudinal, se utilizaron dos velocidades, en este caso angulares, distintas ($300 \text{ }^\circ/\text{s}$ y $150 \text{ }^\circ/\text{s}$). Los resultados muestran diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.0001$ para el ANOVA) en el coeficiente de fricción cinético (μ_c) para ambas velocidades entre los modelos analizados que, además, no mostraron una correlación estadísticamente significativa ($p > 0.05$).

Modelo	Coeficiente de fricción cinético (μ_c) a $300 \text{ }^\circ/\text{s}$	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M8	0.82 ± 0.05	1
M1	0.98 ± 0.05	2
M7	0.99 ± 0.05	2
M4	1.02 ± 0.05	2 3
M10	1.12 ± 0.05	2 3 4
M2	1.12 ± 0.05	3 4
M9	1.12 ± 0.05	3 4
M3	1.16 ± 0.05	3 4
M5	1.18 ± 0.05	4
M6	1.59 ± 0.05	5

Tabla 93. Coeficiente de fricción cinético a $300^\circ/\text{s}$ de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Modelo	Coeficiente de fricción cinético (μ_c) a 150 %/s	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M4	0.78 \pm 0.06	1
M7	0.86 \pm 0.06	1 2
M1	0.94 \pm 0.06	1 2
M9	0.94 \pm 0.06	1 2 3
M5	1.00 \pm 0.06	2 3 4
M2	1.08 \pm 0.06	3 4
M6	1.10 \pm 0.06	4
M10	1.13 \pm 0.06	4 5
M3	1.27 \pm 0.06	5 6
M8	1.35 \pm 0.06	6

Tabla 94. Coeficiente de fricción cinético a 150%/s de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

4.2.2.3.- Relación entre los resultados obtenidos con las máquinas portátiles y con las máquinas de laboratorio.

De las variables analizadas, únicamente el deslizamiento medido con el aparato de medida del deslizamiento del Instituto de Ensayos de Materiales de Berlín (BAM) y la fricción longitudinal medida con la máquina de fricción-IBV pretenden medir el mismo fenómeno. Se realizaron correlaciones paramétricas (Pearson) entre los resultados obtenidos con ambas máquinas, pero el resultado no fue estadísticamente significativo ($p > 0.05$) para ninguna de las dos velocidades. También se correlacionaron los resultados obtenidos con el aparato de medida del deslizamiento y la máquina de fricción rotacional-IBV, pero el resultado tampoco fue estadísticamente significativo ($p > 0.05$).

Si bien no miden exactamente la misma variable, se cruzaron los resultados obtenidos con el durómetro Härteprüfer ISO 868, y los resultados obtenidos con la máquina universal de ensayos mecánicos INSTRON 8501. De las correlaciones efectuadas resultaron estadísticamente significativas las que se exponen a continuación:

- Dureza de la entresuela y rigidez en la delantera del calzado: $r = 0.7906$, $p = 0.003$.
- Dureza de la plantilla y rigidez en la delantera del calzado: $r = 0.7465$, $p = 0.007$.

4.2.3.- RESULTADOS DEL ESTUDIO DEL SALTO

Siendo el salto un gesto técnico de reiterada ejecución a lo largo de un partido de tenis, el objeto del presente estudio fue analizar hasta qué punto el calzado técnico deportivo para tenis influye en la generación y propagación por el sistema músculo-esquelético de las cargas actuantes entre la pista de juego y el tenista.

Para poder llevar a cabo el estudio se estandarizó el salto a estudiar de manera que fuera lo más repetible posible durante todo el ensayo. Para registrar las variables de interés se utilizaron dos instrumentos de medida: una plataforma dinamométrica y dos acelerómetros conectados a un PC.

Cada una de las variables cinemáticas y cinéticas de interés fue estudiada interpretando la gráfica de su función temporal y buscando un patrón de parametrización que se repitiese en más del 90% de los registros. A continuación, se parametrizaron las gráficas de cada variable de interés, almacenando los valores de parametrización en forma de una nueva variable con la que se realizó el tratamiento estadístico final, el cual consistió en un análisis de la varianza (ANOVA) considerando como factores a las variables sujetos y calzados, fijándose un nivel de significación de 0.05 y realizándose un análisis post hoc con el método LSD con el objeto de clasificar los modelos en grupos diferenciados estadísticamente.

A continuación, se describen las variables analizadas, los parámetros extraídos de éstas y los resultados estadísticamente significativos obtenidos tras su análisis. En primer lugar se presentan las variables de carácter cinemático, posteriormente las de carácter cinético y, finalmente, los coeficientes de transmisión de fuerzas y aceleraciones a lo largo del sistema musculo-esquelético obtenidos a partir de los resultados de las anteriores variables.

4.2.3.1.- Resultados cinemáticos

La variable cinemática de interés en el presente estudio fue la aceleración de los segmentos tibia y cabeza, por lo que el instrumental utilizado para la adquisición de esta variable fueron dos acelerómetros uniaxiales ubicados uno en el tercio proximal de la tibia y el otro centrado en el hueso frontal del cráneo. En primer lugar se presentan los resultados de los registros efectuados en la tibia y, posteriormente, los efectuados en la cabeza.

- Aceleraciones medidas en la tibia: las curvas temporales de la aceleración vertical de los 250 aterrizajes medidos presentaron una curva típica (figura 41) con dos máximos o picos de aceleración claramente identificables: el primer máximo, consecuencia de la brusca deceleración ocasionada por la colisión entre la zona de la cabeza de los metatarsianos y el suelo, y el segundo máximo, como consecuencia del impacto entre el talón y el suelo.

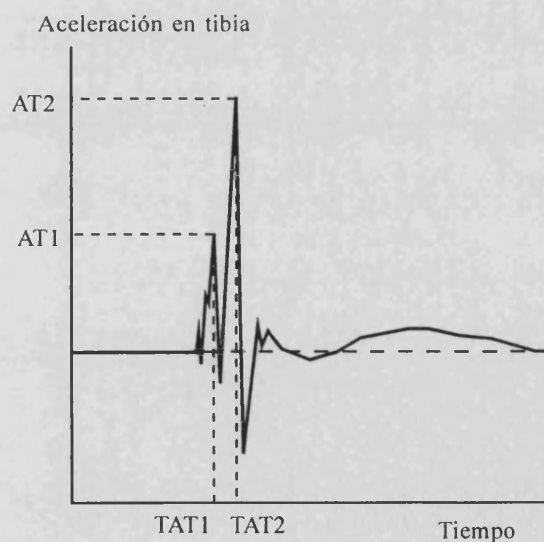


Figura 41. Gráfica temporal de las aceleraciones medidas en tibia.

La parametrización de las curvas se realizó en una aplicación en entorno LABWIN obteniéndose los siguientes parámetros de interés:

- AT1: primer máximo de la aceleración en tibia, correspondiente al impacto entre el antepié y el suelo.
- AT2: segundo máximo de la aceleración en tibia, correspondiente al impacto entre el retropié y el suelo.
- TAT1: instante de tiempo en que aparece AT1 (utilizado para calcular TAT2-TAT1).
- TAT2: instante de tiempo en que aparece AT2 (utilizado para calcular TAT2-TAT1).
- TAT2-TAT1: espacio de tiempo o “retraso” entre el máximo correspondiente al impacto de talón respecto al de antepié.

Los resultados obtenidos tras realizar el análisis de la varianza no mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$) entre los 10 modelos de calzado analizados ni para el máximo de aceleración correspondiente al impacto de talón (14.38 ± 0.34 g) ni para el retraso entre ambos máximos (0.0297 ± 0.0005 s), si bien, en este último caso, el resultado estuvo cerca de la significación estadística ($p = 0.0716$).

Modelo	Primer máximo (AT1)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M6	7.68 ± 0.54	1
M8	8.71 ± 0.54	1 2
M10	8.98 ± 0.54	1 2 3
M4	9.02 ± 0.54	1 2 3
M2	9.09 ± 0.54	1 2 3
M9	9.28 ± 0.54	2 3
M7	9.40 ± 0.54	2 3
M3	9.82 ± 0.54	2 3
M5	10.04 ± 0.54	2 3
M1	10.38 ± 0.54	3

Tabla 95. Valores medios para el primer máximo de aceleración en tibia.

Las diferencias encontradas entre la muestra analizada para el máximo correspondiente al impacto de antepié resultaron ser estadísticamente significativas ($p = 0.0481$), clasificándose en los grupos que se indica en la tabla 95 (los valores se presentan normalizados con el valor de la gravedad terrestre, es decir, 9.82 m/s^2).

- Aceleraciones medidas en cabeza: de manera similar a lo ocurrido con los ficheros de las aceleraciones en tibia, las curvas temporales de la aceleración en cabeza de los 250 aterrizajes registrados presentaron una curva típica (figura 42) con dos máximos o picos de aceleración claramente identificables: el primer máximo, consecuencia de la brusca deceleración ocasionada por la colisión entre el antepié y el suelo, y el segundo máximo, como consecuencia del impacto entre el talón y el suelo.

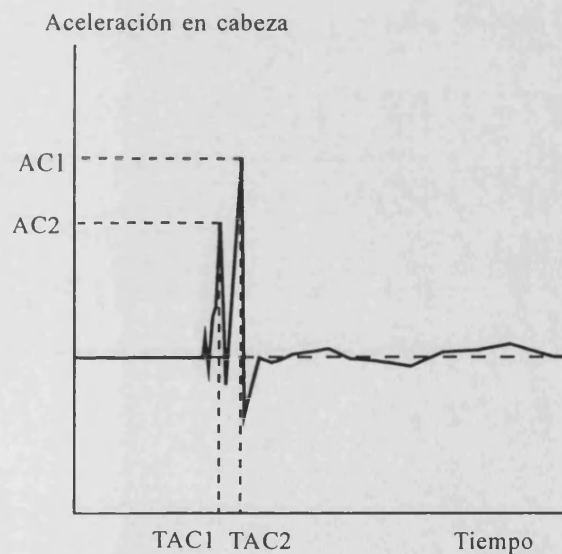


Figura 42. Gráfica temporal de las aceleraciones en cabeza.

La parametrización de las curvas, realizada en una aplicación en LABWIN, permitió obtener los siguientes parámetros de estudio:

- AC1: primer máximo de la aceleración en cabeza, correspondiente al impacto entre el antepié y el suelo.
- AC2: segundo máximo de la aceleración en cabeza, correspondiente al impacto entre el talón y el suelo.

- TAC1: instante de tiempo en que aparece AC1 (utilizado para calcular TAC2-TAC1).
- TAC2: instante de tiempo en que aparece AC2 (utilizado para calcular TAC2-TAC1).
- TAC2-TAC1: espacio de tiempo o “retraso” entre el máximo correspondiente al impacto de talón respecto al de antepié.

Los resultados obtenidos para las variables AC1, AC2 y TAC2-TAC1 no mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$) entre los 10 modelos de calzado analizados (si bien, los resultados obtenidos para TAC2-TAC1 estuvieron cerca de la significación estadística; $p = 0.0716$), siendo los valores medios y el error estándar los que aparecen en la tabla 96.

Primer máximo (AC1) (valores normalizados con $g = 9.82 \text{ m/s}^2$)	Segundo máximo (AC2)	Espacio de tiempo entre TAC2 y TAC1 (segundos)
3.08 ± 0.14	3.37 ± 0.13	0.029 ± 0.001

Tabla 96. Valores medios para los dos máximos de aceleración en cabeza y espacio de tiempo entre ambos.

4.2.3.2.- Resultados cinéticos

De las distintas variables que permite registrar la plataforma dinamométrica se seleccionó la componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo como la variable de estudio más relevante.

La curva de la componente vertical de la fuerza de reacción en función del tiempo de esta variable presentó una forma típica que se repitió en todos los aterrizajes (figura 43). En dicha curva aparecen dos máximos o picos de fuerza, el primero de los cuales corresponde al impacto de la zona de la cabeza de los metatarsianos con el suelo y el segundo al impacto del talón con el suelo.

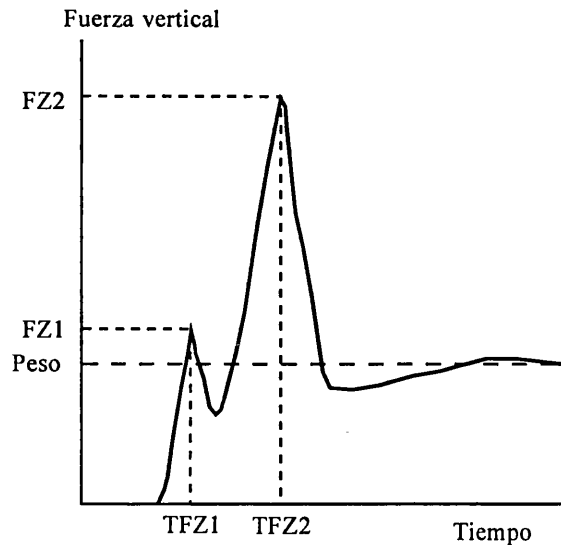


Figura 43. Gráfica temporal de la componente vertical de las fuerzas de reacción.

Las gráficas temporales de la fuerza vertical fueron tratadas en el software DINASCAN-IBV v7.6, obteniéndose los parámetros que se detallan seguidamente:

- FZ1: primer máximo del componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo, correspondiente al impacto de antepié.
- FZ2: segundo máximo del componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo, correspondiente al impacto de talón.
- TFZ1: instante de tiempo en que aparece FZ1 (utilizado para calcular $TFZ2 - TFZ1$).
- TFZ2: instante de tiempo en que aparece FZ2 (utilizado para calcular $TFZ2 - TFZ1$).
- $TFZ2 - TFZ1$: espacio de tiempo o “retraso” del máximo de fuerzas de impacto del talón respecto al de antepié.

El análisis de la varianza realizado a cada uno de estos parámetros dio lugar a los resultados que se exponen a continuación (los valores que se presentan se han normalizado con el peso de los tenistas, es decir, se expresan en veces el peso corporal de éstos).

- Primer máximo de fuerzas verticales (FZ1): los resultados muestran diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.0001$) entre los modelos de calzado analizados, obteniéndose las agrupaciones que presenta la tabla 97.

Modelo	FZ1 (valores normalizados con el peso de los tenistas)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M10	1.090 \pm 0.037	1
M5	1.173 \pm 0.037	1 2
M6	1.209 \pm 0.037	2 3
M1	1.262 \pm 0.037	2 3 4
M4	1.275 \pm 0.037	2 3 4
M9	1.312 \pm 0.037	3 4
M8	1.316 \pm 0.037	4
M2	1.343 \pm 0.037	4
M7	1.353 \pm 0.037	4
M3	1.366 \pm 0.037	4

Tabla 97. Valores medios del primer máximo del componente vertical de las fuerzas de reacción para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

- Segundo máximo de fuerzas verticales (FZ2): las diferencias encontradas para la variable entre los 10 modelos de calzados analizados no fueron estadísticamente significativas ($p > 0.05$ para el ANOVA). El valor medio y el error estándar calculados fueron: 2.52 \pm 0.04 veces el peso corporal de los tenistas.

- Espacio de tiempo o "retraso" del máximo de fuerzas de impacto del talón respecto al de antepié (TFZ2 - TFZ1): los resultados muestran diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.0004$) entre los calzados de la muestra analizada que se muestran en la tabla 98.

Modelo	TFZ2-TFZ1 (segundos)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M5	0.047 \pm 0.002	1
M8	0.051 \pm 0.002	1 2
M4	0.050 \pm 0.002	1 2 3
M7	0.051 \pm 0.002	1 2 3
M9	0.053 \pm 0.002	2 3 4
M2	0.054 \pm 0.002	2 3 4
M10	0.056 \pm 0.002	2 3 4 5
M1	0.058 \pm 0.002	3 4 5
M3	0.058 \pm 0.002	4 5
M6	0.061 \pm 0.002	5

Tabla 98. Tiempo entre los dos máximos del componente vertical de las fuerzas de reacción para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

4.2.3.3.- Coeficientes de transmisión de los impactos

La transmisión de los impactos a lo largo del sistema músculo-esquelético se puede valorar, a partir de los parámetros presentados en los dos puntos anteriores, con los denominados coeficientes de transmisión. Se analizaron dos tipos: coeficientes de transmisión de las fuerzas de impacto en tibia y en cabeza, y el coeficiente de transmisión de la aceleración de la tibia a la cabeza. Ambos coeficientes son adimensionales, el primer tipo porque se calcula a partir del cociente entre el producto de la aceleración registrada y la masa del tenista, y la fuerza registrada, y el segundo tipo debido a que se calcula a partir del cociente entre dos aceleraciones.

- Coeficientes de transmisión de las fuerzas de impacto a la tibia: dado que las colisiones del antepié y del talón con el suelo originan dos máximos registrados tanto en la curva fuerza vertical/tiempo como en la curva aceleración/tiempo se calcularon dos coeficientes de transmisión según se indica a continuación:

- AT1/FZ1: coeficiente de transmisión del componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo a la tibia, correspondientes al impacto entre el antepié y el suelo.

- AT2/FZ2: coeficiente de transmisión del componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo a la tibia, correspondientes al impacto entre el talón y el suelo.

Los resultados no mostraron diferencias estadísticamente significativas para ninguno de los dos coeficientes ($p > 0.05$ para el ANOVA), siendo los valores medios y los errores estándar los indicados en la tabla 99.

Coeficiente de transmisión	Media \pm Error estándar
AT1/FZ1	0.883 \pm 0.019
AT2/FZ2	0.560 \pm 0.010

Tabla 99. Valores medios para los coeficientes de transmisión de las fuerzas de impacto a tibia.

- Coeficientes de transmisión de las fuerzas de impacto a la cabeza: de manera similar a los cálculos efectuados para la tibia, se calcularon dos coeficientes de transmisión según se indica a continuación:

- AC1/FZ1: coeficiente de transmisión del componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo a la cabeza, correspondientes al impacto entre el antepié y el suelo.

- AC2/FZ2: coeficiente de transmisión del componente vertical de las fuerzas de reacción del suelo a la cabeza, correspondientes al impacto entre el talón y el suelo.

Los resultados obtenidos no mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$) para ninguno de los dos coeficientes (si bien AC2/FZ2 estuvo cerca de la significación estadística $p = 0.0600$). La tabla 100 presenta la media y el error estándar para estos dos coeficientes.

Coeficiente de transmisión	Media \pm Error estándar
AC1/FZ1	0.883 \pm 0.019
AC2/FZ2	0.560 \pm 0.010

Tabla 100. Valores medios para los coeficientes de transmisión de las fuerzas de impacto a cabeza.

- Coeficientes de transmisión de las aceleraciones de la tibia a la cabeza: este parámetro pretende valorar la transmisión de las bruscas deceleraciones, originadas como consecuencia de los impactos entre el antepié y el talón con el suelo, desde un segmento proximal al impacto, como es la tibia, hasta el segmento más distal, como es la cabeza.

- AC1/AT1: coeficiente de transmisión de la aceleración desde la tibia a la cabeza, correspondiente al impacto entre el antepié y el suelo.

- AC2/AT2: coeficiente de transmisión de la aceleración desde la tibia a la cabeza, correspondiente al impacto entre el talón y el suelo.

Las diferencias encontradas entre los 10 modelos de calzado analizados no fueron estadísticamente significativas ($p > 0.05$) para el coeficiente AC1/AT1 (0.322 ± 0.038). Los resultados mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.0263$) para el coeficiente AC2/AT2, clasificándose la muestra en dos grupos, por un lado el modelo M1 y en el otro grupo los restantes modelos, tal como lo muestra la tabla 101.

Modelo	AC2/AT2 (adimensional)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M5	0.209 \pm 0.052	1
M3	0.216 \pm 0.052	1
M4	0.248 \pm 0.052	1
M2	0.254 \pm 0.052	1
M7	0.261 \pm 0.052	1
M10	0.275 \pm 0.052	1
M6	0.275 \pm 0.052	1
M8	0.286 \pm 0.052	1
M9	0.292 \pm 0.052	1
M1	0.485 \pm 0.052	2

Tabla 101. Valores para el coeficiente de transmisión de aceleración de tibia a cabeza como consecuencia del impacto entre el talón y el suelo, y grupos formados.

4.2.4.- RESULTADOS DEL ESTUDIO DE LA PARADA LATERAL CON CAMBIO DE SENTIDO

Los desplazamientos laterales son uno de los tipos de desplazamiento más relevantes en el juego del tenis, por lo que el objeto del presente estudio fue analizar hasta qué punto el calzado técnico deportivo para tenis influye en la técnica y en la generación de las cargas actuantes entre la pista de juego y el tenista.

Para llevar a cabo el estudio se estandarizó un movimiento lateral de manera que fuera lo más repetible posible durante todo el ensayo y, para registrar las variables de interés, se utilizaron dos instrumentos de medida: una plataforma dinamométrica y un sistema de fotogrametría-vídeo 3D conectados a sus respectivos PCs.

Cada una de las variables cinemáticas y cinéticas de interés fue estudiada interpretando la gráfica de su función temporal y buscando un patrón de parametrización que se repitiese en más del 90% de los movimientos. A continuación, se parametrizaron las gráficas de cada variable de interés, almacenando los valores de parametrización en forma de una nueva variable con la que se realizó el tratamiento estadístico final, el cual consistió en un análisis de la varianza (ANOVA) considerando las variables sujeto y calzado como factores, fijándose un nivel de significación de 0.05 y realizándose un análisis post hoc con el método LSD con el objeto de clasificar los modelos en grupos estadísticamente diferenciados. Finalmente, con aquellas variables cinemáticas y cinéticas dependientes del calzado, se realizó un análisis de correlaciones de tipo paramétrico (Pearson) con objeto de determinar las relaciones existentes entre ellas.

A continuación, se describen las variables cinemáticas y cinéticas analizadas, los parámetros extraídos de éstas, los resultados estadísticamente significativos obtenidos tras su análisis y las relaciones existentes entre ambos tipos de variables.

4.2.4.- RESULTADOS DEL ESTUDIO DE LA PARADA LATERAL CON CAMBIO DE SENTIDO

Los desplazamientos laterales son uno de los tipos de desplazamiento más relevantes en el juego del tenis, por lo que el objeto del presente estudio fue analizar hasta qué punto el calzado técnico deportivo para tenis influye en la técnica y en la generación de las cargas actuantes entre la pista de juego y el tenista.

Para llevar a cabo el estudio se estandarizó un movimiento lateral de manera que fuera lo más repetible posible durante todo el ensayo y, para registrar las variables de interés, se utilizaron dos instrumentos de medida: una plataforma dinamométrica y un sistema de fotogrametría-vídeo 3D conectados a sus respectivos PCs.

Cada una de las variables cinemáticas y cinéticas de interés fue estudiada interpretando la gráfica de su función temporal y buscando un patrón de parametrización que se repitiese en más del 90% de los movimientos. A continuación, se parametrizaron las gráficas de cada variable de interés, almacenando los valores de parametrización en forma de una nueva variable con la que se realizó el tratamiento estadístico final, el cual consistió en un análisis de la varianza (ANOVA) considerando las variables sujeto y calzado como factores, fijándose un nivel de significación de 0.05 y realizándose un análisis post hoc con el método LSD con el objeto de clasificar los modelos en grupos estadísticamente diferenciados. Finalmente, con aquellas variables cinemáticas y cinéticas dependientes del calzado, se realizó un análisis de correlaciones de tipo paramétrico (Pearson) con objeto de determinar las relaciones existentes entre ellas.

A continuación, se describen las variables cinemáticas y cinéticas analizadas, los parámetros extraídos de éstas, los resultados estadísticamente significativos obtenidos tras su análisis y las relaciones existentes entre ambos tipos de variables.

4.2.4.1.- Resultados cinemáticos

Las variables cinemáticas de interés en el presente estudio fueron los movimientos angulares de las articulaciones del miembro inferior. Los 250 ficheros de datos fueron tratados en el programa FOTOGAM-IBV v8.0 para obtener las coordenadas tridimensionales que, tras ser suavizadas mediante funciones spline de 5º orden mediante el método CGV, fueron exportadas en código ASCII hasta una aplicación MATLAB en la que se extrajeron los parámetros de interés. A continuación, se presentan los resultados obtenidos para las diferentes articulaciones desde las más alejadas a las más próximas al pie.

- Articulación coxo-femoral (cadera): se analizaron las gráficas de flexo-extensión, de abducción-aducción y de rotación interna-externa en función del tiempo, pero únicamente la variable de flexo-extensión presentó un patrón repetible en más del 90% de los casos (concretamente en 244 de las 250 paradas registradas).

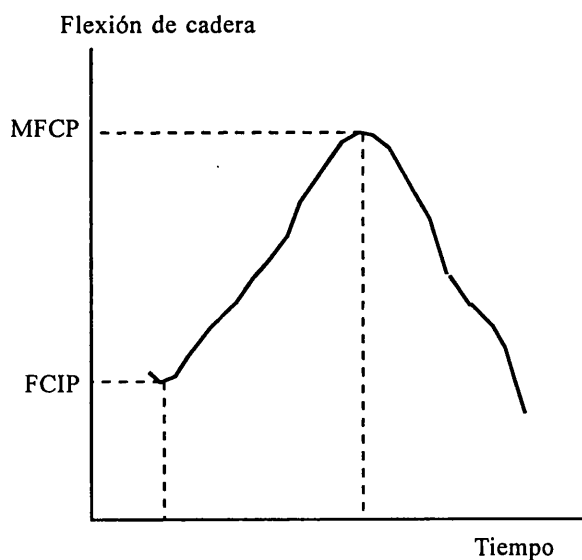


Figura 44. Gráfica temporal de la variable de flexo-extensión de la cadera.

La gráfica flexión de cadera/tiempo (figura 44), presentó una curva ascendente con un máximo absoluto, siendo los parámetros analizados los siguientes:

- FCIP: ángulo de flexión de cadera en el instante de contacto con la superficie.
- MFCP: máximo ángulo de flexión de cadera.

Los resultados obtenidos tras el tratamiento estadístico no mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$) para el máximo ángulo de flexión de cadera, siendo su valor medio = 89.3 ± 0.3 grados, pero sí para el ángulo de flexión en el instante del contacto con la superficie ($p = 0.0313$). Los resultados se presentan en la tabla 102, donde aparecen los modelos clasificados en grupos (método LSD).

Modelo	FCIP (grados)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M5	62.5 ± 1.3	1
M2	64.6 ± 1.3	1 2
M8	65.3 ± 1.3	1 2 3
M1	65.7 ± 1.3	1 2 3
M7	65.9 ± 1.3	1 2 3
M6	66.2 ± 1.3	2 3
M4	66.7 ± 1.3	2 3
M9	68.2 ± 1.3	2 3
M10	68.2 ± 1.3	2 3
M3	68.8 ± 1.3	3

Tabla 102. Valor de la flexión inicial de la cadera para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

- Articulación de la rodilla: se analizaron los movimientos de flexo-extensión y de rotación interna-externa de la tibia. No fue posible encontrar un patrón repetible para la variable rotación, pero sí para la flexo-extensión (244 de los 250 ficheros registrados), tal como indica la figura 45.

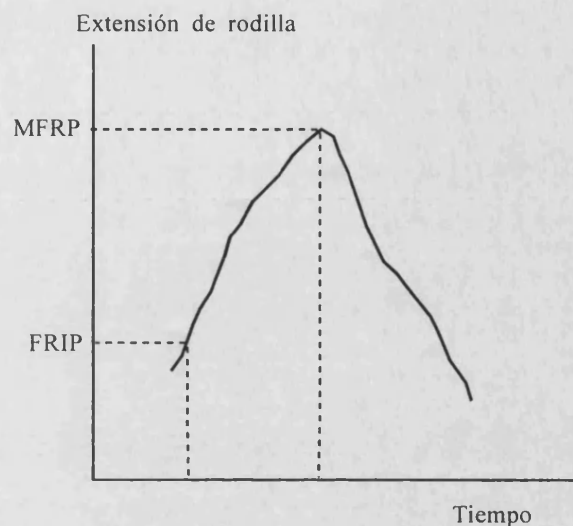


Figura 45. Gráfica temporal para la variable de flexo-extensión de rodilla.

La flexión de rodilla presentó una curva ascendente con un máximo, de manera que los parámetros de interés fueron:

- FRIP: ángulo de flexión de rodilla en el instante de contacto con el suelo.
- MFCP: máximo ángulo de flexión de rodilla.

Los resultados no mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$) para el valor inicial, siendo el valor medio = 24.0 ± 0.4 grados. Las diferencias encontradas entre los modelos analizados para el máximo ángulo de flexión de rodilla fueron estadísticamente significativas ($p < 0.0001$), clasificándose en los cinco grupos que muestra la tabla 103.

Modelo	MFRP (grados)	
	Media ± Error estándar	Grupos
M7	61.7 ± 0.5	1
M5	61.9 ± 0.5	1 2
M1	62.6 ± 0.5	1 2 3
M6	62.7 ± 0.5	1 2 3
M10	63.2 ± 0.5	1 2 3
M8	63.3 ± 0.5	2 3 4
M9	63.8 ± 0.5	3 4
M3	64.8 ± 0.5	4 5
M2	64.9 ± 0.5	5
M4	65.4 ± 0.5	5

Tabla 103. Valor de la flexión máxima de la rodilla para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

- Articulación tibiotarsiana (tobillo): siendo la rotación alrededor del eje transversal el único movimiento posible en esta articulación, la variable analizada fue la flexo-extensión, cuya curva típica (ocurrió en 249 de los 250 ficheros registrados) se inició con una extensión para posteriormente presentar dos máximos de flexión (figura 46).

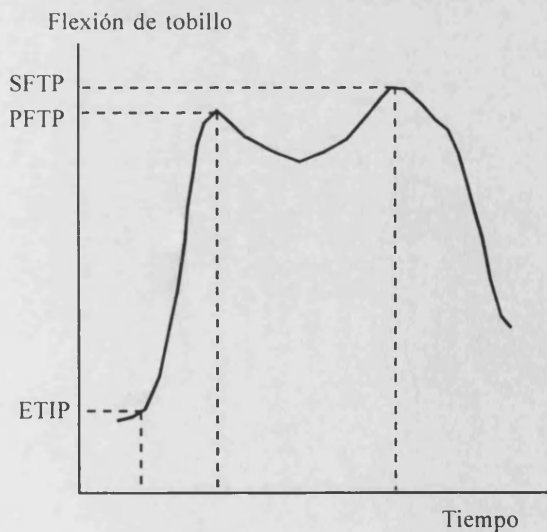


Figura 46. Gráfica temporal para la flexo-extensión del tobillo.

Los parámetros estudiados fueron:

- ETIP: ángulo de extensión de tobillo en el instante de contacto con el suelo.
- PFTP: primer máximo de flexión de tobillo, correspondiente a la fase de aterrizaje.
- SFTP: segundo máximo de flexión de tobillo, correspondiente a la fase de salida.

Modelo	ETIP (grados)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M5	6.3 \pm 1.7	1
M9	7.1 \pm 1.7	1
M6	8.6 \pm 1.7	1 2
M4	12.8 \pm 1.7	2 3
M8	13.2 \pm 1.7	2 3
M3	13.7 \pm 1.7	3
M10	13.8 \pm 1.7	3
M2	14.5 \pm 1.7	3
M1	15.3 \pm 1.7	3
M7	15.5 \pm 1.7	3

Tabla 104. Valor de la extensión inicial del tobillo para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Modelo	PFTP (grados)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M10	19.5 \pm 4.8	1
M4	20.6 \pm 4.8	1
M7	22.3 \pm 4.8	1
M3	22.9 \pm 4.8	1
M1	24.5 \pm 4.8	1
M2	25.4 \pm 4.8	1
M9	26.2 \pm 4.8	1
M8	26.2 \pm 4.8	1
M5	28.9 \pm 4.8	1
M6	39.8 \pm 4.8	2

Tabla 105. Valor del primer máximo de flexión del tobillo para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Modelo	SFTP (grados)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M4	21.7 \pm 4.6	1
M3	22.9 \pm 4.6	1
M10	23.8 \pm 4.6	1
M7	27.3 \pm 4.6	1
M1	27.5 \pm 4.6	1
M2	27.6 \pm 4.6	1
M9	27.7 \pm 4.6	1
M8	28.2 \pm 4.6	1
M5	33.6 \pm 4.6	1
M6	45.4 \pm 4.6	2

Tabla 106. Valor del segundo máximo de flexión del tobillo para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Los resultados mostraron diferencias estadísticamente significativas para las tres variables: $p = 0.0002$, $p = 0.0135$ y $p = 0.0065$ para los valores de extensión inicial, y primer y segundo máximo de flexión respectivamente. Las tablas 104, 105 y 106 presentan los valores obtenidos con cada modelo y los grupos formados.

- Articulación subastragalina: en 249 de los 250 registros realizados fue posible determinar una gráfica temporal de la supinación típica, la cual presentó dos máximos (figura 47). De esta manera los parámetros estudiados fueron:
 - SSIP: ángulo de supinación en el instante de contacto con el suelo.
 - PSSP: primer máximo de supinación.
 - SSSP: segundo máximo de supinación.

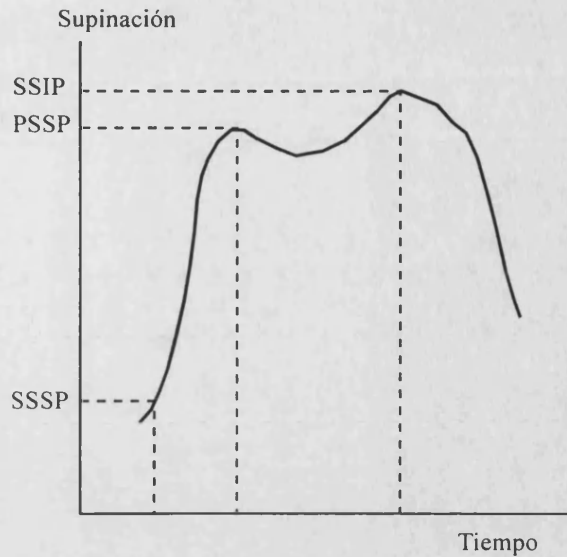


Figura 47. Gráfica temporal de la pronosupinación de la articulación subastragalina.

Los resultados mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.0001$) para las tres variables entre los modelos de calzados analizados. Las tablas 107, 108 y 109, presentan los valores medios para cada modelo, así como las agrupaciones realizadas.

Modelo	SSIP (grados)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M2	12.5 \pm 1.1	1
M8	13.1 \pm 1.1	1 2
M7	14.8 \pm 1.1	1 2 3
M4	15.4 \pm 1.1	1 2 3
M10	16.0 \pm 1.1	2 3
M1	16.7 \pm 1.1	3 4
M9	19.9 \pm 1.1	3 4 5
M3	20.1 \pm 1.1	4 5
M6	21.4 \pm 1.1	5 6
M5	23.6 \pm 1.1	6

Tabla 107. Valor inicial de la supinación en la articulación subastragalina.

Modelo	PSSP (grados)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M2	22.8 \pm 0.7	1
M8	23.7 \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
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 108. Primer máximo de supinación de la articulación subastragalina.

Modelo	SSSP (grados)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M2	26.4 \pm 0.8	1
M10	30.3 \pm 0.8	2
M7	30.4 \pm 0.8	2
M4	30.7 \pm 0.8	2 3
M1	31.6 \pm 0.8	2 3
M8	32.1 \pm 0.8	2 3 4
M3	32.9 \pm 0.8	3 4
M6	34.0 \pm 0.8	4 5
M9	34.1 \pm 0.8	4 5
M5	35.6 \pm 0.8	5

Tabla 109. Segundo máximo de supinación de la articulación subastragalina.

4.2.4.2.- Resultados cinéticos

Las variables cinéticas de los desplazamientos laterales con cambio de sentido fueron registradas mediante una plataforma dinamométrica, almacenadas en un PC y parametrizadas en el programa DINASCAN-IBV v8.0, es decir, el mismo programa con el que se adquirieron los datos. De los diversos datos que permite adquirir el equipo se consideraron relevantes para el presente estudio las componentes vertical y mediolateral

de las fuerzas de reacción del suelo en función del tiempo, así como los impulsos mecánicos de ambas componentes.

- Variables cinéticas de la componente vertical de las fuerzas de reacción. La figura 48 muestra la gráfica temporal de la fuerza vertical, apreciándose dos máximos correspondientes, el primero, a la fase de aterrizaje o toma de contacto con el suelo y, el segundo, a la fase de impulsión o de salida. De esta manera los parámetros de estudio fueron:

- FZ1: primer máximo, correspondiente al impacto entre la zona de las cabezas de los metatarsianos y el suelo, es decir, la fase de aterrizaje.
- TFZ1: instante de tiempo en que se registra FZ1 (utilizado para calcular TFZ2-TFZ1).
- FZ2: segundo máximo, correspondiente a la fase de impulsión o de salida.
- TFZ2: instante de tiempo en que se registra FZ2 (utilizado para calcular TFZ2-TFZ1).
- TFZ2-TFZ1: intervalo de tiempo o “retraso” entre FZ2 y FZ1.
- IMZT: impulso mecánico total.
- IMZA: impulso mecánico correspondiente a la fase de aterrizaje.
- IMZS: impulso mecánico correspondiente a la fase de salida.

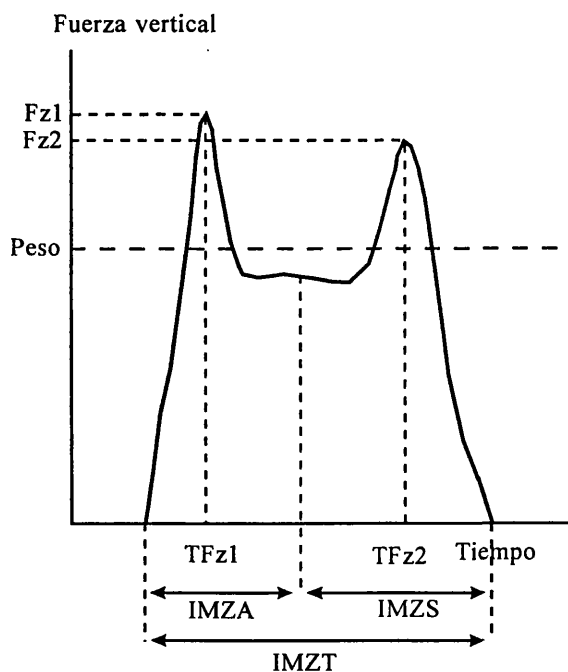


Figura 48. Gráfica temporal de la componente vertical de la fuerza de reacción.

Los resultados obtenidos no mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$) entre los 10 modelos de calzado analizados en el caso de las variables: FZ1, IMZT, IMZA e IMZS. La tabla 110 presenta las medias de estas variables (todos los valores se presentan normalizados con el peso de los tenistas, es decir, que representan tantas veces el peso corporal de éstos).

FZ1	IMZT	IMZA	IMZS
Media \pm error estándar			
1.919 \pm 0.0148	0.721 \pm 0.004	0.075 \pm 0.001	0.144 \pm 0.001

Tabla 110. Valores medios para el primer máximo e impulsos mecánicos total, de aterrizaje y de salida para las fuerzas verticales.

Las variables FZ2 y TFZ2-TFZ1 presentaron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.0004$ y $p = 0.0080$ respectivamente) entre los modelos analizados. Los resultados se presentan en la tablas 111 y 112.

Modelo	FZ2 (valores normalizados con la fuerza peso)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M10	1.56 \pm 0.01	1
M7	1.56 \pm 0.01	1
M3	1.57 \pm 0.01	1 2
M5	1.59 \pm 0.01	1 2 3
M2	1.59 \pm 0.01	1 2 3
M8	1.59 \pm 0.01	1 2 3
M1	1.59 \pm 0.01	1 2 3
M6	1.60 \pm 0.01	2 3
M9	1.61 \pm 0.01	3 4
M4	1.64 \pm 0.01	4

Tabla 111. Valores del segundo máximo de las fuerzas verticales para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Modelo	TFZ2-TFZ1 (segundos)	
	Media \pm error estándar	Grupos
M9	0.34 \pm 0.01	1
M4	0.35 \pm 0.01	1
M3	0.37 \pm 0.01	1 2
M1	0.37 \pm 0.01	1 2
M8	0.38 \pm 0.01	1 2
M2	0.38 \pm 0.01	2
M5	0.38 \pm 0.01	2
M6	0.39 \pm 0.01	2
M7	0.40 \pm 0.01	2
M10	0.40 \pm 0.01	2

Tabla 112. Espacio de tiempo entre los dos máximos de las fuerzas verticales.

- Variables cinéticas de la componente mediolateral de las fuerzas de reacción. La figura 49 muestra la gráfica de la fuerza mediolateral en función del tiempo. Al igual que ocurrió en el caso del componente vertical de las fuerzas de reacción, se aprecian dos máximos correspondientes el primero a la fase de aterrizaje o toma de contacto con el suelo y el segundo a la fase de impulsión o de salida. De esta manera los parámetros de estudio fueron:

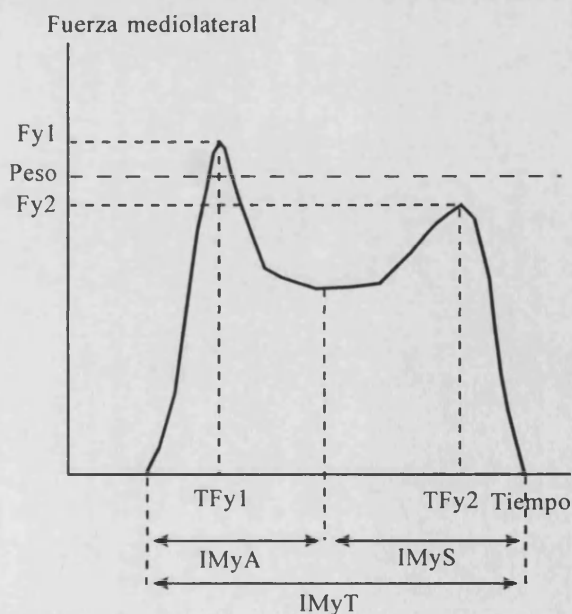


Figura 49. Gráfica temporal de la componente mediolateral de las fuerzas de reacción.

- FY1: primer máximo, correspondiente al impacto entre la zona de las cabezas de los metatarsianos y el suelo, es decir, la fase de aterrizaje.
- TFY1: instante de tiempo en que se registra FY1 (utilizado para calcular TFY2-TFY1).
- FY2: segundo máximo, correspondiente a la fase de impulsión o de salida.
- TFY2: instante de tiempo en que se registra FY2 (utilizado para calcular TFY2-TFY1).
- TFY2-TFY1: intervalo de tiempo o “retraso” entre FY2 y FY1.
- IMYT: impulso mecánico total.
- IMYA: impulso mecánico correspondiente a la fase de aterrizaje.
- IMYS: impulso mecánico correspondiente a la fase de salida.

Los resultados, obtenidos tras realizar el análisis de la varianza, no mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$) entre la muestra de calzados analizada para los parámetros FY1, IMYT, IMYA e IMYS. Los valores medios obtenidos para estas cuatro variables se muestran en la tabla 113 (valores normalizados con la fuerza peso de los tenistas).

FY1	IMYT	IMYA	IMYS
Media \pm error estándar			
1.10 \pm 0.01	0.400 \pm 0.001	0.0404 \pm 0.0009	0.067 \pm 0.001

Tabla 113. Valores medios del primer máximo e impulsos mecánicos total, de aterrizaje y de salida.

Las diferencias detectadas para el segundo máximo y para el espacio de tiempo entre los dos máximos resultaron ser estadísticamente significativas ($p = 0.0326$ y $p = 0.0139$ para FY2 y TFY2-TFY1 respectivamente), tal como muestran las tablas 114 y 115.

Modelo	FY2 (valores normalizados con la fuerza peso)	
	Media \pm error estándar	Grupos
M10	0.87 \pm 0.01	1
M7	0.88 \pm 0.01	1 2
M2	0.88 \pm 0.01	1 2
M5	0.89 \pm 0.01	1 2
M3	0.89 \pm 0.01	1 2
M6	0.90 \pm 0.01	1 2
M1	0.90 \pm 0.01	1 2 3
M9	0.90 \pm 0.01	1 2 3
M8	0.90 \pm 0.01	2 3
M4	0.94 \pm 0.01	3

Tabla 114. Valores del segundo máximo de las fuerzas mediolaterales para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Modelo	TFY2-TFY1 (segundos)	
	Media \pm error estándar	Grupos
M9	0.36 \pm 0.01	1
M4	0.37 \pm 0.01	1 2
M3	0.40 \pm 0.01	1 2 3
M1	0.40 \pm 0.01	1 2 3
M8	0.40 \pm 0.01	2 3
M2	0.40 \pm 0.01	2 3
M6	0.40 \pm 0.01	2 3
M5	0.41 \pm 0.01	3
M7	0.41 \pm 0.01	3
M10	0.43 \pm 0.01	3

Tabla 115. Espacio de tiempo entre los dos máximos de las fuerzas mediolaterales.

4.2.4.3.- Relaciones entre los estudios cinemático y cinético

Analizadas las distintas variables cinemáticas y cinéticas, se procedió a correlacionar aquellas variables “calzado-dependientes”, es decir, aquellas variables cuyos valores medios son afectados por el calzado utilizado. De este modo se pretendió

conocer las relaciones entre las variables cinéticas y cinemáticas que dependen del calzado utilizado, obteniendo así un conocimiento más global del efecto del calzado, para lo que se realizó un análisis de correlaciones paramétricas (Pearson) en la aplicación SPSS.

Las variables calzado-dependientes (presentadas en los puntos anteriores) correlacionadas fueron las que se indican a continuación:

Variabes cinemáticas:

- Flexión inicial en la articulación de la cadera (FCIP).
- Máxima flexión en la articulación de la rodilla (MFRP).
- Extensión inicial en la articulación del tobillo (FTIP).
- Primer máximo de flexión en la articulación del tobillo (PFTP).
- Segundo máximo de flexión en la articulación del tobillo (SFTP).
- Supinación inicial en la articulación subastragalina (SSIP).
- Primer máximo de supinación en la articulación subastragalina (PSSP).
- Segundo máximo de supinación en la articulación subastragalina (SSSP).

Variabes cinéticas:

- Segundo máximo del componente vertical de las fuerzas de reacción (FZ2).
- Espacio de tiempo entre el primer y el segundo máximo del componente vertical de las fuerzas de reacción (TFZ2-TFZ1).
- Segundo máximo del componente mediolateral de las fuerzas de reacción (FY2).
- Espacio de tiempo entre el primer y el segundo máximo del componente mediolateral de las fuerzas de reacción (TFY2-TFY1).

Estos resultados presentados en la tabla 116 muestran un gran número de correlaciones estadísticamente significativas, si bien la mayoría presentan unos coeficientes de regresión bajos (Las correlaciones más intensas se presentan en negrita).

	FCIP	MFRP	ETIP	PFTP	SFTP	SSIP	PSSP	SSSP
FZ2	r = - 0.1328 p = 0.019	r = - 0.1699 p = 0.006	r = 0.2269 p < 0.001	r = - 0.1622 p = 0.006	r = -0.2137 p < 0.001	p > 0.05	r = - 0.1224 p = 0.028	r = - 0.1720 p = 0.004
TFZ2-TFZ1	r = - 0.5463 p < 0.001	r = - 0.1293 p = 0.022	r = - 0.3118 p < 0.001	r = -0.1293 p = 0.022	p > 0.05	r = 0.3113 p < 0.001	r = 0.4021 p < 0.001	r = 0.1397 p = 0.015
FY2	r = 0.4637 p < 0.001	r = 0.5342 p < 0.001	r = 0.3575 p < 0.001	p > 0.05	p > 0.05	r = - 0.3575 p < 0.001	r = -0.4317 p < 0.001	r = - 0.2282 p < 0.001
TFY2-TFY1	r = - 0.5580 p < 0.001	r = - 0.6759 p < 0.001	r = - 0.2765 p < 0.001	r = - 0.1228 p = 0.028	p > 0.05	r = 0.2901 p < 0.001	r = 0.3787 p < 0.001	r = 0.1420 p = 0.013

Tabla 116. Correlaciones entre variables cinéticas y cinemáticas calzado-dependientes.

A continuación se explican las asociaciones más importantes:

- Correlaciones del segundo máximo del componente vertical de las fuerzas de reacción (FZ2). La tabla 116 muestra cómo esta variable no presenta asociaciones intensas con ninguna de las variables cinemáticas.
- Correlaciones del segundo máximo del componente mediolateral de las fuerzas de reacción (FY2). Presenta asociaciones importantes con tres variables cinemáticas:
 - correlación positiva con los valores de flexión inicial de cadera (FCIP) y el máximo de flexión de rodilla (MFRP).
 - correlación negativa con el primer máximo de supinación (PSSP).

Dado que en el gesto analizado el segundo máximo del componente mediolateral corresponde a la fase de salida o impulsión, de manera que mayores niveles de fuerza implican una salida más rápida, resulta razonable asumir que aquellas variables cinemáticas fuertemente asociadas a esta variable pueden ser consideradas variables de rendimiento. Desde este punto de vista, se puede concluir que aquellos desplazamientos laterales que incluyen una parada y un cambio de sentido, se consiguen mayores niveles en el componente mediolateral de las fuerzas de reacción cuando el calzado controla (limita) el movimiento de supinación y como adaptación a ello se produce una mayor flexión en la articulación de la rodilla y una flexión inicial menor en la cadera.

-
- Correlaciones del intervalo de tiempo (retraso) entre los máximos de fuerzas verticales (TFZ2-TFZ1). Presenta una correlación negativa con la flexión inicial de la cadera, mientras que presenta una correlación positiva con el primer máximo de supinación. Dado que un menor retraso entre los dos máximos de la fuerza vertical implica menos tiempo de apoyo y, por lo tanto, una ejecución más rápida del gesto, se puede concluir que aquellos calzados que controlan (limitan) el primer máximo de supinación y provocan una flexión inicial de la cadera menor disminuyen el retraso entre los dos máximos de la fuerza vertical, lo que puede ser considerado como un criterio de eficacia o mejora del rendimiento.
 - Correlaciones del intervalo de tiempo (retraso) entre los dos máximos de la fuerza mediolateral ((TFZ2-TFZ1): presenta correlaciones negativas con la flexión inicial de cadera y con el máximo de flexión de rodilla, por lo que si el criterio de rendimiento es disminuir el retraso entre los dos máximos de la fuerza mediolateral, se puede concluir que aquellos calzados que inducen a un mayor grado de flexión máxima en la rodilla y a un mayor grado de flexión inicial en la cadera disminuyen el retraso entre los dos máximos de la fuerza mediolateral.

4.2.5.- RESULTADOS DEL ESTUDIO DEL GIRO

Al igual que los dos gestos anteriormente estudiados, los giros o cambios en la dirección del desplazamiento del tenista, son uno de los patrones motores más frecuentemente utilizados en el juego del tenis, por lo que el objeto del presente estudio fue analizar hasta qué punto el calzado técnico deportivo para tenis influye en la técnica y en las sollicitaciones mecánicas actuantes entre la pista de juego y el tenista durante la realización de este tipo de desplazamientos.

Para poder llevar a cabo el estudio se estandarizó un giro de 45° con salida final de manera que fuera lo más repetible posible durante todo el ensayo y, para registrar las variables de interés, se utilizaron dos instrumentos de medida: una plataforma dinamométrica y un sistema de fotogrametría-vídeo 3D conectados a sus respectivos PCs (ver el apartado correspondiente del material y métodos).

De manera similar al estudio de las paradas laterales, las variables cinemáticas y cinéticas de interés fueron estudiadas interpretando la gráfica de su función temporal y buscando un patrón de parametrización que se repitiese en más del 90% de los casos. Posteriormente, se parametrizaron las gráficas de cada variable de interés, almacenando los valores de parametrización en forma de una nueva variable con la que se realizó el tratamiento estadístico final, el cual consistió en un análisis de la varianza (ANOVA) considerando las variables sujeto y los calzados como factores, fijándose un nivel de significación de 0.05 y realizándose un análisis post hoc con el método LSD con el objeto de clasificar los modelos en grupos estadísticamente diferenciados. Con aquellas variables cinemáticas y cinéticas “calzado-dependientes” se realizó un análisis de correlaciones paramétricas (Pearson) con el objeto de conocer sus relaciones.

En los siguientes apartados se describen las variables cinemáticas y cinéticas analizadas, los parámetros extraídos de éstas, los resultados estadísticamente

significativos obtenidos tras su análisis y las relaciones existentes entre los dos tipos de variables estudiadas.

4.2.5.1.- Resultados cinemáticos

Al igual que en el estudio de la parada lateral con cambio de sentido, las variables cinemáticas de interés en el presente estudio fueron los movimientos angulares de las articulaciones del miembro inferior. Los 250 ficheros de datos fueron tratados en el programa FOTOGRAF-IBV v8.0 para obtener las coordenadas tridimensionales que, tras ser suavizadas mediante funciones spline de 5º orden por el método GCV, fueron exportadas en código ASCII hasta una aplicación MATLAB en la que se extrajeron los parámetros de interés. A continuación, se presentan los resultados obtenidos para las diferentes articulaciones desde las más alejadas a las más próximas al pie.

- Articulación coxo-femoral (cadera): se analizaron las gráficas temporales de flexo-extensión, de abducción-aducción y de rotación interna-externa, pero únicamente la variable de flexo-extensión presentó un patrón repetible en más del 90% de los casos (concretamente 242 de las 250 paradas registradas). Dicho patrón presentó una curva ascendente con un valor de flexión máximo (figura 50).

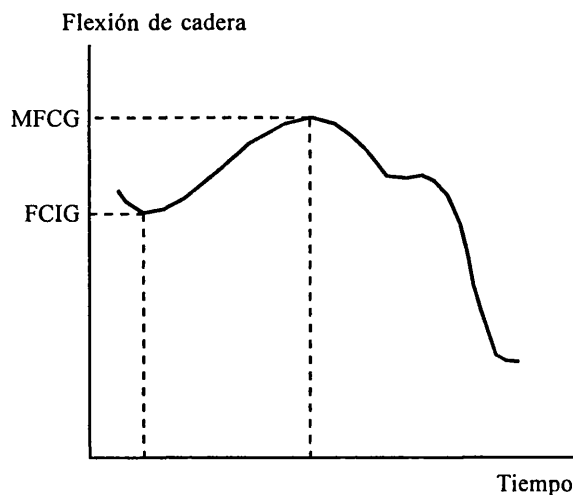


Figura 50. Gráfica temporal de la flexión de la cadera.

Los parámetros analizados fueron los siguientes:

- FCIG: ángulo de flexión de cadera en el instante de inicio del movimiento.
- MFCG: máximo ángulo de flexión de cadera.

Los resultados obtenidos tras el tratamiento estadístico no mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$) para ninguno de las dos variables estudiadas, si bien en el máximo ángulo de flexión el resultado estuvo cerca de la significación estadística ($p = 0.0606$). La tabla 117 presenta el valor medio para ambas variables.

FCIG	MFCG
Media \pm error estándar (grados)	
9.06 \pm 0.78	23.6 \pm 1.9

Tabla 117. Valores medios para los valores inicial y máximo de flexión de cadera.

- Articulación de la rodilla: se analizaron los movimientos de flexo-extensión y de rotación interna-externa de la tibia, encontrándose un patrón típico que se repitió en 229 de los 250 giros filmados. Las figuras 51 y 52 muestran estos dos patrones.

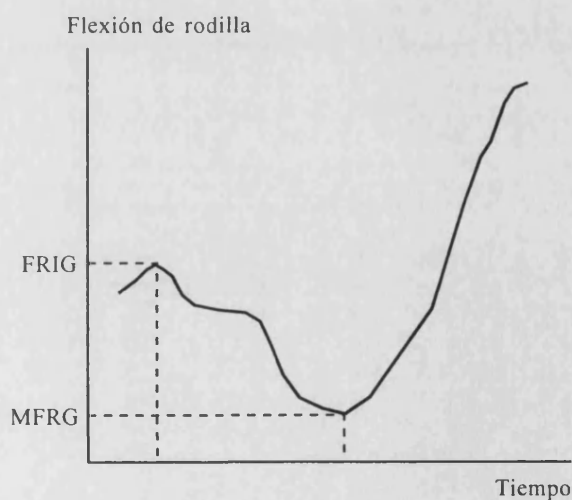


Figura 51. Gráfica temporal de la flexión de rodilla.

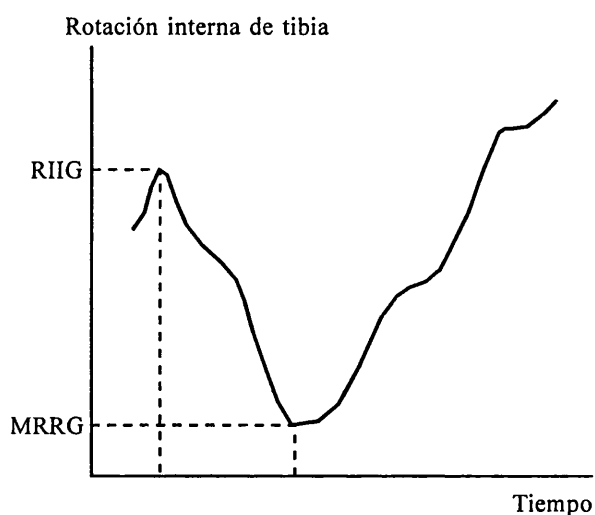


Figura 52. Gráfica temporal de la rotación de rodilla.

- La flexión de rodilla presentó una curva ascendente con un máximo (fig. 51), de manera que los parámetros de interés fueron:

- FRIG: ángulo de flexión de rodilla en el instante de inicio del movimiento.
- MFCG: máximo ángulo de flexión de rodilla.

Los resultados no mostraron diferencias estadísticamente significativas para el máximo ángulo de flexión ($p > 0.05$), siendo el valor medio = 18.71 ± 1.2 grados. Las diferencias encontradas entre los 10 modelos analizados para el ángulo de flexión en el instante de inicio del movimiento fueron estadísticamente significativas ($p = 0.0005$), siendo los valores para cada modelo y los grupos formados los que muestra la tabla 118.

Modelo	FRIG: media \pm error estándar (grados)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M10	14.0 \pm 0.7	1
M5	14.5 \pm 0.7	1 2
M7	15.1 \pm 0.7	1 2 3
M8	15.8 \pm 0.7	1 2 3
M2	16.2 \pm 0.7	1 2 3
M1	16.3 \pm 0.7	2 3
M6	16.3 \pm 0.7	2 3
M4	16.6 \pm 0.7	2 3
M3	16.7 \pm 0.7	3
M9	19.4 \pm 0.7	3

Tabla 118. Valores medios de flexión inicial de la rodilla para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

- La rotación interna de rodilla presentó una curva descendente con un mínimo (fig. 48), de manera que los parámetros de interés fueron:

- RRIG: ángulo de rotación interna de rodilla en el instante de inicio del movimiento.
- MRRG: mínimo ángulo de rotación interna de rodilla.

Los resultados no mostraron diferencias estadísticamente significativas para el mínimo ángulo de rotación interna ($p > 0.05$ para el ANOVA), siendo su media = 2.4 \pm 0.8 grados. Las diferencias encontradas entre los modelos de calzados analizados para el ángulo de rotación interna en el instante de inicio del movimiento fueron estadísticamente significativos ($p = 0.0194$), obteniéndose los valores y grupos indicados por la tabla 119.

Modelo	RRIG: media \pm error estándar (grados)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M2	23.2 \pm 0.9	1
M6	23.8 \pm 0.9	1 2
M10	25.2 \pm 0.9	1 2 3
M8	25.3 \pm 0.9	1 2 3
M9	26.1 \pm 0.9	2 3
M3	26.2 \pm 0.9	2 3
M4	26.4 \pm 1.0	2 3
M5	26.8 \pm 0.9	3
M1	26.9 \pm 0.9	3
M7	27.4 \pm 0.9	3

Tabla 119. Valores medios para la rotación interna inicial de la rodilla para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

- Articulación tibiotalariana (tobillo): la variable de flexo-extensión presentó un patrón que se repitió en 245 de los 250 ficheros registrados. Dicho patrón consistió en una curva ascendente con un máximo (figura 53).

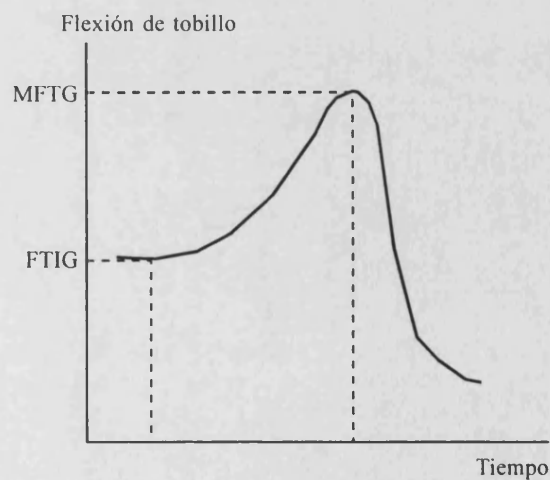


Figura 53. Gráfica temporal de la flexión de tobillo.

Los parámetros estudiados fueron:

- FTIG: ángulo de flexión de tobillo en el instante de inicio del movimiento.
- MFTG: valor máximo de flexión de tobillo.

Los resultados no mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p > 0.05$) para ninguna de las dos variables estudiadas. La tabla 120 presenta los valores medios para estas dos variables.

FTIG	MFTG
Media \pm error estándar (grados)	
11.1 \pm 3.8	19.4 \pm 2.4

Tabla 120. Valores medios para la flexión inicial y máxima de tobillo.

- Articulación subastragalina: la gráfica temporal de la supinación presentó una curva típica (en 238 de los 250 giros filmados) ascendente con un valor de supinación máximo (figura 54).

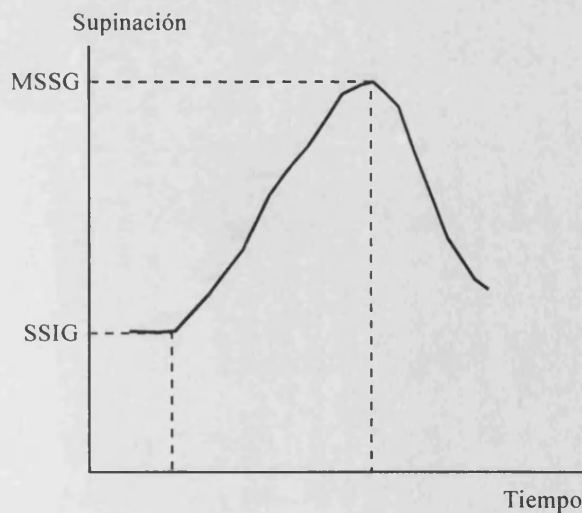


Figura 54. Gráfica temporal para la supinación de la subastragalina.

De esta manera los parámetros estudiados fueron:

- SSIG: ángulo de supinación en el instante de inicio del movimiento.
- MSSG: máximo ángulo de supinación.

Modelo	SSIG (grados)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M4	-0.03 \pm 0.94	1
M2	1.03 \pm 0.96	1 2
M8	1.91 \pm 0.94	1 2
M10	1.97 \pm 0.94	1 2
M7	3.11 \pm 0.94	2 3
M9	3.40 \pm 0.94	2 3
M1	4.65 \pm 0.94	3
M3	5.82 \pm 0.94	3
M6	9.03 \pm 0.94	4
M5	9.22 \pm 0.94	4

Tabla 121. Valores medios de supinación inicial para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

Modelo	MSSG (grados)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M4	20.4 \pm 1.3	1
M9	20.8 \pm 1.3	1
M2	20.9 \pm 1.3	1
M7	21.2 \pm 1.3	1
M10	22.6 \pm 1.3	1 2
M1	23.3 \pm 1.3	1 2
M8	25.5 \pm 1.3	2 3
M3	26.2 \pm 1.3	2 3
M6	28.0 \pm 1.3	3
M5	28.9 \pm 1.3	3

Tabla 122. Valores medios para el primer máximo de supinación para la muestra de calzados analizada y grupos formados

Los resultados mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.0001$) para ambas variables entre los modelos de calzados analizados. Las tablas 121 y 122 presentan estas diferencias.

4.2.5.2.- Resultados cinéticos

Las variables cinéticas de los cambios de dirección fueron registradas mediante una plataforma dinamométrica, los ficheros de datos fueron almacenados en un PC y posteriormente parametrizados con el programa DINASCAN-IBV v8.0, es decir, el mismo programa con el que se realizó la adquisición de los datos. De los diversos datos que permite adquirir el equipo se consideraron relevantes para el presente estudio las tres componentes de las fuerzas de reacción del suelo (fuerzas mediolaterales, anteroposteriores y verticales) y los pares torsores responsables del giro en función del tiempo.

- Componente vertical de las fuerzas de reacción: La figura 55 muestra la curva típica de la fuerza vertical/tiempo (en 247 de los giros registrados); se aprecia una curva ascendente con un único máximo, de manera que fue éste el parámetro de estudio.

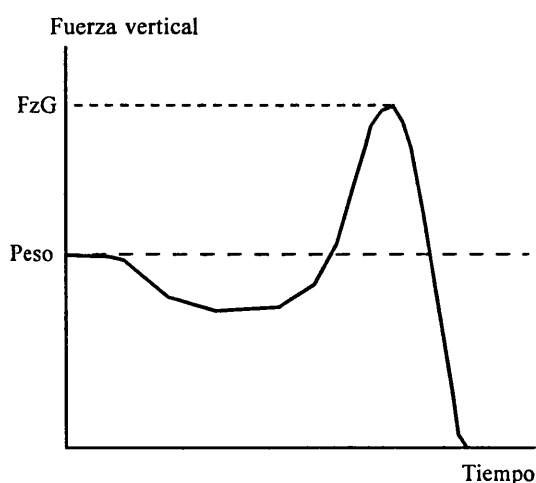


Figura 55. Gráfica temporal de la componente vertical de las fuerzas de reacción.

- FZG, valor máximo de la componente vertical de las fuerzas de reacción.

Los resultados obtenidos mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.001$ para el ANOVA) entre los modelos de calzado analizados, agrupándose tal como presenta la tabla 123 (todos los valores se presentan normalizados con el peso de los tenistas, es decir, que representan tantas veces el peso corporal de éstos).

Modelo	FZG (valores normalizados con la fuerza peso)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M8	1.56 \pm 0.02	1
M9	1.63 \pm 0.02	2
M5	1.64 \pm 0.02	2 3
M6	1.64 \pm 0.02	2 3 4
M7	1.65 \pm 0.02	2 3 4
M1	1.66 \pm 0.02	2 3 4 5
M3	1.67 \pm 0.02	2 3 4 5
M2	1.68 \pm 0.02	3 4 5
M10	1.68 \pm 0.02	4 5
M4	1.70 \pm 0.02	5

Tabla 123. Valores medios para la componente vertical de la fuerza de reacción de la muestra de 3 calzados analizada y grupos formados.

- Componente mediolateral de las fuerzas de reacción: La figura 56 muestra la gráfica temporal típica de la fuerza mediolateral que ocurrió en 247 de los 250 ficheros registrados. Al igual que ocurrió en el caso del componente vertical de las fuerzas de reacción, se aprecia un único máximo.

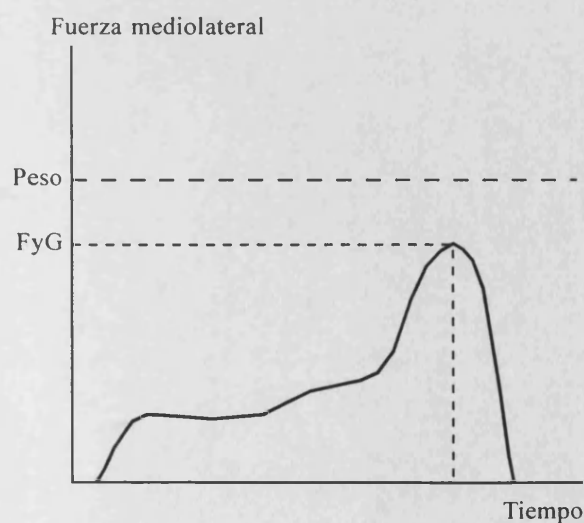


Figura 56. Gráfica temporal de la componente mediolateral de las fuerzas de reacción.

El parámetro seleccionado para el estudio fue:

- FYG: máximo de la componente mediolateral de las fuerzas de reacción.

Modelo	FYG (valores normalizados con la fuerza peso)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M9	0.717 \pm 0.008	1
M8	0.721 \pm 0.008	1 2
M7	0.734 \pm 0.008	1 2 3
M5	0.744 \pm 0.008	2 3
M2	0.747 \pm 0.008	3 4
M3	0.750 \pm 0.008	3 4 5
M6	0.753 \pm 0.008	3 4 5
M1	0.769 \pm 0.008	4 5
M4	0.771 \pm 0.008	4 5
M10	0.772 \pm 0.008	5

Tabla 124. Valores medios para la componente mediolateral de las fuerzas de reacción de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

La tabla 124 presenta las diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.0001$ para el ANOVA) detectadas entre los modelos de calzado de la muestra analizada.

- Componente anteroposterior de las fuerzas de reacción: La figura 57 muestra la gráfica temporal típica de la fuerza anteroposterior, la cual presentó un único máximo.

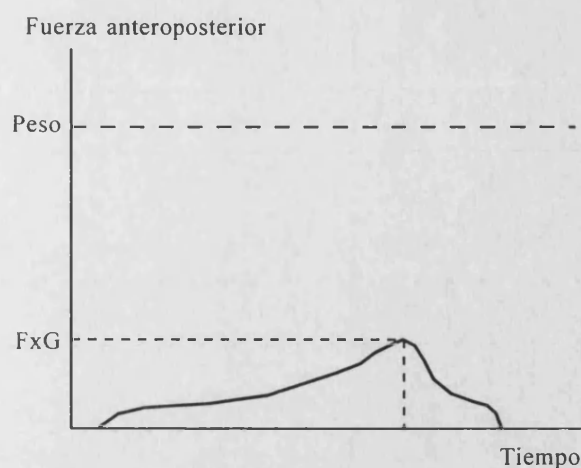


Figura 57. Gráfica de la componente anteroposterior de las fuerzas de reacción.

El parámetro de estudio fue:

- FXG: máximo de la componente anteroposterior de las fuerzas de reacción.

Los resultados mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.0054$) entre los modelos de calzado de la muestra analizada, clasificados según muestra la tabla 125.

Modelo	FXG (valores normalizados con la fuerza peso)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M2	0.252 \pm 0.006	1
M8	0.262 \pm 0.006	1 2
M7	0.264 \pm 0.006	1 2 3
M9	0.265 \pm 0.006	1 2 3
M3	0.266 \pm 0.006	1 2 3
M4	0.269 \pm 0.006	2 3
M1	0.272 \pm 0.006	2 3 4
M6	0.274 \pm 0.006	2 3 4
M10	0.279 \pm 0.006	3 4
M5	0.285 \pm 0.006	4

Tabla 125. Valores medios de la componente anteroposterior de la fuerza de reacción de la muestra de calzados analizada y grupos formados.

- Momentos de fuerza. La figura 58 muestra la gráfica temporal típica del par torsor que fue posible determinar en 247 de los 250 registros; se aprecia un valor mínimo y otro máximo.

Analizada la gráfica anterior se seleccionaron los siguientes parámetros:

- MIMF: mínimo momento de fuerza, correspondiente al contramovimiento.
- MAMF: máximo momento de fuerza, correspondiente a la fase de impulsión o salida.

Los resultados mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.0001$) entre los modelos analizados para el mínimo momento de fuerza, pero no se detectaron diferencias para el valor máximo ($p > 0.05$), siendo el valor medio = 23.58 ± 7.02 Nm. La tabla 127 muestra los valores para el mínimo momento de fuerza de los 10 modelos de calzado analizados y los grupos formados.

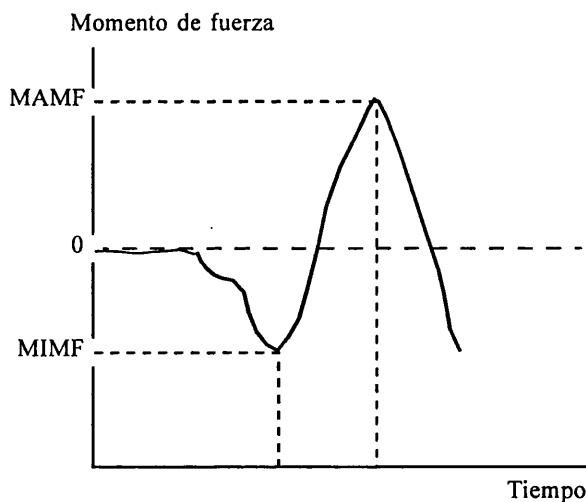


Figura 58. Gráfica temporal de los momentos de fuerza.

Modelo	MIMF (Nm)	
	Media \pm Error estándar	Grupos
M8	-16.4 \pm 0.8	1
M7	-11.4 \pm 0.8	2
M6	-11.2 \pm 0.8	2
M4	-10.0 \pm 0.8	2 3
M5	-9.9 \pm 0.8	2 3
M9	-9.9 \pm 0.8	2 3
M3	-8.6 \pm 0.8	3 4
M2	-8.4 \pm 0.8	3 4
M1	-7.7 \pm 0.8	3 4
M10	-7.5 \pm 0.8	4

Tabla 127. Valores medios del mínimo momento de fuerza para la muestra de calzados analizada y grupos formados.

4.2.4.3.- Relación entre las variables cinemáticas y cinéticas

Analizadas las distintas variables cinemáticas y cinéticas, se procedió a correlacionar aquellas variables “calzado-dependientes”, es decir, aquellas variables cuyos valores medios son afectados por los distintos modelos de calzados utilizados en el estudio. De este modo se pretendió conocer las relaciones entre las variables cinéticas y cinemáticas que dependen del calzado utilizado, obteniendo así un conocimiento más global del efecto del calzado. Para ello se realizó un análisis de correlaciones paramétricas (Pearson) en la aplicación SPSS.

Las variables calzado-dependientes correlacionadas (presentadas en los puntos anteriores) fueron las que se indican a continuación:

Variables cinemáticas:

- Flexión inicial en la articulación de la rodilla (FRIG).
- Rotación interna inicial en la articulación de la rodilla (RRIG).
- Supinación inicial (SSIG).
- Máximo de supinación (MSSG).

Variables cinéticas:

- Máximo del componente vertical de las fuerzas de reacción (FZG).
- Máximo del componente mediolateral de las fuerzas de reacción (FYG).
- Máximo del componente anteroposterior de las fuerzas de reacción (FXG).
- Mínimo del momento de fuerza (MIMF).

Estos resultados presentados en la tabla 127 muestran un gran número de correlaciones estadísticamente significativas (las asociaciones más importante se presentan en negrita).

	FRIG	RRIG	SSIG	MSSG
FZG	r = 0.3220 p < 0.001	r = - 0.6036 p < 0.001	r = - 0.2312 p < 0.001	r = 0.2037 p = 0.001
FYG	r = - 0.3229 p < 0.001	r = 0.5709 p < 0.001	r = 0.2017 p = 0.001	p > 0.05
FXG	p > 0.05	r = - 0.2103 p < 0.001	r = 0.3995 p < 0.001	r = 0.1377 p = 0.016
MIMF	r = 0.2836 p < 0.001	p > 0.05	r = - 0.1077 p = 0.047	p > 0.05

Tabla 127. Tabla de correlaciones entre las variables cinéticas y cinemáticas calzado-dependientes.

A continuación se explican las asociaciones más importantes detectadas:

- Correlaciones del máximo de las fuerzas verticales (FZG): preseta la asociación más importante con la rotación interna inicial de la articulación de la rodilla. Se trata de una correlación negativa lo que indica que se consiguen valores altos en el máximo del componente vertical de las fuerzas de reacción cuando la rotación interna inicial de la rodilla es pequeña.
- Correlaciones del máximo de las fuerzas mediolaterales (FYG): la correlación más importante es con la rotación interna de la rodilla. Se trata de una correlación positiva lo que indica que valores altos en el máximo del componente mediolateral de las

fuerzas de reacción se consiguen cuando la rotación interna inicial de la rodilla es grande.

- Correlaciones del máximo de las fuerzas anteroposteriores (FXG): presenta correlaciones con la rotación interna inicial de la rodilla, con la supinación inicial y con el máximo de supinación, pero en ninguno de los tres casos existe una asociación intensa.
- Correlaciones del mínimo del par torsor (MIMF): únicamente está correlacionado con los valores iniciales de flexión de rodilla y de supinación de la subastragalina, pero en ninguno de los dos casos existe una asociación intensa.

De las relaciones encontradas entre las variables cinemáticas y cinéticas calzado-dependientes podría concluirse que existen dos estrategias para desplazarse mediante un giro; por un lado, cuando la rotación inicial de rodilla es pequeña se emplean grandes fuerzas verticales y pequeñas fuerzas mediolaterales, lo que puede considerarse como una técnica de bajo rendimiento; por el contrario, cuando se parte con una rotación interna mayor disminuyen las fuerzas verticales y aumentan las mediolaterales, lo que puede considerarse como una técnica más eficaz.

4.3.6.- RESULTADOS DEL ESTUDIO DE RENDIMIENTO EN CARRERA CON OBSTÁCULOS

En el presente estudio participaron 6 tenistas, cada uno de los cuales probó 2 veces cada modelo de calzado estudiado sobre el circuito de la figura 36. La variable estudiada ha sido el tiempo empleado en completar dicho circuito, pero además se registró una valoración subjetiva sobre la adecuación funcional de cada modelo a la tarea propuesta.

A continuación, se exponen los resultados obtenidos tras el tratamiento estadístico de los datos recabados. En primer lugar de la variable cinemática, posteriormente de la variable subjetiva y, finalmente, se analiza la posible relación entre ambas variables.

4.3.6.1.- Resultados de la variable cinemática

Con la variable “tiempo empleado” se realizó un análisis de la varianza (ANOVA) con cada calzado y sujeto como factores, fijándose el nivel de significación en 0.05 y realizándose un análisis post hoc con el método LSD para clasificar en grupos de modelos diferenciados.

Los resultados obtenidos muestran diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.0001$) en los tiempos medios registrados, agrupándose en los cuatro grupos que muestra la tabla 128.

Modelo	Tiempo (media \pm error estándar)	Grupos
M1	8.055 \pm 0.033	1
M7	8.114 \pm 0.033	1 2
M9	8.123 \pm 0.033	1 2
M4	8.134 \pm 0.033	1 2 3
M5	8.171 \pm 0.033	2 3
M6	8.188 \pm 0.033	2 3
M10	8.203 \pm 0.033	2 3
M2	8.221 \pm 0.033	3
M8	8.432 \pm 0.033	4
M3	8.483 \pm 0.033	4

Tabla 128. Tiempos para cada uno de los calzados de la muestra analizada y grupos formados.

4.3.6.2.- Resultados de la variable subjetiva.

Del mismo modo que para la variable cinemática, se realizó un análisis de la varianza para las puntuaciones otorgadas por los tenistas a los 10 modelos de calzado analizados, pero en este caso de tipo no paramétrico (test de Kruskal-Wallis o prueba H) utilizando una escala de tipo Likert con 5 niveles.

Los resultados muestran diferencias estadísticamente significativas ($p = 0.0001$) entre los 10 modelos de calzados analizados. La tabla 129 presenta estos resultados ordenados de mayor (mejor valoradas) a menor puntuación (peor valoradas) obtenida.

Modelo	Puntuación (media \pm error estándar)
M10	4.2 \pm 0.9
M6	4.0 \pm 0.0
M4	3.8 \pm 0.9
M9	3.7 \pm 0.5
M5	3.5 \pm 1.0
M1	3.2 \pm 0.4
M7	3.2 \pm 0.7
M2	2.8 \pm 0.9
M3	2.2 \pm 0.4
M8	1.5 \pm 0.5

Tabla 129. Puntuaciones otorgadas a cada uno de los calzados de la muestra analizada.

4.3.6.3.- Relación entre las variables cinemática y de valoración subjetiva

Con el propósito de conocer si los resultados de la valoración de carácter subjetivo coinciden con los resultados de la variable cinemática se realizó un análisis correlacional de tipo no paramétrico (Spearman).

Los resultados muestran una correlación estadísticamente significativa ($r = 0.6445$, $p = 0.007$), lo que indica que los tenistas son capaces de predecir qué modelos están mejor adaptados funcionalmente a la tarea propuesta.

4.2.7.- RESULTADOS DEL ANÁLISIS CONJUNTO

Para realizar el análisis conjunto de los resultados se exportaron los resultados obtenidos para todas las variables calzado-dependientes desde la base de datos creada en la aplicación ACCES v2.0 hasta la aplicación SPSS, donde se realizó el tratamiento estadístico, consistente en correlaciones paramétricas (Pearson) entre aquellas variables numéricas y correlaciones no paramétricas (Spearman) cuando alguna de las variables era ordinal.

Se correlacionaron variables de los estudios de confort en laboratorio, de caracterización mecánica y estudios con sujetos, analizándose aspectos relacionados con la amortiguación de impactos, la fricción suela-pavimento y el rendimiento motor. No obstante, hay que tener en cuenta la baja potencia de test en aquellas correlaciones efectuadas con las variables mecánicas, de confort y de rendimiento, puesto que solo se disponía de 10 parejas de datos (ver apartado 3.2.7.).

4.2.7.1.- Análisis conjunto de la amortiguación

Se analizaron dos aspectos de interés:

- Resultados medidos con máquinas y con sujetos: se correlacionaron los resultados obtenidos para la tangente de pérdidas y para la rigidez con la máquina universal de ensayos mecánicos Instron 8501, con los picos de fuerza, aceleraciones y coeficientes de transmisión calzado-dependientes obtenidos en el estudio del salto con sujetos.

Los resultados no mostraron ninguna asociación importante ($p > 0.05$) entre las variables correlacionadas.

- Efectos sobre el confort general: las variables de amortiguación medidas con la máquina universal de ensayos mecánicos Instron 8501 y las del estudio del salto (ambas variables de tipo numérico) se correlacionaron con la variable de confort general (variable de tipo ordinal) mediante correlaciones de tipo no paramétrico (Spearman).

Ninguna de las variables presentó una correlación estadísticamente significativa ($p > 0.05$),.

4.2.7.2.- Análisis conjunto de la fricción suela-pavimento

De igual manera que el análisis conjunto de la amortiguación, se analizaron dos aspectos de interés:

- Resultados obtenidos con máquinas y con sujetos: se correlacionaron los resultados obtenidos con las máquinas de fricción longitudinal-IBV y de fricción rotacional-IBV con las variables cinéticas calzado-dependientes de los estudios con sujetos de la parada lateral con cambio de dirección y del giro.

Ninguna de las correlaciones efectuadas resultó ser estadísticamente significativa ($p > 0.05$), si bien el coeficiente de fricción longitudinal a 0.25m/s estuvo cerca de la significación estadística ($r = -0.53$ y $p = 0.054$) con el máximo de la fuerza anteroposterior en el giro (FXG) y el coeficiente de fricción longitudinal a 0.50m/s estuvo cerca de la significación estadística ($r = -0.51$ y $p = 0.064$) con el mínimo del momento de fuerza en el giro (MIMF).

- Efectos sobre el confort general: las variables cinéticas calzado-dependientes medidas en máquinas y con sujetos (variables numéricas) se correlacionaron con la variable de confort general (variable de tipo ordinal) mediante correlaciones de tipo no paramétrico (Spearman).

Únicamente el coeficiente de fricción cinético rotacional a 300°/s presentó una asociación estadísticamente significativa con el confort general ($r = -0.6093$ y $p = 0.031$), lo que parece indicar que aquellos modelos que presentan un alto coeficiente de rozamiento rotacional a altas velocidades afectan negativamente en el confort general percibido por el tenista.

4.2.7.3.- Análisis conjunto del rendimiento

Se analizó el posible efecto de tres aspectos de interés sobre el rendimiento motor:

- Efecto de la amortiguación: se correlacionaron los resultados obtenidos en la prueba de rendimiento motor con los resultados obtenidos con la máquina de ensayos mecánicos Instron 8501 y en el estudio del salto.

Los resultados no mostraron ninguna correlación estadísticamente significativa ($p > 0.05$).

- Efecto de la fricción: se correlacionaron los resultados obtenidos en la prueba de rendimiento motor con los resultados obtenidos con las máquinas de fricción-IBV, de fricción longitudinal y rotacional, y los estudios con sujetos de la parada lateral con cambio de sentido y del giro.

Los resultados mostraron una correlación positiva entre el rendimiento motor y el coeficiente de rotación a 150°/s ($r = 0.8715$ y $p = 0.001$) lo que parece indicar que el rendimiento motor para el test realizado es dependiente del coeficiente de rotación de la suela para giros a velocidades medias.

- Efecto del confort: se correlacionaron los resultados obtenidos en la prueba de rendimiento motor (variable numérica) y la valoración subjetiva sobre la adecuación

funcional a la tarea (variable ordinal) con los resultados del confort general (variable ordinal) mediante correlaciones de tipo no paramétrico (Spearman).

Los resultados no mostraron correlaciones estadísticamente significativas ($p > 0.05$).

5.1.- Análisis de los resultados de los estudios horizontales.....	273
5.1.1.- Aspectos relacionados con las características de los tenistas, del pavimento y del calzado utilizado, y de las preferencias y los criterios de compra.....	273
5.1.2.- Aspectos epidemiológicos.....	277
5.1.3.- Aspectos relacionados con el confort del calzado.....	280
5.2.- Análisis de los resultados de los estudios biomecánicos.....	284
5.2.1.- Análisis del confort.....	284
5.2.2.- Análisis de la caracterización mecánica.....	284
5.2.3.- Análisis del salto.....	288
5.2.4.- Análisis de la parada lateral con cambio de sentido.....	289
2.5.5.- Análisis del giro.....	292
5.2.6.- Análisis del rendimiento motor.....	293

5.- DISCUSIÓN

A continuación se discuten los resultados de los trabajos realizados, comparándolos con los obtenidos con otros autores y analizando su posible implicación en la práctica del tenis. En primer lugar, se discuten los resultados de los estudios horizontales y, a continuación, los resultados de los estudios biomecánicos.

5.1.- ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE LOS ESTUDIOS HORIZONTALES

De los estudios horizontales se analizan y discuten aspectos que han sido agrupados en tres puntos:

- Aspectos relacionados con las características de los/as tenistas, del pavimento y del calzado utilizado, y de las preferencias y los criterios de compra de éstos,
- aspectos epidemiológicos y
- aspectos relativos al confort del calzado.

5.1.1.- Aspectos relacionados con las características de los tenistas, del pavimento y del calzado utilizado, y de las preferencias y los criterios de compra

- **Características de la población de tenistas.**

Los resultados obtenidos muestran que el tenis es un deporte practicado por jugadores/as de todas las edades, pero con un claro predominio de jugadores/as jóvenes, con edades comprendidas entre los 12 años y los 34 años (tablas 19 y 51). En cuanto al género algo más de dos tercios son hombres y el tercio restante mujeres. Estas dos características de los/as tenistas son similares a la de otros muchos deportes como el baloncesto (Brizuela, 1996) y el balonmano (Brizuela y cols., 1996).

Los jugadores no suelen presentar problemas de sobrepeso, como indican los valores del índice de masa corporal (BMI) situados dentro de la normalidad con unos valores medios de 23 para los hombres y 20 para las mujeres (tablas 20 y 52). La

estatura media para los hombres es de 1.73 m y para las mujeres 1.61 m lo que las sitúa dentro de la normalidad para la población española (tablas 21 y 53).

Respecto al tipo estructural del pie el morfotipo normal es, seguido del pie cavo, el más frecuente entre los practicantes del tenis, siendo el pie plano el menos frecuente de todos. Dichos resultados difieren ligeramente de los reportados por Bocchi y cols. (1984) y Giannini y cols. (1986) circunscritos a poblaciones de tenistas italianos, según los cuales el pie cavo supera en frecuencia al pie normal. Sin embargo, resultan coincidentes con los trabajos de Brizuela (1996) y Brizuela y cols. (1996) realizados sobre poblaciones de jugadores de baloncesto y balonmano de la Comunidad Valenciana.

- **Características de los pavimentos y calzados.**

El tipo de pavimento sobre el que más se practica es el hormigón, probablemente debido a su bajo costo tanto en su instalación como en su mantenimiento, seguido de la tierra batida y del asfalto, quedando el resto de tipos de pavimentos muy por detrás (tabla 25). Estos resultados son similares a los reportados por Bocchi y cols. (1984) referidos al país transalpino, lo que indica la importancia del factor económico al decidir el tipo de pavimento a instalar.

La caracterización mecánica de los calzados permitió constatar algunos resultados previsibles, como las características de dureza (según la escala Shore A), de deslizamiento y el peso, pero otros totalmente contrarios a lo esperado, como las características de torsión (flexibilidad longitudinal).

Respecto a la dureza, las suelas resultaron ser el doble de duras que las plantillas, quedando la entresuela en una posición intermedia (tabla 56). Estos resultados están en la línea con las recomendaciones para el calzado (Ramiro y cols., 1995) por lo que eran esperables.

Los resultados de deslizamiento del calzado sobre las superficies de juego mostraron cómo el deslizamiento sobre tierra batida es alrededor del 40% superior al

deslizamiento sobre hormigón. Estos resultados apoyan la hipótesis de que la tierra batida, al permitir un mayor deslizamiento con el calzado, origina unas sollicitaciones mecánicas menores para el sistema músculo-esquelético de los tenistas que otras superficies menos deslizantes en las que el pie tiende a quedarse fijo en el suelo tras el primer apoyo (Bocchi y cols., 1984; Luethi y cols., 1986; Stüssi y Stacoff, 1993). Desde este punto de vista, parece razonable recomendar la práctica sobre pavimentos de tierra batida, sin embargo, el factor económico tiende a decantar a los clubes y polideportivos a la instalación de pavimentos sintéticos.

El peso del calzado (tabla 59) resultó ser similar al de otros deportes de sala y superior al empleado en deportes como la carrera de fondo; unos 140 gr más que el calzado de entrenamiento y unos 210 gr más que el calzado “racer” o de competición (Cavanagh y cols., 1980). Dicho resultado resulta razonable dado que en el calzado para carrera urbana se tiende a conseguir la mayor ligereza posible eliminando para ello sistemas de soporte que son básicos en los deportes de sala.

Respecto a la torsión del calzado (tabla 58) los resultados muestran que los modelos provistos de un vaciado en la entresuela a nivel del mediopié presentan valores inferiores a los modelos que no van provistos de este sistema. Este resultado es totalmente inesperado, dado que dichos sistemas surgieron como un método para facilitar el movimiento natural y fisiológico del antepié respecto al retropié que se ve limitado por el mero hecho de calzar al pie. Además, y como se explica más adelante, los calzados que incorporan dichos sistemas aumentan las molestias en la cabeza del primer metatarsiano. Todo ello hace pensar que dichos sistemas cumplen un papel fundamentalmente estético y de reclamo comercial, dado que su supuesta función biomecánica resulta muy cuestionable.

- **Análisis de las preferencias y criterios de compra del calzado.**

A la hora de adquirir un calzado nuevo, los aspectos más apreciados por los/as tenistas son las características de amortiguación, de flexibilidad y de estabilidad, mientras que la duración y el diseño y la estética son las características menos valoradas (tabla 31). La mayoría de los jugadores de nivel autonómico tiene en cuenta el tipo de

pista sobre la que van a jugar, mientras que sólo un tercio de los tenistas de nivel aficionado tiene en cuenta este aspecto (tabla 29).

Cerca de un 40% de los tenistas tiene preferencia por una determinada marca y le suele ser fiel, lo cual resulta de gran interés para las marcas comerciales de calzado, dado que si el usuario queda satisfecho de las prestaciones de un determinado calzado es muy probable que se convierta en un cliente leal a esa marca. Esto es especialmente importante en el caso de los hombres, quienes suelen confiar más en criterios de selección propios que las mujeres, quienes tienen más en cuenta la opinión de otras personas a la hora de adquirir un nuevo calzado (tabla 33).

Respecto a la altura de la caña, cabe destacar que las mujeres utilizan más el calzado de caña media que los hombres lo que, además de posibles razones de carácter estético, puede estar relacionado con el hecho de que las mujeres padezcan más lesiones en los tobillos que los hombres (apartado 4.3.2.1.), lo que puede justificarse por su mayor laxitud ligamentosa que puede ocasionar inestabilidad articular. Este dato, unido al hecho de que el esguince de tobillo es la lesión más frecuente entre la población practicante del tenis, muestra la importancia de la estabilidad lateral del calzado para mujer. Así mismo, dichos resultados aportan un criterio diferenciador en las rutinas de entrenamiento de hombres y mujeres, pues éstas deberían prestar más atención a los ejercicios de potenciación de la musculatura que coapta el complejo subastragalina-tobillo.

Los tenistas no desgastan la suela del calzado de manera homogénea, siendo las zonas de la cabeza del primer metatarsiano (zona B) y anterior central (zona A) las más desgastadas, con alrededor del 40% de los tenistas en ambos casos. Por el contrario, son la zona de los metatarsianos centrales (zona C) y la posterior interna (zona E) las menos desgastadas con alrededor del 10% de los tenistas (tabla 35). Dicho patrón de desgaste es debido a los apoyos que realizan los tenistas; cabeza del primer metatarsiano para girar y zona anterior al iniciar la carrera.

Cerca del 20% de los tenistas deforman el material de corte del calzado, siendo los hombres, los jugadores de nivel aficionado y los jugadores con el pie plano o normal, los que más deformación producen (tablas 37, 38, 39 y 40). No obstante, ninguna de las lesiones analizadas se muestra dependiente de los tipos de deformación y desgastes del calzado. Esto podría explicarse porque el calzado suele retirarse cuando muestra síntomas evidentes de no estar en condiciones adecuadas. Esta hipótesis podría estar avalada por el hecho de que el número de pares gastados al año está significativamente correlacionado con las horas semanales de práctica (tabla 34).

5.1.2.- Aspectos epidemiológicos

Tras realizar el primer estudio epidemiológico retrospectivo del tenis en la Comunidad Valenciana, se puede concluir que los porcentajes de lesiones por regiones corporales presentan la misma tendencia que los publicados en la literatura consultada (Nigg y cols., 1981; Chard y Lachmann, 1987; MGD, 1988 y 1989). Así, es en los miembros inferiores donde se localiza el mayor porcentaje de lesiones con cerca del 60% del total, seguido de los miembros superiores con alrededor del 30%, mientras que las lesiones localizadas en el raquis se sitúan en un 10% aproximadamente.

Tras analizar la incidencia acumulada y la tasa de incidencia de las lesiones más frecuentes (tablas 42 y 43) se aprecia la existencia de dos grandes grupos; el primero formado por las lesiones localizadas en el hombro, codo, muñeca, rodilla y tobillo, que presentan una incidencia acumulada y una tasa de incidencia de más del doble que el resto de lesiones registradas y que se localizan en el muslo, talón, columna lumbar, ingle, pierna, cadera, pie, dedos de la mano, mano, brazo, dedos del pie, columna dorsal, omóplato y talón.

La relación de estas lesiones con las variables de carácter personal y técnico de los tenistas y con el material y equipamiento deportivo utilizado, da lugar a los denominados factores de riesgo que se analizan a continuación y se compararán con los resultados obtenidos por otros autores.

La lesión de tobillo es la más frecuente entre los jugadores de tenis habituales del área metropolitana de Valencia. Este resultado coincide con los de Bocchi y cols. (1984), Giannini y cols., (1986) que refieren sus trabajos a la población italiana, y al trabajo de Biehl (1989) referido a la población alemana. La tasa de incidencia de dicha lesión es de 0.075, lo que indica que por cada 13.5 horas de práctica se produce una lesión en dicha zona anatómica. Los factores de riesgo detectados son el género y el tipo estructural del pie (tabla 44), de manera que los tenistas que más lesiones de tobillo sufren son las mujeres y los que poseen el pie plano o cavo.

Las lesiones de muñeca y de codo son las siguientes en cuanto a frecuencia, con una tasa de incidencia de 0.054 y 0.041, lo que implica que se produce una lesión aproximadamente cada 18.5 y 24.4 horas de práctica respectivamente. Las lesiones en esta zona se mostraron dependientes del nivel deportivo (tabla 45), lesionándose más frecuentemente los jugadores de nivel autonómico que los de nivel aficionado. Por su lado, las lesiones de codo son más frecuentes entre los jugadores que más horas semanales practican y más años están en activo (tabla 46). Estos datos son coincidentes con los trabajos de Hutchinson y cols. (1995), Winge y cols. (1989), Gruchow y Pelletier (1979), Priest (1988) y Priest y cols. (1976) quienes encontraron un menor número de lesiones en esta articulación entre tenistas jóvenes que entre tenistas de mayor edad, concluyendo que las lesiones localizadas en esta zona son dependientes del número de horas de práctica y, como consecuencia, del número de años en activo.

La lesión de rodilla es la cuarta en cuanto a frecuencia con una tasa de incidencia de 0.037 lo que implica que cada 30.3 horas de práctica se produce una lesión en esta zona. Las lesiones localizadas en esta articulación no resultaron dependientes de ninguno de los posibles factores de riesgo con los que se cruzó. Cabe indicar que en los trabajos de Chard y Lachmann (1987) y de Feit y Berenter (1993) las lesiones localizadas en la rodilla son las más numerosas mientras que en el presente estudio se sitúan en un cuarto lugar. No obstante, dichos autores no citan el tipo de pavimento sobre el que se realizó el estudio, si bien por el contexto parece tratarse de “pistas rápidas”, como el hormigón y otros sintéticos. Algunos autores (Kulund y cols., 1979;

Bocchi y cols., 1984) han apuntado que tales pistas, caracterizadas por ser poco amortiguadoras y tener altos coeficientes de fricción, son un factor de riesgo para las lesiones localizadas en la articulación de la rodilla.

Las lesiones localizadas en el hombro presentan una tasa de incidencia ligeramente por debajo de las de la rodilla, con un valor de 0.033 lo que implica la aparición de lesiones por cada 30.5 horas de práctica. Dichas lesiones son más frecuentes entre los jugadores de nivel autonómico y entre aquellos que juegan en tierra batida (tabla 47). Dada su no dependencia con las horas semanales de práctica ni con los años en activo, resulta razonable pensar que las lesiones localizadas en el hombro no se ven tan afectadas por el golpeo como en el caso de las lesiones localizadas en el codo y, por lo tanto, no muestran un “efecto acumulativo” tan marcado.

Las lesiones localizadas en el resto de zonas anatómicas presentaron una tasa de incidencia menor de la mitad de las arriba citadas, y únicamente en las lesiones localizadas en el talón y columna lumbar se encontraron dependencias con alguno de los factores de riesgo. Así, las lesiones de talón se mostraron dependientes de las horas de práctica, de manera que a más horas de práctica más lesiones en esta zona se reportaron (tabla 48). Sin embargo, la no dependencia con el tipo de pavimento indica que, probablemente, dichas lesiones no son debidas a la magnitud de las sollicitaciones mecánicas, sino a la reiteración de éstas. Lo que podría explicarse por la siguiente hipótesis: durante un partido de tenis el pie apoya en todas las zonas del pie, en dichos apoyos se tensa la fascia plantar que se inserta en la parte posterior del calcáneo que, por la reiteración, podría dar lugar a las talalgias de los tenistas.

Por su lado, las lesiones en la columna lumbar se mostraron dependientes del tipo de pavimento, siendo más frecuentes entre los tenistas que juegan en hormigón (tabla 49), lo cual podría explicarse por las características poco amortiguadoras de esta superficie, lo que podría conllevar trastornos degenerativos en el cartílago articular y otros tejidos, como apuntan Wosk y Voloshin (1981 y 1982) y Voloshin y Wosk (1982).

De lo expuesto se concluye que los factores de riesgo de carácter extrínseco detectados son similares a los indicados en la literatura (Mohtadi y Poole, 1996), produciéndose más lesiones cuantas más horas semanales se practica y cuando se juega sobre superficies poco amortiguadoras y con altos coeficientes de fricción, como es el caso del hormigón. No se ha encontrado una clara dependencia entre el calzado y la epidemiología, sin embargo, hay que destacar la dificultad que este tipo de estudios tienen para detectar tales dependencias, puesto que las variables analizadas son casi exclusivamente de carácter descriptivo y no han abarcado algunas de las características más importantes del calzado como son sus cualidades amortiguadoras, de control de movimientos y de fricción. Por ello, puede apuntarse la posibilidad de que el calzado influya de manera similar a la de los pavimentos de juego, puesto que ambos determinan las sollicitaciones mecánicas que soporta el sistema músculo-esquelético de los tenistas.

Respecto a los factores de riesgo de carácter intrínseco, los resultados encontrados difieren de los apuntados por Mohtadi y Poole (1996), de manera que el género únicamente influye en las lesiones de tobillo y de manera inversa a la expuesta por éstos autores, es decir, son las mujeres las que más lesiones en esta zona reportan. El tipo de pie es el otro factor de este tipo detectado y no apuntado por los citados autores, reportando más lesiones los sujetos con pies planos y cavos.

5.1.3.- Aspectos relativos al confort del calzado

Dada la existencia de un único trabajo que analiza el efecto del calzado técnico de tenis en el confort (Nigg y cols., 1986; Luethi y Nigg, 1985) y que, además, dicho trabajo no sigue la metodología propuesta por Shackel y cols. (1969) para el estudio ergonómico de útiles humanos, resulta difícil comparar los resultados obtenidos. Consecuentemente, a continuación se analizarán los resultados obtenidos en el estudio horizontal de confort hipotetizando sobre las posibles causas de los resultados y sus posibles repercusiones prácticas.

- **Confort general, molestias por partes del cuerpo y errores de diseño.**

Alrededor del 10% de los tenistas considera que su calzado es incómodo, cerca del 20 % considera que su calzado es aceptable (ni cómodo ni incómodo), mientras que la restante mayoría considera que su calzado es realmente cómodo (tabla 61). Este bajo porcentaje de tenistas que no consideran cómodo su calzado podría explicarse por el hecho de que el calzado técnico para tenis actual está bastante evolucionado y adaptado a las necesidades de los usuarios, y a que, como se señaló en el punto anterior, parece ser que los jugadores desechan el calzado cuando está excesivamente gastado y no les proporciona las prestaciones adecuadas.

Sin embargo, han sido detectados gran cantidad de errores de diseño (percibidos subjetivamente por los tenistas) que originan la aparición de molestias en diversas partes del cuerpo (tablas 64 a 79). El agrupamiento tanto de los errores de diseño como de las molestias por partes del cuerpo en factores, permite una mejor comprensión de las relaciones existentes. El análisis factorial de los errores de diseño y de las molestias por partes del cuerpo permitió establecer cuatro y seis factores respectivamente, y el posterior análisis de correlaciones permitió detectar las asociaciones existentes entre ambos. De esta manera, resulta posible predecir el tipo de molestias que irán asociadas al calzado con determinados errores de diseño, tal como a continuación se enumeran:

- Los calzados que incurran en el primer factor de errores de diseño (excesiva altura de la entresuela) estarán asociados a una falta de adaptación estructural del calzado (tercer factor, molestias en el tobillo y zona posterior de la pierna), posiblemente por aumentar la inestabilidad lateral, y a un aumento de las molestias en la zona de flexión de los dedos del pie y en la columna dorsal (cuarto error de molestias). No obstante, dicho error disminuiría las molestias atribuibles a problemas de amortiguación (agrupadas en el primer factor, molestias en el talón, columna lumbar y planta del talón y del mediopié) debido a que aumenta la cantidad de material interpuesto entre el pavimento y el pie.
- Los calzados que incurran en el segundo factor de errores de diseño (calzados rígidos de puntera y de entresuela, y poco flexibles) ocasionarán molestias en la zona de flexión de los dedos del pie y en la columna dorsal (cuarto factor de molestias), lo que se

explica por la poca capacidad de flexión del calzado en la zona dorsal de los dedos y a posibles problemas de amortiguación que provocarían un excesivo tránsito del impacto desde los pies hacia la cabeza.

- Los calzados que incurran en el tercer factor de errores de diseño (soporte de arco incorrecto) presentarán problemas de transmisión-distribución de las presiones plantares (segundo factor, molestias en la cabeza de los metatarsianos, planta del mediopié y lado interno del primer metatarsiano), lo que se explica por el papel trascendental que el arco longitudinal interno del pie juega en el patrón de presiones plantares durante la locomoción, tanto en la transmisión de las cargas mecánicas desde el retropié al antepié como en su distribución en la planta del pie.

Los restantes tres factores de errores de diseño no presentan asociaciones intensas con los factores de molestias, pero sí ocasionan molestias de diversa localización, si bien éstas no aparecen agrupadas.

Algunos de los errores de diseño y de las molestias por partes del cuerpo son causa directa de que los tenistas perciban que su calzado es incómodo. Así, la no comodidad global del calzado viene determinada por la aparición de molestias en la planta del mediopié, talón, tendón de Aquiles, lado interno del primer metatarsiano y lado externo del quinto metatarsiano (tabla 62). No obstante, la frecuencia de aparición de dichas molestias oscila entre el 6%-12% y su importancia (porcentaje de tenistas que consideran incómodo su calzado debido a la aparición de una molestia dada) oscila entre el 30%-55%, lo que explica el bajo porcentaje de tenistas que consideran su calzado incómodo.

Del mismo modo, los errores de diseño que dan lugar a que el calzado sea considerado como incómodo son la puntera demasiado blanda o rígida, la entresuela demasiado dura o blanda, el poco agarre de la suela al pavimento y la poca altura de la entresuela en el retropié (tabla 63). Sin embargo, y al igual que en las molestias por partes del cuerpo, la frecuencia de aparición de dichos errores no es muy elevada, oscilando entre el 10%-35% y su importancia entre el 19%-35% (figura 36), lo que

vuelve a justificar el bajo porcentaje de tenistas que considera incómodo su calzado, como se apuntó el principio del presente punto.

- **Elementos de diseño del calzado y molestias por partes del cuerpo.**

Únicamente los contrafuertes estabilizadores en la trasera, el tipo del material de corte y el vaciado de la entresuela a nivel del mediopié repercuten en la aparición o eliminación de determinado tipo de molestias.

El vaciado de la entresuela a nivel del mediopié se asocia con un aumento de las molestias en la cabeza del primer metatarsiano, como se apuntó anteriormente. Esta relación no esperada, refuerza la hipótesis de que dicho sistema cumple un papel fundamentalmente estético y no su teórico cometido funcional que es facilitar el movimiento de torsión del antepié con respecto al retropié. Esta hipótesis es apoyada por el hecho de que la torsión de dichos calzados es significativamente menor que la de los modelos que no están dotados de dicho sistema (tabla 58).

El material de corte sintético aumenta la aparición de molestias en la zona de flexión de los dedos y en el talón. Esto, añadido al hecho de que la piel suele permitir una mayor transpiración, parece indicar que es más recomendable la piel que el material sintético en el corte del calzado.

La inclusión de contrafuertes estabilizadores en la trasera disminuye la aparición de molestias en diversas zonas corporales (tabla 80), como la cabeza del primer metatarsiano, la planta del talón, del mediopié y de los dedos. La disminución de las molestias en la planta del talón puede deberse al efecto que los contrafuertes tienen sobre el movimiento del retropié y la potenciación de las características amortiguadoras del tejido blando. El efecto sobre el resto de zonas no parece muy claro, sin embargo, resulta razonable pensar que las modificaciones en la cinemática y en la cinética inducidas por los contrafuertes en el retropié, afecten a las sollicitaciones mecánicas en el mediopié y antepié. Consecuentemente, al efecto beneficioso de los contrafuertes sobre la epidemiología deportiva debe añadirse el efecto positivo sobre el confort del calzado. Por otro lado, dada la no existencia de estudios al respecto, se abre aquí la

posibilidad de una futura línea de investigación que implicaría el empleo de técnicas de fotogrametría y/o de presurometría.

- **Errores de diseño y características mecánicas del calzado.**

La infructuosa búsqueda de relaciones entre los errores de diseño y las características mecánicas del calzado medidas con máquinas portátiles parece cuestionar la validez de dicho tipo de máquinas. Consecuentemente, para futuros estudios sería recomendable el empleo de máquinas de laboratorio, mucho más precisas y exactas, pero también mucho más caras y difíciles de manejar. Esta hipótesis es apoyada por los resultados del estudio de caracterización mecánicas del calzado en laboratorio presentados en el punto 5.2.2.

5.2.- ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS DE LOS ESTUDIOS BIOMECÁNICOS

A continuación se analizan y discuten los resultados obtenidos en los estudios de carácter biomecánico. Los resultados del análisis conjunto no se presentan como un punto aparte, sino que se discuten y comentan en cada uno de los estudios realizados.

5.2.1.- Análisis del confort

El estudio de confort permitió discriminar la muestra de calzados según su confort global y sus errores de diseño. Sin embargo, el propósito fundamental era conocer si el nivel de confort está relacionado con las características de amortiguación, de control de movimientos, de fricción y de rendimiento motor del calzado.

Únicamente el coeficiente de fricción rotacional a 300°/s mostró una asociación estadísticamente significativa con el confort del calzado, lo que parece indicar que coeficientes de fricción rotacional elevados se asocian a percepciones de disconfort del calzado.

Cabe indicar que las pocas asociaciones detectadas pueden ser debidas, al menos en parte, a la baja potencia de test existente para la realización de estos análisis (apartado 4.2.7.).

5.2.2.- Análisis de la caracterización mecánica

- **Caracterización con máquinas portátiles.**

Las variables analizadas con máquinas portátiles mostraron resultados similares a los encontrados en el estudio horizontal, lo que indica que la muestra seleccionada es realmente significativa de los modelos de calzado de tenis actualmente existentes en el mercado.

- Las durezas de la suela (71.3) y entresuela (42.3) resultaron similares a los del estudio horizontal (73.1 y 40.6 respectivamente). Únicamente la dureza de la plantilla mostró resultados ligeramente diferentes; 25.1 en la muestra y 33.2 en el estudio horizontal (tabla 56). Esta última diferencia puede ser debida a que en el estudio horizontal los calzados estaban más usados y las plantillas suelen aplastarse con el uso mucho más que al suela y la entresuela, lo que aumenta su dureza.

- No hubo diferencias estadísticamente significativas para la torsión entre los calzados con y sin vaciado de la entresuela a nivel del mediopié. No obstante, los valores fueron menores en el caso de los modelos que presentaban dicho vaciado, lo que hace pensar que con una muestra mayor los resultados habrían sido coincidentes con los del estudio horizontal (tabla 58).

- Las diferencias en cuanto al peso de los calzados de la muestra y los del estudio horizontal (de los hombres) son despreciables; 0.422 kg para la muestra y 0.419 kg para el estudio horizontal (tabla 59).

- Los resultados del deslizamiento sobre pavimento de asfalto (tabla 60) muestran significativas diferencias entre los 10 modelos; dichas diferencias resultaron ser de un 60% entre el modelo más deslizante (M10) y el menos deslizante (M2).

- **Caracterización con máquinas de laboratorio.**

- I. Rigidez y tangente de pérdidas.**

- La rigidez de las probetas cilíndricas (con material de la suela, entresuela y plantilla) provenientes de la delantera resultó ser muy superior a la rigidez de las probetas extraídas de la trasera, como era de esperar debido a su menor grosor, siendo 3.7 veces mayor. Además, los valores de rigidez en la delantera y la trasera para cada modelo no mostraron una correlación significativa.

La variabilidad de la muestra resultó muy alta, así el valor para el modelo más rígido en la delantera (M2) resultó ser 3.8 veces mayor que en el modelo menos rígido (M3). Por su lado, el valor para el modelo más rígido en la trasera (M10) resultó ser 3.1 veces mayor que el menos rígido (M4).

- La variabilidad encontrada para la tangente de pérdidas (disipación de energía) resultó ser mucho menor que para la rigidez, así el valor para el modelo con mayor tangente de pérdida en la delantera (M4) y en la trasera (M3) resultó ser 1.7 veces mayor que en el modelo con menor tangente de pérdidas (M2 en ambos casos). Además, los valores de la delantera y de la trasera para cada modelo resultaron ser similares y correlacionaron significativamente.

Estos resultados muestran cómo las características de disipación de energía para un modelo dado son similares en la delantera y en la trasera, lo cual resulta de gran importancia dado que durante la práctica del juego el contacto del calzado con el pavimento se realiza con ambas partes del calzado (tabla 8). Por este último motivo, y con el propósito de conseguir un calzado más amortiguador, podría plantearse la posibilidad de utilizar materiales menos rígidos en la delantera del calzado (dada la gran diferencia en cuanto a la rigidez entre la trasera y la delantera del calzado) siempre y cuando no se disminuyera la tangente de pérdidas.

II. Fricción longitudinal y rotacional.

- Los resultados obtenidos para la fricción longitudinal indican que el coeficiente de fricción se modifica al cambiar la velocidad de desplazamiento. No obstante, dicha modificación no sigue un patrón fijo, de manera que al aumentar (o disminuir) la velocidad en algunos modelos aumenta el coeficiente de fricción mientras que en otros disminuye.

Los coeficientes de fricción registrados oscilaron entre 0.65 y 0.82, con sólo 2 modelos (M5 y M10) situados dentro del rango considerado como deseable que, según diversos autores (Nigg y Segesser, 1988; Nigg y Valiant, 1980; Valiant, 1987 y 1990), es de 0.5 a 0.7. Las diferencias encontradas entre el modelo con menor coeficiente de fricción (M5 para ambas velocidades) y el modelo con mayor coeficiente de fricción (M9 para 0.25 m/s y M8 para 0.5 m/s) fueron significativas pero no muy grandes; entorno al 20%.

- En el caso de la fricción rotacional los resultados obtenidos muestran, como en el caso de la fricción longitudinal, que el valor del coeficiente de fricción varía al variar la velocidad de giro, pero sin un patrón definido.

Los coeficientes de fricción registrados oscilan entre 0.8 y 1.6, por lo que se sitúan por encima del rango considerado como deseable. Podría concluirse, por lo tanto, que el dibujo y/o el material de la suela no son los más adecuados, y que sería recomendable introducir modificaciones en ellos con el propósito de favorecer la ejecución de los giros. En éste sentido, introducir un material más duro en la zona de giro permitiría disminuir el par torsor necesario para realizar giros y, al mismo tiempo, aumentaría la vida útil de la suela.

Por otro lado, las diferencias encontradas entre los modelos con menor coeficiente de fricción (M4 para 150 °/s y M8 para 300 °/s) y los modelos con mayor coeficiente de fricción (M8 para 150 °/s y M6 para 300 °/s) fueron significativas y algo mayores que en el caso de la fricción longitudinal; entorno a 1.8 veces.

De estos resultados se desprende que el efecto del calzado parece ser mayor en la fricción rotacional que en la fricción longitudinal, como indica el hecho de que la variabilidad en los coeficientes de fricción es mucho mayor en la fricción rotacional que en la longitudinal. Este resultado apoya los criterios propuestos por Nigg y cols. (1989) según los cuales la fricción rotacional suela/pavimento se ve más afectada por el calzado que la fricción longitudinal suela/pavimento (tabla 9).

Así mismo, los resultados obtenidos ponen en evidencia que el coeficiente de fricción entre la suela del calzado y el pavimento no dependen exclusivamente de los materiales en contacto como propone la ley de Coulomb, sino que, al igual que otros trabajos indican (Nigg y cols, 1981; Van Gheluwe y cols., 1992), depende de otros factores como la superficie de contacto, la rugosidad de las superficies y, en este caso, la velocidad de desplazamiento.

Los coeficientes de fricción relativamente altos encontrados pueden justificarse por el hecho de que el pavimento utilizado es de tipo sintético; posiblemente dichos coeficientes se habrían situado dentro del rango considerado deseable si el pavimento ensayado hubiera sido tierra batida. No obstante, los tenistas habituales del área metropolitana de Valencia juegan fundamentalmente sobre superficies de hormigón, por lo que puede concluirse que para estos jugadores el calzado existente en el mercado proporciona un excesivo agarre al pavimento, lo cual puede ser causa directa de diversos tipos de lesiones (Bocchi y cols., 1984; Luethi y cols., 1986; Stüssi y Stcoff, 1993).

Los coeficientes de fricción obtenidos no correlacionan con los resultados de deslizamiento medidos con la máquina portátil del BAM, no obstante, dada la baja potencia de test de que se disponía para la realización de tal análisis (apartado 4.2.7.), no resulta posible obtener conclusiones definitivas.

5.2.3.- Análisis del salto

De las diversas variables analizadas, los resultados muestran diferencias significativas para el primer máximo de las fuerzas verticales de reacción (tabla 97) y para el primer máximo de las aceleraciones en tibia (tabla 95). Dado que ambas variables son consecuencia del impacto entre el antepié y el suelo, cabría esperar que dichas diferencias fueran debidas a las características amortiguadoras del piso (suela y entresuela) y plantilla del calzado. Sin embargo, no se encontraron correlaciones significativas con los resultados de rigidez y tangente de pérdidas de los calzados. Dicho análisis no debe considerarse definitivo dada la poca potencia de test de que se disponía (apartado 4.2.7), no obstante, dicho resultado podría indicar la importancia de las características del material de corte y la adaptación técnica de los jugadores (hipótesis de la adaptación cinemática) en la amortiguación de los impactos.

Los saltos verticales al 90% de la máxima capacidad de salto no son muy frecuentes durante el desarrollo del juego del tenis; sin embargo, los resultados del presente estudio muestran que el calzado actualmente en el mercado proporciona una amortiguación adecuada. Además, los estudios epidemiológicos no muestran un gran número de lesiones asociadas a la falta de amortiguación. Consecuentemente, puede concluirse, como proponen Nigg y cols. (1989), que la amortiguación de las cargas mecánicas es un criterio importante (como en cualquier calzado técnico deportivo) pero no fundamental en el diseño del calzado técnico para tenis.

Por otro lado, y a pesar de la poca potencia de test de que se disponía al cruzar las variables biomecánicas con las variables de las características mecánicas de los calzados (apartado 4.2.7.), los resultados podrían indicar que las características de amortiguación del calzado técnico de tenis (y deportivo en general) no pueden valorarse exclusivamente a partir de las características del material del piso y plantilla, sino que, como apuntan diversos autores depende también de las características del material de corte (Brizuela, 1996) y de la adaptación cinemática de los sujetos (Gross y Nelson, 1988; Kaelin y cols., 1988; Zatsiorsky y Prilutsky, 1987).

5.2.4.- Análisis de la parada lateral con cambio de sentido

Los resultados de las variables cinemáticas muestran, como era de esperar, que las articulaciones más afectadas por el uso del calzado son la subastragalina y la tibiotarsiana (tobillo), mientras que en el caso de las variables cinéticas el calzado afectó al valor y el instante de tiempo en que aparece el segundo máximo. A continuación se detallan y discuten estos efectos:

Variables cinemáticas.

- La muestra de calzados analizada influyó en dos de los cuatro movimientos analizados de la cadera y rodilla (tablas 102 y 103); no obstante, las diferencias encontradas para los diferentes modelos no fueron muy grandes (alrededor de un 6% entre los dos calzados extremos).

- En la articulación del tobillo los efectos del calzado fueron considerables, especialmente en el valor de la extensión en el instante de contacto con el suelo, donde las diferencias entre el modelo más controlador (M5) y el menos (M7) fueron de 2.5 veces. Los dos máximos de flexión posteriores solamente diferenciaron a un modelo (M6) del resto, siendo los valores alcanzados en éste un 70% mayores que en el resto de modelos.

- El movimiento de prono-supinación de la articulación subastragalina es el más relevante en el estudio de los desplazamientos laterales, por lo que esta variable ha sido la más estudiada en la bibliografía consultada, siendo los resultados obtenidos (tablas 107, 108 y 109) similares a los trabajos publicados (Luethi y cols., 1985; Stüssi y cols., 1989; Simpson y cols., 1992). La variabilidad ocasionada por el calzado fue del 40% entre el calzado más limitador (M2) y el menos limitador (M5) del movimiento.

Variables cinéticas.

- Los resultados indican que los calzados de la muestra tienen un efecto similar sobre el primer máximo, el impulso mecánico total y los impulsos mecánicos de aterrizaje y de salida de los componentes vertical y mediolateral de las fuerzas de reacción.

- Los calzados de la muestra afectaron de manera distinta al segundo máximo de los componentes vertical y mediolateral de las fuerzas de reacción, siendo las diferencias encontradas de un 5% y 8% entre los modelos extremos.

El segundo máximo del componente mediolateral de las fuerzas de reacción puede ser considerado un criterio de eficacia dado que representa el nivel máximo de fuerza aplicada en la fase de impulsión o salida. Dicha variable presenta correlaciones importantes con la flexión inicial de cadera, máximo de flexión de rodilla y el primer máximo de supinación (tabla 116).

- Los efectos del calzado sobre el espacio de tiempo (retraso) entre los dos máximos verticales y los dos máximos mediolaterales son similares, siendo las diferencias entre el modelo que más los retrasa (M10 en ambos casos) y el que menos lo retrasa (M9 en ambos casos) de un 17% para las fuerzas verticales y de un 19% para las fuerzas mediolaterales. Esta variable puede ser considerada como una variable de eficacia, puesto que implica un menor tiempo de apoyo del pie en el suelo y, por lo tanto, una ejecución técnica más rápida.

De las relaciones encontradas entre las variables cinemáticas y cinéticas calzado-dependientes se concluye que el calzado que controla (limita) el movimiento de pronosupinación permite aumentar el segundo máximo de las fuerzas transversales y disminuir los intervalos de tiempo entre el primer y segundo máximo de las fuerzas verticales y transversales aumentando el rendimiento en la ejecución de una parada lateral con cambio de sentido.

No se ha encontrado una correlación significativa entre éstas variables de rendimiento y el estudio de rendimiento motor, lo que podría ser debido a la baja potencia de test de que se disponía (apartado 4.2.7.). No obstante, el hecho de que el circuito de carrera seleccionado incluyera otros tipos de desplazamientos además de los laterales, también podría explicar esta falta de asociación.

De este modo, el control del movimiento de supinación es un criterio que afecta a dos aspectos básicos del calzado técnico deportivo; por un lado, afecta al rendimiento motor por los motivos arriba descritos y, al mismo tiempo, contribuye a la prevención de lesiones en la articulación del tobillo, pues la supinación brusca del retropié, causada por el apoyo en una superficie irregular, es la principal causa etiológica de los esguinces de tobillo (apartado 1.2.2.2.). Consecuentemente y como proponen Nigg y cols. (1989), el control del movimiento de prono-supinación debe considerarse como un criterio de diseño fundamental en el calzado técnico de tenis.

Ninguna de las variables analizadas ha correlacionado con el confort general, no obstante, no es posible obtener conclusiones definitivas al respecto dada la baja potencia de test de que se disponía (apartado 4.2.7.). Sin embargo, en el estudio de confort horizontal se encontraron dependencias entre el calzado provisto de contrafuertes y la disminución de molestias en diversas zonas del pie (estudio de molestias por partes del cuerpo no realizado con la muestra de calzados de los estudios biomecánicos), por lo que puede inferirse que el control del movimiento de prono-supinación es un criterio de diseño que también afecta a las características de confort del calzado.

5.2.5.- Análisis del giro

Variables cinemáticas.

- Los resultados muestran cómo el calzado afecta a tres de las variables analizadas en la posición inicial o de partida del giro realizado: la flexión inicial de rodilla, la rotación interna inicial de la tibia y la supinación inicial de la subastragalina.

- Del resto de variables, el calzado únicamente afectó al máximo de supinación de la subastragalina.

Variables cinéticas.

- Los tres componentes de la fuerza de reacción se vieron afectados por el calzado utilizado. Sin embargo, las modificaciones introducidas por el calzado fueron diferentes en cada una de las tres componentes.

- El mínimo momento de fuerza, correspondiente al contramovimiento, se vio afectado por el calzado, pero no el posterior máximo que corresponde a la fase de impulsión o salida.

Las correlaciones efectuadas entre las variables cinemáticas y cinéticas muestran una asociación importante entre la rotación interna inicial de la tibia y los máximos de los componentes vertical y mediolateral de las fuerzas de reacción, de manera que mayores valores iniciales de rotación interna se asocian con valores menores y mayores de los componentes vertical y transversales de las fuerzas de reacción respectivamente.

Se puede especular que la relación encontrada puede considerarse un factor de rendimiento en la ejecución de un giro de 45°, puesto que a mayor rotación interna de la tibia se aplican fuerzas verticales menores y fuerzas transversales mayores, lo que ocasiona que el desplazamiento se realice a mayor velocidad. Dichos resultados coinciden con los reportados por Luethi y cols. (1986), quienes indican que para aumentar el rendimiento en cambios de dirección y sentido la pierna que realiza el pivote ha de rotarse internamente.

5.2.6.- Análisis del rendimiento motor

Los resultados obtenidos para la variable cinemática muestra diferencias en el rendimiento motor de un 5% entre el mejor (M1) y el peor modelo (M3). Dicha diferencia se encuentra dentro del rango indicado por los estudios que han analizado el efecto del calzado en el rendimiento motor (Bauer, 1970; Robinson y cols., 1986; Valiant y Himmelsbach, 1986; Brizuela, 1996), y que oscilada entre 1% y 9%.

La falta de correlaciones entre ésta variable y las variables cinemáticas y cinéticas analizadas, podría explicarse por la baja potencia de test de que se disponía en esos análisis (apartado 4.2.7.). Sin embargo, dicha falta de asociaciones podría explicarse, al menos en parte, al hecho de que el test de rendimiento empleado consta de diversos tipos de desplazamientos, por lo que el efecto de cada uno de ellos por separado en el resultado global no es muy intenso. Para siguientes estudios podría plantearse la posibilidad de realizar test de rendimiento específicos de cada gesto analizado en el laboratorio, además de un test general que simula todos los desplazamientos que se realizan durante el juego.

Por otro lado, la correlación existente entre los tiempos empleados y la valoración subjetiva por parte de los tenistas es un dato que refrenda la utilización de pruebas de carácter subjetivo en el estudio biomecánico del calzado deportivo en este caso, pero también del calzado en general (Ramiro y cols., 1995).

6.- CONCLUSIONES

6.1.- Conclusiones metodológicas.....	297
6.2.- Conclusiones asociadas a los resultados.....	298
6.3.- Acerca de las futuras líneas de investigación.....	300

6. CONCLUSIONES

En el presente capítulo se exponen las conclusiones derivadas de los estudios realizados, ordenadas según la clase de aportación con que contribuyen al aumento del conocimiento sobre los temas estudiados. De esta manera se han considerado tres apartados:

6.1.- Conclusiones metodológicas, donde se destacan, entre los métodos empleados, aquellos que representan un avance en la forma de abordar el estudio de los temas en que se centra esta Tesis.

6.2.- Conclusiones derivadas de los resultados, donde se destacan los hallazgos de mayor interés y sus implicaciones prácticas.

6.3.- Futuras líneas de investigación, donde se exponen los aspectos que no han podido resolverse y se sugiere cómo abordar su análisis en futuros estudios.

6.1.- CONCLUSIONES METODOLÓGICAS

A continuación se detallan las conclusiones de carácter metodológico:

- Se ha desarrollado una metodología que permite el cálculo de la tasa de incidencia y la incidencia acumulada de las lesiones deportivas en general y del tenis en particular.
- Se ha aplicado la método propuesto por Shakel y cols. (1969) para la evaluación de productos de uso humano al ámbito del calzado deportivo, lo que ha permitido conocer las relaciones existentes entre el confort, las molestias por partes del cuerpo y las características del calzado.
- Así mismo, se ha adaptado dicha metodología al ámbito de los estudios horizontales, lo que permite generar criterios de selección de diseño del calzado. La aplicación de la técnica del análisis multivariante ha permitido establecer factores de molestias por partes del cuerpo y de errores de diseño del calzado.
- Se ha puesto a punto la maquinaria para medir la fricción suela-pavimento en el caso del tenis simulando una parada y un giro, lo que ha permitido discriminar entre calzados e interpretar parte de los resultados del estudio de confort.
- Se ha desarrollado una metodología para el estudio de las paradas laterales con cambio de dirección y los giros desde una posición inicial estática, utilizando un modelo cinemático del miembro inferior-pelvis cuyos marcadores son visibles en todo instante de tiempo.

6.2.- ASOCIADAS A LOS RESULTADOS

En el presente apartado se exponen las conclusiones derivadas de los resultados:

- Se ha determinado el “perfil” del jugador habitual de tenis del área metropolitana de Valencia atendiendo a características físicas y de nivel deportivo. Así mismo, se ha determinado las preferencias y los criterios de compra del calzado técnico para la práctica del tenis.
- Se ha constatado que el mayor porcentaje de lesiones se localizan en el miembro inferior, siendo las lesiones localizadas en el tobillo las más frecuentes, seguidas de las de rodilla.
- Los factores de riesgo de carácter extrínseco detectados han sido la cantidad de horas de práctica y el pavimento poco amortiguador y con altos coeficientes de fricción. Los factores de carácter intrínseco detectados han sido el género, siendo las mujeres las que más lesiones reportan (en el caso de las lesiones de tobillo), y el tipo de pie, siendo los pies cavos y planos los que más lesiones reportan.
- La mayor parte de los tenistas consideran que su calzado está dentro del rango de la comodidad; no obstante, han sido detectados gran cantidad de errores de diseño percibidos subjetivamente que dan lugar a molestias en diversas zonas corporales. Estos errores y molestias han podido ser agrupados en factores, algunos de los cuales han mostrado correlaciones importantes.
- Algunos elementos de diseño aumentan o disminuyen las molestias en diversas zonas corporales. Así el vaciado en el mediopié se asocia con un aumento de molestias en la zona del primer metatarsiano, mientras que los contrafuertes estabilizadores disminuyen la aparición de molestias en diversas zonas de la planta del pie.

-
- Se ha caracterizado mecánicamente el calzado de tenis existente en el mercado, tanto con máquinas portátiles como con máquinas de laboratorio, obteniéndose resultados diferentes, lo que cuestiona la validez de las máquinas portátiles.
 - Respecto a las características de amortiguación del calzado los resultados indican que éste es un criterio importante pero no fundamental en el diseño del calzado técnico de tenis, y que el calzado actualmente en el mercado proporciona unos niveles de amortiguación adecuados a los impactos acontecidos durante la práctica deportiva.
 - Respecto a las características de fricción los resultados indican que la suela del calzado actualmente en el mercado proporciona niveles de fricción excesivos, especialmente en lo referente a la fricción rotacional.
 - Respecto al control de movimientos en los desplazamientos laterales los resultados muestran cómo el calzado que controla (limita) el movimiento de prono-supinación permite aumentar el rendimiento en la ejecución de este tipo de gestos.
 - Respecto al control de movimientos en los giros los resultados muestran que el calzado que se asocia con mayores niveles de rotación interna de la tibia permite un mayor rendimiento en la ejecución de tal gesto.
 - Respecto al rendimiento motor los resultados muestran que el calzado influye significativamente en el tiempo empleado en completar un circuito de carrera con cambios de dirección y sentido, si bien dichas diferencias no son muy grandes.
 - Los resultados de los diversos estudios realizados (amortiguación, fricción, control de movimientos y rendimiento) apoyan la importancia de la denominada “hipótesis de la adaptación cinemática” de los deportistas.

6.3.- ACERCA DE LAS FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN.

Tras analizar las conclusiones obtenidas en el presente trabajo y su discusión, han surgido una serie de cuestiones que, por su interés, podrían ser motivo de futuras investigaciones. De este modo se sugiere realizar:

- Estudios epidemiológicos prospectivos en los que se analicen las características de fricción, amortiguación y control de movimientos del calzado con máquinas de laboratorio. De esta manera se dispondrá de una información más precisa sobre el calzado con la que relacionar las lesiones sufridas por los tenistas.
- Estudios prospectivos de confort aplicando la metodología propuesta por Shackel y cols. (1969), y en los que se analicen las características de fricción, amortiguación y control de movimiento del calzado con máquinas de laboratorio, con el objeto de verificar los factores detectados en el presente estudio, especialmente el factor referente a la distribución de presiones plantares.
- Estudios de las características mecánicas del calzado con mayor número de registros que los efectuados, con el propósito de aumentar la potencia de test y, por lo tanto, poder ver posibles relaciones con variables cinéticas y cinemáticas.
- Estudios sobre el efecto del vaciado a nivel del mediopié que permitan clarificar su efecto en el movimiento de torsión sobre el eje longitudinal del pie y sobre las molestias por partes del cuerpo, y más en concreto sobre las molestias a nivel de la cabeza del primer metatarsiano.
- Estudiar el comportamiento de suelas con materiales más duros y dibujos diferentes para conocer si de esta manera disminuye el coeficiente de fricción en las superficies consideradas "rápidas" que es donde suelen practicar los jugadores habituales de tenis.
- Estudios en los que se analice el efecto de los tres factores que contribuyen a la amortiguación de impactos (piso, material de corte y adaptación cinemática de los tenistas) con el propósito de conocer la contribución relativa de cada uno de estos factores.
- Estudios que analicen el aumento de rendimiento cuando el calzado controla (limita) el movimiento de pronosupinación del pie; tanto estudios en laboratorio donde se relacione este control con variables cinéticas, como estudios de rendimiento motor donde las paradas laterales sean el principal componente.

7.- BIBLIOGRAFÍA

7.1.- Bibliografía citada.....	302
7.2.- Bibliografía consultada.....	314

7.1.- BIBLIOGRAFÍA CITADA.

- 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 Photogrametry (Eds.): Symposium on close range photogrametry, 1-18.
- Aguado, X. Izquierdo, M (1995). 16 prácticas de biomecánica. Universidad de León.
- Andrew, G.C. (1986). The effect of running velocity on rearfoot motion and mediolateral placement of the feet. Tesis doctoral. The Pennsylvania State University, University Park.
- Areblad, M. Nigg, B. M. Ekstrand, J. Olsson, K.O. Ekström, H. (1990). Three-dimensional measurement of rearfoot motion during running. *J. Biomech.* 23 (9) 933-940.
- Bahlsen, H.A. Nigg, B.M. (1983). Selection of lateral test movement for tennis shoes. En Nigg, B.M.; Kerr, B. (Eds) *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces* Univ. of Calgary, Calgary.
- Barber, A. Sutker, A. (1992). Iliotibial band syndrome. *Sports Med.* 14 (2): 144-8.
- Bartlet, R.M. Morris, C. (1991). *Biomechanics analisis of the javelin throw.* British Athletic Federation. Crewe.
- Bates, B.T. Osternig, L.R. James, S.L. (1978). Lower extremity function during the support phase of running. En Asmussen, E. y Jorgensen, K. (Eds.): *Biomechanics VI-b.* Baltimore, Maryland: University Park Press. 30-39.
- Bauer, H. (1970). The effect of high-top and low-cut football shoes on speed and agility. *The Athletic J.* January. 50: 74-75; 86-87.
- Biehl, G (1989). Tennis injuries and excessive load problems - medical criteria of the tennis shoe. En Segesser, B. and Pfoerringer, W. (Eds) *The shoe in sport.* Yearbook Medical Publishers, Chicago, Il.
- Bloomfield, J. Ackland, T.R. Elliott, B.C. (1994). *Applied anatomy and biomechanics in sport.* Blackwell Science Publicaions.

- Bocchi, L. Fontanesi, G. Orso, C.A. (1984). La patología del piede nel tennis in rapporto al terreno di gioco. *Int. J. Sports Traumatol.* 6, 325-332.
- Brizuela, G. Llana, S. Ferrandis, R (1995). Aspectos epidemiológicos del balonmano y su relación con el calzado. *Archivos de Medicina del Deporte*, 54, 267-274,
- Brizuela, G.A. (1996). Aportaciones al diseño de calzado para la práctica de baloncesto: Análisis biomecánico de la influencia del calzado sobre el salto vertical y sobre el rendimiento. Aspectos epidemiológicos. Tesis doctoral, Valencia.
- Brizuela, G.A. Llana, S. (1987). Herramientas y técnicas para el análisis biomecánico. En *Análisis de la práctica deportiva: una visión multidisciplinar*. Promolibro, Valencia.
- Calder, A.C. Smith, C.E. (1985). Measurement of shock-absortion characteristics of athletic shoes. *Esp. Tech.* 9 (6) 21-24.
- Cappozzo, A. Catani, F. Della-Croce, U. Leardini, A. (1995). Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin. Biomech*, 10 (4) 171-178.
- Cavanagh, P.P. (1978). Testing procedure. *Runners World*. 70-80
- Cavanagh, P.R. (1990). *Biomechanics of distance running*. Champaign, Il: Human Kinetics.
- Cavanagh, P.R. Clarke, T.E. William, K.R. Kalenak, A. (1978). An evaluation of the effect of orthotics on pressure distribution and rearfoot movement during running. Meeting of the American Orthopedic Society for Sports Medicine, Lake Placid, NY.
- Cavanagh, P.R., Hinrics, R.N. Williams, K R. (1980). Testing procedure for the 1981 runner's world shoe survey. *Runners World*, 38-49.
- Chao, E.Y.S. (1980). Justification of tri-axial goniometer for the measurement fo joint rotation. *J. Biomech.* 13 (12), 989-1006.
- Chard, M.D. Hazleman, B.L. (1989). Tennis elbow-A reappraisal. *Brit. J. Rheum.* 28 (3) 186-190.
- Chard, M.D. Lachmann, S.M. (1987). Racquet sports- patterns of injury presenting to a sports injury clinic. *Brit. J. Sports Med.* 21 (4) 150-153.
- Clarke, T.E. Frederick, E.C. (1981). Dynamic load displacement characteristics of athletic materials. *Am. Society Biomech. Meeting*.

- Clarke, T.E. Frederick, E.C. Cooper, L.B. (1983a). Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. *Int. J. Sports Med.* 4 (4) 247-251.
- Clarke, T.E. Frederick, E.C. Hamill, C.L. (1983b). The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 15 (5) 376-381.
- Clarke, T.E. Lafortuen, M.A. Williams, K.R. Cavanagh, P.R. (1980). The relationship between center of pressure and rearfoot movement in running. *Med. Sci. Sport Exc.* 12 (2) 192.
- Cook, S.D. Kester, M.A. (1985). Shock absorption characteristics of running shoes. *Am. J. Sports Med.* 13 (4) 248-253.
- Cook, S.D. Kester, M.A. Brunet, M.E. (1985). Shock absorption characteristics of running shoes. *Am J. Sports Med.* 13 (4) 248-253.
- Costell, E. Durán, L. (1975). Medida de la textura de los alimentos III. Medida de los "texturógenos" primarios. *ATA* 15 (4) 453-467.
- Costell, E. Durán, L. (1976). Medida de la textura de los alimentos IV. Medida de los "texturógenos" secundarios o indirectos. *ATA* 16 (1) 1-7.
- Crespo, M. (coordinador) Pascual, M.J. Ducamp, J.M. Crespo, M. García, T. Lloréns, P. Sanchez, R. Arranz, J.A. Andrade, J.C. Gallach, J.E. Balaguer, I. (1993). *Tenis. Comité Olímpico Español.*
- Dapena, J. (1986). El uso de la computadora en la biomecánica. *Archivos de Medicina del Deporte* 3 (9) 55-60.
- Donskoi, D. Zatsiorski, V. (1988). *Biomecánica de los ejercicios físicos. Pueblo y Educación Ciudad de La Habana.*
- Duke, M. (1976). Tennis players and eye injuries. *JAMA* 236 (20) 2287.
- Durá, J.V. Gil, S. Ramiro, J. Vera, P. (1996). *Los pavimentos deportivos en España. Martín Impresores SL. Consejo Superior de Deportes.*
- Feit, E.M. Berenter, R. (1993). Lower extremity tennis injuries. Prevalence, etiology, and mechanism. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 83 (9) 509-14.
- Ferrandis, R. García, A.C. Ramiro, J. Hoyos, J.V. Vera, P. (1994). Rearfoot motion and torsion in running: the effects of upper vamp stabilizers. *J. Applied biomech.* 10, 28-42.
- Fintelman, L.F.J. (1989). *Injuries in male and female competition basketball. English summary of TNO publication.*

- Forner, A. García, A.C. Alcántara, E. Ramiro, J. Hoyos, J.V. Vera, P. (1995). Properties of shoe insert materials related to shock wave transmission during gait. *Foot & Ankle Int.* 16 (12) 778-786.
- Francis, P.R. Zozula, C.A. (1990). Experimental determination of limiting and sliding forces for purposes of modelling slips, stumbles, and falls. En Gray, B.E. (Ed) *Slips, stumbles, and falls: pedestrian footwear and surfaces*. Am. Soc. Testing Materials.
- Frederick, E. C. (1993). Optimal frictional properties for sport shoes and sport surfaces. En Hamill, J. Derrick, T.R. Elliott, E.H. (Eds) *Biomechanics in Sports XII*, 15-32.
- Frederick, E.C. Clarke, T.E. Hamill, C.L. (1984). The effect of running shoe design on shock attenuation. En Frederick, E.C. (Eds) *Sport shoes and playing surfaces*. Human Kinetics, Champaign, Il.
- Fricker, P.A. Taunton, J. E. Ammann, W. (1991). Osteitis pubis in athletes. *Sports Med.* 12 (4) 266-279.
- Froimson, A.I. (1969). Tennis leg. *JAMA* 21; 209 (3) 415-6.
- García Ferrando, M. (1991). *Los españoles y el deporte*. Ministerio de Educación y Ciencia. Consejo Superior de Deportes. Madrid.
- García Ferrando, M. Ibañez, J. Alvira, F. (1993). *El análisis de la realidad social. Métodos y técnicas de investigación*. Alianza Universidad. Textos.
- García, A.C. Durá, J.V. Ramiro, J. Hoyos, J.V. Vera, P. (1994). Dynamic study of insole materials simulating real loads. *Foot & Ankle International*. 15 (6) 311-323.
- García-Belenguer, Ferrandis, R. Llana, S. (1985). Estudio del efecto del material en la distribución de presiones y el confort de plantas anatómicas. Proyecto del Plan Tecnológico Valenciano, Instituto de Biomecánica de Valencia.
- Garrick, J.G. (1987). Epidemiology of foot and ankle injuries. *Med. Sport Sci.* 23, 1-7.
- Garrow, J.S. (1981). *Teat obesity seriously*. Livinstone. Edinburgh.
- Gecha, S.R. Torg, E. (1988). Knee injuries in tennis. *Clin. Sports Med.* 7 (2) 435-52.
- Gheluwe, B. Deporte, E. (1992). Friction measurement in ennis on the field and in the laboratory. *Int. J. Sport Biomech.* 8, 48-61.

- Gheluwe, B. Hebbelinck, M. (1986). Muscle actions and ground reaction forces in tennis. *Int. J. Sport Biomech. Human Kinetics.* 2, 88-89.
- Gheluwe, B.V. Smekens, J. Roosen, P. (1994). Electrodynographic evaluation of the foot during treadmill versus overground locomotion. *JAMA* 84, 598-606.
- Giannini, S. Girolami, M. Ceccarelli, F. Di Silvestre, M. Cantagalli, S. (1986). La patologia "minore" del piede nel tennis. *Int. J. Sports Traumatol. Bologna, Italy.* 8, 241-251.
- Gilbert, T. Ansari, A. (1991). A tennis player with a swollen calf. *hosp. practice.* 15, 209-212.
- Gross, T.S. Bunch, R.P. (1989). Material moderation of plantar impact stress. *Med. Sci. Sport Exerc.* 21 (5) 619-624.
- Gross, T.S. Nelson, R. C. (1988). The shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump. *Med. Sci. Sports Exerc.* 20 (5) 506-514.
- Gruchow, H.W. Pelletier, B.S. (1979). An epidemiologic study of tennis elbow. *Am. J. Spots Med.* 7 (4) 234-238.
- Haas, R. (1983). *Come para vencer.* Versal.
- Hernandez, R. (1989). *Morfología funcional deportiva.* Paidotribo. Barcelona.
- 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. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27 (6) 826-30.
- Ilfield, F.W. (1992). Can stroke modification relieve tennis elbow? *Clin. Orthop.* 276, 482-186.
- Inman, V.T. (1976). *Joint of the ankle.* Waverly Press Inc., Baltimor.
- Jones, N.P. (1987). Eye injuries in sport. *Brit. J. Sports Med.* 21 (4) 169-170.
- Jorgensen, U. Bojsen-Moller, F. (1989). Shock absorbency of factors in the shoe/heel interaction with special focus on role of the heel pad. *Foot & Ankle Int.* 9 (6) 294-299.
- Kaelin, V.X. Denoth, J. Stacoff, A. Stussi, E. (1988). Running injuries and running shoe construction. demonstration of possible correlations. *Sportverletz Portsbaden.* 2 (2) 80-85.
- Kapandji, I.A. (1988). *Cuadernos de fisiología articular 2.* Masson.

- Kreighbaum, E. Barthels, K.M. (1990). *Biomechanics. A qualitative approach for studying human movement.* Mcmillan Publishing Company, Nueva York.
- Kulund, D.N. McCue, F.C. Rockwell, D.A. Gieck, J.H. Cat, E.D. (1979). Tennis injuries: prevention and treatment. *Am.J. Sports Med.* 7 (4) 248- 253.
- Larrison, W. I. Hersh, P.S. Kunzweiler, T. Shingleton, B.J. (1990). Sports-related ocular trauma. *Ophthalmology.* 97 (10) 1265-1269.
- Leach, R.E. Miller, J.K. (1988). Lateral and medial epicondylitis of the elbow. *Clin. Sports Med.* 6 (2) 259-272.
- Lees, A. Field, P. (1985). The consistency of ground reaction forces. *J. Sport Sci.* 3, 244.
- Light, L.H. McLellan, G.E. Klenerman, L. (1980). Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *J. Biomech.* 13, 477-480.
- Ligth, L.H. McLellan, G.E. (1977). Skeletal transient associated with heel strike. *J. Physiol.* 272. 7-10.
- Linder, M.C. (1991). *Nutritional biochemistry and metabolism.* Elsevier Science Publishing Company, Inc. Nueva York.
- Llana, S. Brizuela, G.A. (1996). Modificaoines en la cinética de la marcha humana inducidas por el treadmill. *Selección.* 5 (3) 166-170.
- Lo, Y.P.C. Hsu, Y.C.S. Chan, M.K. (1990). Epidemiology of shoulder impingement in upper arm sports events. *Bri. J. Sports Med.* 24 (3) 173-177.
- 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. *Int. J. Sport Biomech.* 2 (3) 166-174.
- Luethi, S.M. Nigg, B.M. (1985). The influence of different shoe constructions on discomfort and pain in tennis. En Winter, D.A. (Ed.) *Biomechanics IX-b, Human Kinetics Publishers, Champaign, Ill.*
- Maffulli, N. Regine, R. Carrillo, F. Capasso, G. Minelli, S. (1990) Tennis elbow: An ultrasonographic study in tennis players. *Brit. J. sports Med.* 24 (3) 154-151.
- Marks, M.R. Haas, S.S. Wiesel, S.W. (1988). Low back pain in the competitive tennis player. *Clin. Sports Med.* 7, 277-287.

- McClay, I.S. Robinson, J.R. Andriacchi, T.P. Frederick, E.C. Gross, T. Martin, P. Valiant, G. Williams, K.R. Cavanagh, P.R. (1994). A kinematic profile of skills in professional basketball players. *J. Applied Biomech.* 10, 205-221.
- McClay, I.S. Robinson, J.R. Andriacchi, T.P. Frederick, E.C. Gross, T. Martin, P. Valiant, G. Williams, K.R. Cavanagh, P.R. (1994). A profile of ground reaction forces in professional basketball. *J. Applied Biomech.* 10, 222-236.
- McMahan, T.A. Greene, P.R. (1979). The influence of track compliance on running. *J. Biomech.* 12, 893-904.
- McNitt-Gray, J.L. (1994). Kinematic and impulse characteristics of drop landings from three heights. *J. Biomech.* 7, 201-224.
- MGD. (1988). Estadísticas de la Mutua General Deportiva en relación a las lesiones de tenis.
- MGD. (1989). Estadísticas de la Mutua General Deportiva en relación a las lesiones de tenis.
- Michel, H. (1978). Rotational movement on ground surfaces. Tesis doctoral, ETH Zurich.
- Misevich, K.W. Cavanagh, P.R. (1984). Material aspects of modelling shoe/foot interaction. En Frederick, E.C. (Ed) *Sport shoes and playing surfaces.* Human Kinetics, Champaign, Il.
- Mohtady, N. Poole, A. (1996). Raquet Sports. En Caine, D.J. Caine, C.G. Lindner, K.J. (Eds) *Epidemiology of sports injuries.* Human Kinetics, Champaign Il.
- Murtagh, J.E. (1988). Tennis elbow. *Aust. Fam. Phys.* 17 (2) 90-95.
- Navanati, B.A. (1991). Eye injuries in racket sports. *Brit. Med. J.* 302. 1599.
- Nigg, B. M. Lluthi, S.M. Bahlsen, H.A. (1989). The tennis shoe. Biomechanical design criteria. En *The shoe in sport.* Segesser, B. Pforringer, W. (Ed). Wolfe Publishing, Ltd.
- Nigg, B.M. (1986). *Biomechanics of running shoes.* Champaign, Il: Human Kinetics.
- Nigg, B.M. (1994). Biomechanics as applied to sports. En Harries, M. Williams, C. Stanish, W.D. Micheli, L.J. (Ed) *Oxford textbook of sports medicine.* Oxford University Press.

- Nigg, B.M. Bahlsen, A. (1988). Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination, and impact forces for heel toe running. *Int. J. Sports Biomech.* 4, 205-219.
- Nigg, B.M. Denoth, J. Kerr, B. Luethi, S. Smith, D. Stacoff, A. (1984). Load, sport shoes and playing surfaces. En Frederick, E.C. (Ed) *Sport shoes and playing surfaces*, Human Kinetics Publishers, Champaign Il.
- Nigg, B.M. Denoth, J. Neukomm, P.A. (1981). Quantifying the load on the human body: Problems and some possible solutions. En Morecki, A. Fidelus, K. Kedzior, K. Wit, A. (Eds) *Biomechanics VII-B*. University Park Press.
- Nigg, B.M. Denoth, J. (1980). *Playing Surfaces*. Juris Verlag, Zurich.
- Nigg, B.M. Frederick, E.C. Hawes, M.R. Luethi, S.M. (1986). Factors influencing short term pain and injuries in tennis. *Int. J. Sport Biomech.* 2, 156-165.
- Nigg, B.M. Herzog, W.(1994). *Biomechanics of the musculoskeletal system*. John Wiley & Sons.
- Nigg, B.M. Luethi, S. (1980). Bewegungsanalysen beim Laufschuh. *Sportwissenschaft*, 3, 309-320.
- Nigg, B.M. Segesser, B. (1988). The influence of playing surfaces on the load on the locomotor system and on football and tennis injuries. *Sports Med.* 5, 375-385.
- Nirschl, R.P. (1986). Soft-tissue injuries about the elbow. *Clin. Sports Med.* 5 (4) 637-652.
- Nirschl, R.P. (1988). Prevention and treatment of elbow and shoulder injuries in the tennis player. *Clin. Sports Med.* 7 (2) 289-308.
- Ottaviani, R.A. Ashton-Miller, J.A. Kothary, S.U. Wojtys, E.M. (1995). Basketball shoe height and maximal muscular resistance to applied ankle inversion and eversion movements. *Am. j. Sports Med.* 23 (4) 418-423.
- Pfeifer, J.P. Gast, W. Pforringer, W. (1992). Traumatologie und sportschaden im basketballsport. *Sportverletz, Sportschaden*, 6 (3) 91-100.
- Prats, J. (coordinador) Prtas, J. Comín, M. Perís, J.L. Dejoz, R. Vera, P. (autores) Hoyos, J.V. Sanchez-Lacuesta, J. Soler-Gracia, C. Alcántara, E. (colaboradores) (1992). *Biomecánica de la fractura osea y técnicas de reparación*. Instituto de Biomecánica de Valencia.

- Priest, J.D. (1988). The shoulder of the tennis player. *Clin. Sports. Med.* 7 (2) 387-402.
- Priest, J.D. Nagel, D.A. (1976). Tennis shoulder. *Am. J. Sports Med.* 4 (1) 28-42.
- Ramiro, J. (1989). El calzado para carrera urbana . Criterios biomecánicos de diseño. Martín Impresores SA. Valencia.
- Ramiro, J. (coordinador) Ramiro, J. Alcántara, E. Forner, A. Ferrandis, R. García-Belenguer, A. Durá, J.V. Vera. P. (autores) Brizuela, G.A. Llana, S. (colaboradores). (1995). Guía de recomendaciones para el diseño de calzado. IBV.
- Rash, P.J. Burke, R.K. (1986). Kinesiología y anatomía aplicada. El Ateneo, Buenos Aires.
- Robinson, J.R. Frederick, E.C. Cooper, L.B. (1986). Systematic ankle stabilization and the effect on performance. *Med. Sci. Sport Exerc.* 18 (6) 625-628.
- Sagan, C. (1983). Cosmos. Planeta.
- Schoonbeek, I. Gheluwe, B. Deporte, E. (1987). Friction in tennis: the influence of the shoe, the playing surface and the foot position. *Geneeskunde Sport.* 4, 128-133.
- Shackel, B. Chidsey, K.D. Shipley, P.(1969). The assessment of chair confort.Part I. Experimental comparisions of upright chairs. *Ergonomics*, 12 (2) 269-286.
- Shackel, B. Chidsey, K.D. Shipley, P.(1969). The assessment of chair confort.Part II. Individual opininos and dimension recommendations as chair selection methods. *Ergonomics*, 12 (2) 287-293.
- Shackel, B. Chidsey, K.D. Shipley, P.(1969). The assessment of chair confort.Part III. Methodology-Results and suggestions. *Ergonomics*, 12 (2) 294-306.
- Simpson, J.K. Shewokis, A.P. Alduwaisan, S. Reeves, K.T. (1992). Factors influencing rearfoot kinematics during a rapid lateral braking movement. *Med. Sci. Sport Exec.* 24 (5) 586-594.
- Simpson, K. (1991). Factors related to rearfoot kinematics during a rapid braking movement.. En XIIIth International Congress on Biomechanics: Book of abstracts Univ. Western Australia, Perth. 461-462.
- Smeathers, J.C. (1989). Meassurement of transmisibility for the human spine during walking and running. *Clin. Biomech.* 4 (1) 34-40.
- Smith Agreda, V. (1981). Anatomía aplicada y biomecánica de los miembros. Facultad de Medicina de Valencia. Valencia.

-
- Smith, L. Clarke, T. Hamill, C. Santopietro, F. (1986). The effect of soft and semi-rigid orthoses upon rearfoot movement in running. *Podiatric Sports Med.*, 76 (4) 227-233.
 - Stacoff, A. Kaelin, X. (1983). Pronation and sportshoe design. En B.M. Nigg y B.A.Kerr (Eds.): *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*, 143-151.
 - Stacoff, A. Kaelin, X. Stussi, E. (1991). The effects of shoes on the torsion and rearfoot motion in running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23 (4) 482-490.
 - Stacoff, A. Kaelin, X. Stussi, E. Segesser, B. (1989). The torsion of the foot in running. *Int. J. Sport Biomechanics.* 5, 375-389.
 - Stacoff, A. Stuessi, E. Sonderegger, D. (1985). Lateral stability of sportshoes. En Winter, D. Norman, R. Wells, R. Hayes, R. Patla, A. (Eds.) *Biomechanics IX-b*, Champaign, Il: Human Kinetics. 139-143.
 - Stratford, P.W. Norman, G.R. McIntosh, J.M. (1989). Generalizability of grip strength measurements in patients with tennis elbow. *Phys. Ther.* 69 (4) 286-291.
 - Stucke, H. Baudzus, W. Baumann, W. (1984). On friction characteristics of playing surfaces. En B.M. Nigg y Kerr (Eds), *Sport shoes and playing surfaces*, 87-97.
 - Stüssi, E. Stacoff, A. (1993). Biomechanische und orthopädische probleme des tennis- und hallenschuhs. *Sportverl. Sportschad Georg Thieme Verlag*, 7, 187-190.
 - Stüssi, E. Stacoff, A. Tiegermann, V. (1989). Rapid sideward movements in tennis. En *The shoe in sport* Segesser, B. y Pforringer W. (eds). 53-64.
 - Sussman, D.H. (1987). The effect of high and low basketball shoes on subtalar joint pronation and supination. Ph D. Thesis; Southern Illinois University, Carbondale, USA.
 - Sussman, D.H. Hamill, J. Miller, M. (1988). Effect of shoe height and profilactic taping on ankle joint motion during simulated basketball rebounding. En Groot, G. Hollander, P.A. Huijing, G.J. Schenau, I. (Eds) *Biomechanics XI-b*, Free University Press, A
 - Tiegerman, V.(1983). Reaction forces and emg activity in fast sideways movements. En Nigg, B.M. Kerr, B. (Eds) *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*. Human Kinetics Publishers, Champaign Il.

-
- Valiant, G. Cavanagh, P.R. (1987). A study of landing from a vertical jump implications for the design of a basketball shoe. En Biomechanics IX-b, Human Kinetics Publishers. Champaign, Il.
 - Valiant, G.A. (1987). Ground reaction forces developed on artificial turf. Proceedings of the First World Congress of Science and Medicine in Football. Reilly and Lees (Eds.). London: E. and Fn Spon.
 - Valiant, G.A. (1989). A measuring translational and rotational traction characteristics of footwear. En Gregor, R.J. Zernicke, R.F. (Eds) Proceedings of the XII International Congress of Biomechanics. University of California. Los Ángeles.
 - Valiant, G.A. (1990). Transmission and attenuation of heelstrike accelerations. En Cavanagh P.R. (Ed.) Biomechanics of distance running, Champaign Il. Human Kinetics.
 - Valiant, G.A. Himmelsbach, J.A. (1996). Performance test to evaluate forefoot stability of basketball shoes. En Marshall, R.N. Wood, G.A. Elliot, B.C. Ackland, T.R. McNair, P.J. (Eds) XIIIth International Congress on Biomechanics, Perth, Australia.
 - Valiant, G.A. McMahon, T.A. Frederick, E.C. (1987). A new test to evaluate the cushioning properties of athletic shoes. En Johnson, B. (Ed) Biomechanics X, Champaign, Il, Human Kinetics, 937-941.
 - Vaughan, C.L. Davis, B.L. O'Connor, J.C. (1992). Dynamics of human gait. Human Kinetics Publishers, Champain, Il.
 - Vera, P. Hoyos, J.V. (1993). Técnicas instrumentales desarrolladas por el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) para el análisis de las actividades humanas. Instituto de biomecánica de Valencia.
 - Vera, P. Hoyos, J.V. Nieto, J. (1985). Biomecánica del aparato locomotor. Martin Impresores, Instituto de Biomecánica de Valencia.
 - Voloshin, A.S. Burger, C.D. Wosk, J. Arkan, M. (1985). An in vivo evaluation of the legs shock-absorbing capacity. En Winter, D. Norman, R. Wells, R. hayes, R. Patla, A. (Eds.) Biomechanics IX-b, Champaign, Il: Human Kinetics. 112-116.
 - Voloshin, A.S. Wosk, J. (1982). An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. J. Biomech. 15, 21-27.

-
- Winge, S. Jergensen, U. Nielsen, Lassen, A.(1989). Epidemiology of injuries in danish championship tennis. *Int. J. Sports Med.*, 368-371.
 - Winter, D.A. (1979). *Biomechanics of human movement*. John Wiley & Sons. Nueva York.
 - Woltring, H.J. (1991). Representation and calculation of 3-D joint movement. *Human Movement Science*. 10, 603-616.
 - Wosk, A. Voloshin, A.S. (1981). Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *J. Biomech.* 14, 261-208.
 - Wosk, A. Voloshin, A.S. (1982). Force wave transmission through the human locomotor system. *J. Biomech.* 15, 21-27.
 - Zatsiorsky, V.M. Prilutsky, B.N. (1987). Soft and stiff landing. 10th International Congress of Biomechanics, Umea. 739-743.

7.2.- BIBLIOGRAFÍA CONSULTADA

- Abramowitz, A.J. Schepsis, A. McArthur, C. (1994). The medial tibial syndrome. The role of surgery. *Orthop. Rev.* 23, 11, 875-881.
- Albright, J.A. (1979). Bone: Physical Properties. En J.A. Albright (Ed.) *The Scientific Basis of Orthopaedic*. New York: Appleton Century Crofts. 135-184
- Albright, J.P. Saterbak, A. Stokes, J. (1995). Use of knee braces in sport. *Current recommendations* (Editorial). *Sports Med.* 20 (5) 281-301.
- Alexander, R.M. (1991). Energy-saving mechanisms in walking and running. *J. Exp. Biol.* 160, 55-69.
- Alexander, R.M. (1992). A model of bipedal locomotion on compliant legs. *Philos. Trans. R. Soc. Lond. B. Biol. Sci.* 338, 189-198.
- Allen, M.E. (1990). Arthritis and adaptive walking and running. *Rheum. Dis. Clin. North. Am.* 16 (4) 887-914.
- Allenmark, C. (1992). Partial achilles tendon tears. *Clin. Sports Med.* 11 (4) 759-769.
- Almekinders L.C. Almekinders S.V. (1994). Outcome in the treatment of chronic overuse sports injuries: a retrospective study. *J.Orthop Oports Phys Ther.* 19 (3) 157-61.
- Amdur, N. (1979). Has the tennis boom lost its bloom? *J. World Tennis*-26 (8) 25.
- Analisis de las raquetas de tenis. OCU Compra Maestra Edocusa, Madrid. 4-8.
- Andrews, J.R. Macleod, W.D. (1977). The cutting mechanism. *Am. J. Sports Med.* 5, 111-121.
- Anónimo. (1983). 1983 complete guide to tennis shoes and foot care. *World Tennis*-31 (1) 75-78; 81; 83.
- Anónimo (1983). Merchandising of tennis shoes. *Tennis Industry* 11 (2) 32-38;40-44.
- Anónimo (1984). 1984 merchandiser for shoe buyers. (Serial Article) *Tennis Industry*, 12 (9) 29-45.
- Anónimo. (1982). Tennis shoes: past, present & future: 72-82. *Tennis Industry* 10 (9) 6-7; 9; 11-14.

- Anónimo. (1983). Der sportstättenbelag in einer tennishalle. Fussboden ZTG. s.n. 23-30.
- Anónimo. (1983). Tennis shoes: the new technology. Tennis Industry-11(2), 10-11; 13-14; 16; 19-20.
- Anónimo. (1986). Shoe intro. Tennis Industry, 14 (7) 20-26; 31-35.
- Anónimo. (1989). What's a foot? our 1989 survey of tennis shoes (serial article) Tennis Aust. Asia Pacific. 14 (5) 41-45.
- Anónimo. (1990). Focus on footwear. (Serial article). Tennis Asia, Aust., Pacific. 15 (5) 43; 45; 47; 49; 51.
- Applewhaite, C.H. Moss, B. (1988). Tenis completo: golpes, técnica, tácticas y preparación para mejorar. Hispano Europea, Barcelona.
- Ariel, G.B. (1976). Biomechanics of athletic shoe design. En P.V. komi (Ed.): Biomechanics V-b, Baltimore, Maryland: University Park Press. 61-367.
- Aspectos epidemiológicos del calzado para baloncesto. Informe presentado por el Instituto de Biomecánica de Valencia a la empresa J'hayber SA. Febrero de 1994.
- Astrand, P-O. Rodahl, K. (1986). Textbook of work physiology. Physiological bases of exercise. Mcgraw-Hill.
- Baitch, S.P. Blake, R.L. Fineagan, P.L. Senatore, J. (1991). Biomechanical analysis of running with degrees inverted orthotic devices. J. Am. Podiatr. Med. Assoc. 81, 12, 647-652.
- Barba, S. Labarthe, P. (1990). Essai comparatif: 18 modeles de chaussures de tennis. En 50 Millions Consommateurs 229, 70-76.
- Barbour P.J. Levitt L.P. (1983) Tennis foot drop. J. Sports Med. Phys Fitness. 23 (4) 427-8.
- Bass, D. Albertyn, R. Melis, J. (1995). Child pedestrian injuries in the cape metropolitan area. Final results of a hospital based study. S. Afr. Med. J. 85 (2) 96-99.
- Bates, B.T. (1989). Comment on 'the influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe-running'. J. Biomech. 22 (8) 963-965.
- Bates, B.T. James, S.L. Osternig, L.R. Sawhill, J.A. (1981). Effects of running shoes on ground reaction forces. En Morecki, A. Fidelus, K. Kedzior, K. Wit, A. (Eds.): Biomechanics VII-b, Baltimore, Maryland: University Park Press. 226-233.

-
- Bates, B.T. Osternig, L.R. Mason, B. James, S.L. (1979). Functional variability of the lower extremity during the support phase of running. *Med. Science Sports Exercise*. 11, 328-331.
 - Bates, B.T. Osternig, L.R. Sawhill, J.A. Hamill, J. (1983). Identification of critical variables describing ground reaction forces during running. En Matsui, H. y Kobayashy, K. (Eds.): *Biomechanics VII-b*, Champaign. Il: Human Kinetics. 635-640.
 - Bates, B.T. Osternig, L.R. Sawhill, J.A. James S.L. (1983). An assessment of subject variability, subject-shoe interaction, and the evaluation of running shoes using ground reaction forces data. *J. Biomech*. 16, 3, 181-191.
 - Baumann, W. (1981). On mechanical load on the human body during sports activities. En Morecki (Ed.): *Biomechanics VII-b*. Baltimore: University Park Press. 79-87.
 - Belkin, S.C. (1980). Stress fractures in athletes. *Orthop. Clin. North Am*. 11 (4) 735-742.
 - Benett, P.J. Duplock, L.R. (1993). Pressure distribution beneath the human foot. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc*. 83 (12) 674-678.
 - Bennett, M.B. Ker, R.F. (1990). The mechanical properties of the human subcalcaneal fat pad in compression. *J. Anat*. 171, 131-138.
 - Bergeron, M.F. Maresh, C.M. Kraemer, W.J. Abraham, A. Conroy, B. Gabaree, C. (1991). Tennis: a physiological profile during match play. *Int. J. Sports Med*. 12, 474-479.
 - Bergmann, G. Kniggendorf, H. Graichen, F. Rohlmann, A. (1995). Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint. *J. Biomech*. 28 (7) 817-827.
 - Bernstein R.M.(1995). Spontaneous rupture of the tibialis anterior tendon. *Am. J. Orthop*. 24 (4) 354-6.
 - Blake, R.L. Ferguson, H.J. (1993). Effect of extrinsic rearfoot posts on rearfoot position. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc*. 83 (8) 447-456.
 - Bloedel, P.K. Hauger, B. (1995). The effects of limb length discrepancy on subtalar joint kinematics during running. *J. Orthop. Sports Phys. Ther*. 22 (2) 60-64.
 - Bobbert, M.F. Yeadon, M.R. Nigg, B.M. (1992). Mechanical analysis of the landing phase in heel-toe running. *J. Biomech*. 25 (3) 223-234.

- Bonner, A.C. Cloutier, J. Econopouly, J. Feitz, D. (1990). Diagnosis of partial rupture of tendo achillis with magnetic resonance imaging. *J. Foot. Surg.* 29 (3) 212-217.
- Bonstingl, R. W. Chauncey, A. Morhouse. Nievel, B.W. (1975). Torques developed by different types of shoes on various playing surfaces. *Med. Science Sports Excerc.* vol. 7, n. 2, 127-131.
- Bosco, C. Luhtanen, P.K. (1983). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur. J. Appl. Physiol.* 50, 273-282.
- Bowerman, W.J. (1982a). Anatomy of a running shoe. En R.P. Mack (Ed.): *Symposium on the foot & leg in running sports.* St. Louis, Missouri: Mosby. 60-63.
- Box, G.E.P. Hunter, W.G. Hunter, J.S. (1978). Randomized blocks and two way factorial designs. En *Statistics for Experiments*, New York: Wiley. 208-244.
- Brecht, J.S. Chang, M.W. Price, R. Lehmann, J. (1995). Decreased balance performance in cowboy boots compared with tennis shoes. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 76 (10) 940-6.
- Brody, H. (1979). Physics of the tennis racket. *Am. J. Phys.* 47, 482-487.
- Brunick, T. (1988). Tennis shoes : how to find your perfect match. *J. Australian Fitness & Training.* Sydney. 3 (4) 42-45.
- Bruno, P (1992). Is there health after tennis? Serial Article. *J.Racquet New York*, 11 (111) 99.
- Caine, C.G. Caine, D.J. Lindner, K J. (1996). The epidemiologic approach to sports injuries. *epidemiology of sport injuries. Human Kinetics.*
- Casolo, F. (1992). Theoretical model and experimental tests for tennis impact dynamics. En Rodano, R. (Ed.) *ISBS'92 Proceedings of the 10th symposium of the international society of biomechanics in sports*, Milan, Italy.
- Cavanagh, P.R. (1980). A technique for the display of pressure distributions data beneath the foot. *J. Biomech.* 13 (2) 69-75.
- Cavanagh, P.R. (1982). The shoe-ground interface in running. En R.P. Mack (Ed.): *Symposium on the foot and leg in running sports*, St. Louis, Missouri: Mosby. 30-44.
- Cavanagh, P.R. (1985). Current approaches, problems, and future directions in the shoe evaluaion tecniques. *Biomechanics IX-b*, 123-127.

- Cavanagh, P.R. (1987). The biomechanics of lower extremity action in distance running. *Foot & Ankle*. 7 (4) 197-217.
- Cavanagh, P.R. Lafortune, M.A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *J. Biomech*. 13, 397-406.
- Chan, K.M. Yuan, Y. Li, C.K. Chien, P. Tsang, G. (1993). Sports causing most injuries in hong kong. *Br. J. Sports Med*. 27 (4) 263-267.
- Chandler, T.J. Kibler, W.B. (1993). A biomechanical approach to the prevention, treatment and rehabilitation of plantar faciitis. *Sports Med*. 15 (5) 344-352.
- Chapman, A.E. Leyland, A.J. Ross, S.M. Ryall, M. (1991). Effect of shoe conditions upon frictional characteristics of squash court shoes. *J. Sport Sci*. 9, 33-41.
- Chen, H. Nigg, B.N. Koning, J. (1994). Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. *Clin. Biomech*. 9, 335-341.
- Chu, M.L. Yazdani-Ardakani, S. Gradisar, I.A. Askew, M.J. (1986). An in vivo simulation study of impulsive force transmission along the lower skeletal extremity. *J. Biomech*. 19, 979-987.
- Cibulka, M.T. (1990). Management of a patient with forefoot pain: a case report. *Phys. Ther*. 70 (1) 41-44.
- Clarke, T.E. Cooper, L.B. Clarke, D.E. Hamill, CL. (1985). The effect of increased running speed upon peak shank deceleration during ground contact. En D. Winter, R. Norman, R. Wells, K. Hayes, A. Patla (Eds.): *Biomechanics IX-b*, Champaign, Il. 101-105.
- Clarke, T.E. Frederick, E.C. Hamill, C.L. (1984). The study of rearfoot movement in running. En E.C. Frederick (Ed.): *Sport shoes and playing surfaces*, 166-189. Champaign, Il: Human Kinetics.
- Clement, D.B. (1987). Stress fractures of the foot and ankle. En R.J. Shephard y J.E. Taunton (Eds.): *Foot and ankle in sport and exercise*, Switzerland: Karger. 23, 56-70.
- Cole, G.K. Nigg, B.M. Fick, G.H. Morlock, M.M. (1995). Internal loading of the foot and ankle during impact running. *J. Applied Biomechanics*, 11, 25-46.
- Cole, G.K. Nigg, B.M. Ronsky, J.L. (1993). A generalised method for determining 3-d angular joint motion. En R.N. Marshall, G.A. Wood, B.C. Elliott, T.R. Ackland, P.J. McNair (Eds.): *XIIIth International Congress on Biomechanics. Abstracts book*, 342-343.

- Cook, S.D. Schultz, G. Omev, M.L. Wolfe, M.W. Brunet, M.F. (1993). Development of lower leg strength and flexibility with the strength shoe. *Am. J. Sports Med.* 21 (3) 445-448.
- Cousteau, J.P. (1981). *Medicina del tenis*. Masson, París.
- Cowan, D.N. Jones, B.H. Robinson, J.R. (1993). Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. *Arch. Fam. Med.* 2 (7) 723-724.
- Czerniecki, J.M. (1988). Foot and ankle biomechanics in walking and running. A review. *Am J. Phys Med. Rehabil.* 67 (6) 246-252.
- Dalziel, R. Dixon, P.(1991). Tennis injuries. *Aust. Fam. Physician.* 20 (7) 934-937.
- Davison-Lungley,-(1977). Use your head when choosing your shoes. *J. Tennis World-8* (10) 36-37.
- De-Loës, M. (1995). Epidemiology of sports injuries in the swiss organization "youth and sports" 1987-1989. Injuries, exposure and risks of main diagnoses. *Int. J. Sports Med.* 16 (2) 134-138.
- De-Loës, M. Goldie, Y. (1988). Incidence rate of injuries during sport activity and physical exercise in a rural swedish municipality: Incidence rates in 17 sports. *Int. J. Sports Med.* 9 (6) 461-467.
- Declercq, D. Aerts, P. Kunnen, M. (1994). The mechanical characteristics of the human heel pad during foot strike in running: An in vivo cineradiographic study. *J. Biomech.* 27 (10) 1213-1222.
- Denoth, J. (1983). A method to measure mechanical properties of soles and playing surfaces. En B.M. Nigg y B.A. Kerr (Eds.): *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*, Calgary: University Printing. 43-50.
- Devas, M.B. (1958). Stress fractures of the tibia in athletes or "shin soreness". *J. Bone Joint Surg.* 40, 227.
- Diem, C.J. (1993). Criteria for running (jogging) shoe tests. *Sportverletz Sportschaden.* 7, 4, 196-199.
- Dillman, C.J. (1975). Kinematic analyses of running. *Exerc. Sport Sci. Rev.* 193-216.
- Doherty, D. Ackerman, L. (1979). Getting your money's worth in tennis shoes. *J.Tennis* 15 (3) 77-83.
- Dufek, J.S. Bates, B.T. (1991). Dynamic performance assessment of selected sport shoes on impact forces. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23, 1062-1067.

- Dunlop, J.I. Milner, C.J. White, K. (1992). Sports surface-ball interactions: laboratory measurement techniques. *J. Sports Turf Research Institute*, 68, 114-124.
- Edington, C.J. Frederick, E.C. Cavanagh, P.R. (1990). Rearfoot motion in distance running. En P.R. Cavanagh (Ed.): *Biomechanics of distance running*, Champaign, IL: Human Kinetics, 135-164.
- Eichner, E.R. (1988). Sudden death in racquet sports. *Clin Sports Med.* 2, 245-52.
- Elliot, B.C. (1989). Tennis strokes and equipment. En Vaughan, C.L. (Ed.), *Biomechanics of sport*. Boca Raton, Fla., CRC Press 263-288.
- Elliott, b.C. Wood, G.A. (1983). The biomechanics of the foot-up and foot-back tennis service techniques. *Aust. J. Sport Sciences* 3 (2) 3-6.
- Essenmacher, J. (1991). Orthotics: who? when? why? *J. Inside Women's Tennis*, 15 (6) 22-23.
- Fields, F.B. Delaney, M. Hinkle, J.S. (1990). A prospective study of type a behavior and running injuries. *J. Fam. Pract.* 30 (4) 425-429.
- Fiott, S. (1976). Sizing up the goody new shoes. *World Tennis* 23 (11) 33-37.
- Fiott, S. (1979). Buying new tennis shoes: comfort versus durability. *Tennis USA*. 42 (2) 12-13.
- Fiott, S. (1979). If the shoe fits. *World Tennis*. 27 (2) 44;92.
- Fitzgerald, R. (1991). How biomechanics has forever changed tennis. *Tennis Aust.* 16 (8) 56.
- Fleckenstein, J.L. Weatherall, P.T. Parkey, R.W. Payne, J.A. Peshock, R.M. (1989). Sports-related muscle injuries: Evaluation with MR. Imaging. *Radiology*. 172 (3) 793-798.
- Folman, Y. Wosk, J.; Voloshin, A. (1986). Cyclic impacts on heel strike: a possible biomechanical factor in the etiology of degenerative disease of the human locomotor system. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 104, 363-365.
- Frederick, E.C. (1984). Shoe design, anthropometry, biomechanics and tennis injuries. *Nike Res. News*. Nike, Exeter US. 3.
- Frederick, E.C. Clarke, T.E. Hamill, C.L. (1983). Shoe design and rearfoot control in running. *Med. Sci. Sports Exerc.* 15 (2) 176.

- Frederick, E.C. Clarke, T.E. Hamill, C.L. (1984). The effect of running shoe design on shock attenuation. En E.C. Frederick (Ed.): Sports shoes and playing surfaces, Champaign, Il: Human Kinetics. 190-198.
- Galenson, D.W. (1993). The impact of economic and technological change on the careers of american men tennis players 1960-1991. *J. Sport History* 20 (2) 127-150.
- Garrick, G. J. Requa, R K. (1978). Injuries in high school sports. *Pediatrics*, 61, 3.
- Garth, W.P. jr. Miller, S.T. (1989). Evaluation of claw toe deformity, weakness of the foot intrinsics, and posteromedial shin pain. *Am. J. Sports Med.* 17 (6) 821-827.
- Gatter, R.A. (1968). Tennis shoe traction. *JAMA.* 2 (10) 706.
- Geppert, M.J. Sobel, M. Hamilton, W.G. (1992). So-called trigger ankle due to an aberrant flexor hallucis longus muscle in a tennis player. A case report [letter; comment]. *J. Bone Joint Surg Am.* 74 (2) 294-295.
- Gibbs, R.C. (1973). Tennis toe. *Archives Dermatology.* 107. 918.
- Gingerich, G. (1986). Tennis' popularity seen expanding to the masses. *Sports Business.* 14 (8) 92-93.
- Goldberg, M.J. (1970). A syndrome that is already a syndrome. "Coup de fouet" is "tennis leg". *Angiology.* 21 (4) 260-264.
- Gordon, J E. (1949). The epidemiology of accidents. *Am. J. Public Health.*
- Graham, C.E. (1987). Plantar fasciitis and the painful heel syndrome. En R.J. Shephard y J.E. Taunton (Eds.): *Foot Ankle Sport Exerc.* Switzerland: Karger. 23, 99-104.
- Groppe, J. Clarke, T. (1987). Shocking news: on the heels of running research, tennis shoe manufacturers are creating new and better products to prolong your tennis life. *World Tennis.* New York. 34 (11) 50-52.
- Groppe, J.L. (1982). Fit to be tied? some shoes are and some aren't. here are several guidelines, based on the latest biomechanical research, you should use when looking for a perfect fit. *World Tennis* 30 (1) 62-64.
- Groppe, J.L. (1985). 10 tips for shoes that fit. *World Tennis.* Los Angeles. 32 (12) 38-39.
- Groppe, J.L. (1986). The biomechanics of tennis: An overview. *Int. J. Sport Biomech.* Nelson R.C. (Ed) 2, 141-155.

-
- Groppe, J.L. (1988). Biomechanical aspects of player development and sports medicine in tennis En USPTA sport science and sports medicine guide, Volume 1, Princeton, N.J. United States Professional Tennis Association, 7-18.
 - Groppe, J.L. Roetert, E.P. (1992). Applied physiology of tennis. *Sports Med.* 14, 260-268.
 - Gross, T.S. Bunch, R.P. (1988). Measurement of discrete vertical in.shoe stress with piezoelectric transducers. *J. Biomed. Eng.* 10 (3) 261-265.
 - Hainline, B. (1995). Low back injury. *Clin. Sports Med.*14 (1) 241-65.
 - Hayes, W.L. (1987). Bone mechanics: material properties. *Fracture Healing.* 97-104.
 - Hellmann, D.B Helms, C.A.Genant, H.K. (1983) Chronic repetitive trauma: a cause of atypical degenerative joint disease. *Skeletal Radiology.* Berlin 10(4). 236-242.
 - Hennig, E.M. Lafortune, M.A. (1991). Relationship between ground reaction forces and tibial bone acceleration parameters. *Int. J. Sports Biomech.* 7, 303-309.
 - Herrick, R.T. Herrick, S. (1983). Rupture of the plantar fascia in a middle-aged tennis player. a case report. *Am. J. Sports Med.* 11 (2) 95.
 - Herring, S A. (1990). Rehabilitation of muscle injuries. *Med. Sci. Sport Exerc.* 22 (4) 453-456.
 - Hughes, M. Clarcke, S. (1993). Surface effect on patterns of play of elite tennis players. 1st world congress of science and raquet sport, Liverpool. *J. Sport Sci.* 11 (6) 554.
 - Inman, V.T. Ralston, H.J. Todd, F. (1981). *Human walking.* Williams & Wilkins. Baltimore. USA.
 - International Society of Biomechanics (1995). A joint coordinate system for the ankle complex. *ISB new's letter.* 59, 6-8.
 - Jerosch, J. Castro, W.H. Halm, H. Bork, H. (1995). Influence of the running shoe sole on the pressure in the anterior tibial compartment. *Acta Orthop. Belg.* 61 (3) 190-198.
 - Johanson, M.A. Donatelli, R. Wooden, M.J. Adrew, P.D Cummings, G.S. (1994). Effects of three different posting methods on controlling abnormal subtalar pronation. *Phys. Ther.* 74 (2) 149-158.

- Jonhagen, S. Nemeth, G. Eriksson, E. (1994). Hamstring injuries in sprinters. the role of concentric and eccentric hamstring muscle strength and flexibility. *Am. J. Sports Med.* 22 (2) 262-266.
- Jorgensen, U. (1985). Achillodynia and loss of heel pad shock absorbency. *Am. J. Sports Med.* 13 (2) 128-32.
- Jorgensen, U. Ekstrand, J. (1988). Significance of heel pad confinement for the shock absorption at heel strike. *Int. J. Sports Med.* 9 (6) 468-473.
- Jorgensen, U. Winge S. (1990). Injuries in badminton. *Sports Med.* 10 (1) 59-64.
- Jorgensen, U. Winge, S. (1987). Epidemiology of badminton injuries. *Int. J. Sports Med.* 8, 379-382.
- Kaalund, S. Lass, P. Jogsaa, B. Nohr, M. (1989). Achilles tendon rupture in badminton. *Br. J. Sport Med.* 102-104.
- Kelin, X. Stacoff, A. Denoth, J. Stuessi, E. (1988). Shock absorption during landing after a jump. En *Biomechanics XI-b*, Free University Press. Amsterdam. 685-688.
- Kinoshita, H. Ogawa, T. Kuzuhara, K. Ikuta, K. (1993). In vivo examination of the dynamic properties of the human heel pad. *Int. J. Sports Med.* 14 (6) 312-319.
- Komi, P.V. Hyvarinen, T. Gollhofer, A. Kvist, M. (1993). Biomechanical considerations of impact forces and foot stability in running. *Sportverletz, Sportschaden* 7 (4) 179-182.
- Krahenbuhl, G.S. (1971). Stress reactivity in tennis players. *Res. Q.* 42 (1) 42-6.
- Kroner, K. Schmidt, S.A. Nielsen, A.B. Yde, J. Jakobsen, B.W. Moller-Madsen, B. Jensen, J. (1990). Badminton injuries. *Br. J. Sport. med.* 24 (2) 169-172.
- Kuessner, U. (1991). Vibration dampners : do they work?. *Tennis Aust. Asia Pacific.* Melbourne, 16 (10) 57.
- Kujala, U.M. Jakkola, L.H. Koskinen, S.K. Taimela, S. Hurme, M. Nelimarkka, O. (1993). Scoring of patellofemoral disorders. *Arthroscopy.* 9 (2) 159-163.
- Kvist, M. (1991). Achilles tendon injuries in athletes. *Ann. Chir. Gynaecol.* 80 (2) 188-201.
- Lafortune, M.A. (1991). Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *J. Biomech.* 24 (10) 877-886.
- Lafortune, M.A. Cavanagh, P.R. Sommer, H.J. Kalenak, A. (1994). Foot inversion-eversion and knee kinematics during walking. *J. Orthop. Res.* 12 (3) 412-420.

-
- Lafortune, M.A. Henning, E. Valiant, G.A. (1995). Tibial shock measured with bone and skin mounted transducers. *J. Biomech.* 28 (8) 989-993.
 - Lafortune, M.A. Henning, E.M. (1991). Contribution of angular motion and gravity to tibial acceleration. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23 (3) 360-363.
 - Lafortune, M.A. Lake, M.J. (1995). Human pendulum approach to simulate and quantify locomotor impact loading. *J. Biomech.* 28 (9) 1111-1114.
 - Lamarche, R.J. (1984). Mesh shoes are cooler, but are they better?. *Tennis. Norwalk,* 20 (6) 46-47.
 - Lamarche, R.J. (1985). Tennis shoes: consider the last first. *Tennis. Norwalk* 21 (5) 40-42.
 - Lamarche, R.J. (1985). What you should know about the big change in shoes. *Tennis. Norwalk,* 20 (12) 70-72.
 - Lamarche, R.J. Jongh, P. (1978). Are expensive tennis shoes worth it? *Tennis* 14 (6) 78-83.
 - Languasco, G.B. Haimovici, N. Cacciatore, E. (1988). El "colpo di frusta" y la "tennis leg", sinonimos o no? *Angiologia.* 40 (3) 87-92.
 - Leach, R.E. (1988). Leg and foot injuries in racquet sports. *Clin. Sports Med.* 7 (2) 359-70.
 - Lehman, R.C. (1988). Surface and equipment variables in tennis injuries. *Clinics Sports Med. Philadelphia,* 7 (2) 229-232 .
 - Leonard, T. (1982). Bless my sole. All about the underside of tennis shoes. *Tennis-17* (12) 42-45.
 - Leonard, T. (1984). Answers to the 9 most-asked questions about equipment *Tennis. Norwalk* 10, 40-42.
 - Levisohn, S.R. Simon, H.B. (1984). How to cure and prevent foot problems. *Tennis. Norwalk* 19 (12) 110-111.
 - Li, P. Ladin, Z. (1992). Mathematical modelling of the effect of sole elasticity distribution on pronation. *J. Biomech.* 25 (5) 501-510.
 - Liebeskind, H.F. (1985). How they toe the line: profiles of 53 top-line tennis shoes. *Tennis. Norwalk* 20 (12) 72-74.
 - Mace, W. (1988). *La técnica del tenis.* Hispano Europea, Barcelona.

- Maier, E. (1989). The feet of the tennis shoe generation. Schuh Technik S.N., Germany. Nove., 831-832.
- Maylack, F.H. (1988). Epidemiology of tennis, squash, and racquetball injuries. Clin. Sports Med. 7, 233-243.
- McBryde, A.M.jr. Anderson, R.B. (1988). Sesamoid foot problems in the athlete. Clin. Sports Med. 7 (1) 51-60.
- McCaw, S.T. Devita, P. (1995). Errors in alignment of center of pressure and foot coordinates affect predicted lower extremity torques. J. Biomech. 28 (8) 985-989.
- McElgun, T.M. Cavaliere, R.G. (1994). Sequential bilateral rupture of the plantar fascia in a tennis player. J. Am. Podiatr Med Assoc. 84 (10) 532-533.
- McNab, A. (1977). Ffashion for your feet: a buyers' guide to tennis shoes. Tennis USA. 40 (9) 53-54.
- McNerney, J.E. (1986). Cushioning: too much or too little in your shoes can make a difference in your game. World Tennis (Los Angeles) 34 (5) 48.
- McNerney, J.E. (1987). '87 tennis shoe guide. World tennis (New York) 34 (11) 58-63.
- McNerney, J.E. (1987). Shoe guide II. World Tennis (New York) 35 (3) 55-58.
- McNerney, J.E. Lichtenstein, G.(1986). It's shoe time. World Tennis (Los Angeles) 33 (11) 40-46.
- McNerney, J.E. Shoe guide III. World Tennis (New York) 35 (5) 51-53.
- McNerney, J.E. Sparrow, D. (1990). Charting your shoe needs. World Tennis (New York); 37 (12) 62-63.
- McPoil, T.G. Cornwall, M.W. (1991). Rigid versus soft orthoses. A single subject design. J. Am. Podiatr. Med. Assoc. 81 (12) 638-642.
- Milano, S. (1994). Can tennis be aerobic. Tennispro, Hilton Head Island, 3 (3) 10-11.
- Montgomery, R.M. (1977). Tennis and its skin problems. Cutis.19 (4) 480-482.
- Moorman, C.T. Monto, R.R. Bassett, F.H. (1992). So-called trigger ankle due to an aberrant flexor hallucis longus muscle in a tennis player. J. Bone Joint Surg. 74, 294-295.
- Muela, L. (1986). Tenis básico. Alhambra, Madrid.

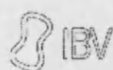
- Mulherin, W.B. (1992). Treating injuries in tennis. *J. Med. Assoc. Ga.* 81 (6) 317-21.
- Murphy, C. (1978). Tennis: whose/what form to teach: a biomechanical approach. *Mot. Skill* 3, 21-34.
- Nigg, B. Luethi, S. Bahlsen, A. (1987). Biomechanical constructions criteria for tennis shoes. En *Der Schum Im Sport: Orthopädische und biomechanische Grundlagen* Zur. S.N., Erlangen, Germany. 657-662.
- Nigg, B.M. Anton, M. (1995). Energy aspects for elastic and viscous shoe soles and playing surfaces. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27 (1) 92-97.
- O'Donoghue D.H.(1968). Tennis-shoe traction. *JAMA* 23; 206 (13) 2899-900.
- Payne, A.H. (1978). Comparison of the ground forces in a golf drive and a tennis service. *Agressologie* 19, 53-54.
- Peacock, I. (1992). Tennis and money. (serial article). *J. Sport Leisure.* 33 (4) 28.
- Poortmans, J.R. Henrist, A. (1989). The influence of air-cushion shoes on post-exercise proteinuria. *J. Sports Med. Phys. Fitness.* 29 (3) 213-217.
- Radin, E.L. (1987). Osteoarthritis: What is know about prevention. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 222, 60-65.
- Reinisch, M. Schaff, P. Hauser, W. Rosemeyer, B. (1991). Treadmill versus field trial. Movement analysis and pressure distribution in the athletic shoe. *Sportverletz. Sportschaden.* 5 (2) 60-73.
- Renstrom, A.F. (1995). Knee pain in tennis players. *Clin. Sports Med.* 14 (1) 163-75.
- Robbins, S.E. Gouw, G.J. (1990). Using discrete plantar skin mounted sensors on a single foot. *Med. Sci. Sports Exerc.* 22 (5) 734-736.
- Roberts, G. (1978). Equipment: how women should buy rackets and shoes. *Tennis USA* 41 (10) 12.
- Roth, H. (1973). Tennis toe. *J. Am. Podiatry Ass.* 63, 76.
- Scheufflen, C. Rapp, W. Gollhofer, A. Lohrer, J. (1993). Orthotic devices in functional treatment of ankle sprain. Strabilizing effects during real movements. *Int. J. Sports Med.* 14 (3) 140-149.
- Schlaepfer, F. Unold, E. Nigg, B. (1983). The frictional characteristics of tennis shoes. En *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*, Nigg, B.M. y Kerr. B.A. (eds) 153-160.

- Sebolt, D.R. (1970) Stroboscopic study of the relationship of ball velocity and tennis performance Res. Quarterly 41 (2) 182-188.
- Seiden, M. (1984). The business of tennis. Dissent. 31 (4) 487-491.
- Soutas-Little, R.W. Beavis, G.C. Verstraete, M.C. Markus, T.L. (1987). Analisis of foot motion during running using a joint co-ordinate system. Med. Sci. Sports Exerc. 19 (3) 285-293.
- Sparrow, D. (1988). Shoe guide II: courting the casual look. Oleg cassini and company critique the latest tennis-shoe fashions. World Tennis. 36 (3) 51-54;56;58.
- Sparrow, D. (1989). Fit is it. Although today's tennis shoes are laced with high-tech features, comfort is still key. World Tennis. 37 (5) 55-56;58-65.
- Sparrow, D. (1989). One step beyond. World Tennis. 36 (11) 98,100-102.
- Spiegl, G. Dagnelie, J. Houben, j.J. Thoua, Y. Struyven, J. (1984). Leg discomfort after a tennis game. J.Belge Radiol. 67 (5) 325-327.
- Stacoff, A. Reinschmidt, C. Stussi, E. (1992). The movement of the heel within a running shoe. Med. Sci. Sports Exerc. 24 (6) 695-701.
- Stipe, P. Frederick, E.C. Cooper, R. Valiant, G. Robinson, J. (1984). Shoe design, anthropometry, biomechanics and tennis injuries. Nike research newsletter. 3, 3.
- Stolle, F. Rosewall, K.(1982). How to adjust your game to different surfaces. World Tennis 30 (3), 30-31.
- Stone, M H.(1990). Muscle conditioning and muscle injuries. Med. Sci. Sport Exerc. 457-462.
- Taborelli,, R. (1977). Called tennis leg. J. Minerva Medica 68 (6) 355-358.
- Taunton, J.E. McKenzie, D.C. Clement, D.B. (1988). The role of biomechanics in the epidemiology of injuries. Sports Med. 6 (2) 107-120.
- Von Salis Soglio, G. (1979). Sport injuries in tennis. Deutsche Zeitschrift Fuer Sportmedizin 30 (8) 244-246.
- Watson, A.W.S. (1993). Incidence and nature of sports injuries in ireland. Analysis of four types of sport. Am. J. Sports Med. 21 (1) 137-143.
- Weiker, G. (1984). Ankle injuries in tennis. Tennis Industry. 12 (4) 71-73.
- Wilkinson, D.S. (1977). Black heel a minor hazard of sport. Cutis. 20 (3) 393-6.
- Woltring, H.J. (1986). A fortram package for generalized, cross-validatoty spline smoothing and differentiation. Adv. Eng. Software. 8 (2) 104-111.

-
- Woltring, H.J. (1994). 3-D attitude representation of human joints: a standarization proposal. *J. Biomech.* 27, 1399-1414.
 - Woods, R.B. (1995). Racquet sports. The future. *Clin. Sports Med.* 14 (1) 277-80.
 - Yannoni, S. (1994). The flowered tennis shoes. *Rehabil. Nurs.* 19 (5) 302-303.
 - Zecher, S.B. Leach, R.E: (1995). Lower leg and foot injuries in tennis and other racquet sports. *Clin. Sports Med.* 14 (1) 223-239.

8.1.- Hojas de entrevista del estudio epidemiológico.....	330
8.2.- Hojas de entrevista del estudio de confort.....	334
8.3.- Manifiesto de consentimiento.....	343
8.4.- Muestra de calzados seleccionada.....	344
8.5.- Cálculo de la tangente de pérdidas y rigidez.....	345
8.6.- Modelo cinemático del miembro inferior-pelvis.....	346

8.1.- HOJAS DE ENTREVISTA DEL ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO



INSTITUTO DE BIOMECA
DE VALENCIA

-EPIDEM-

Pág. 1

GRUPO DE BIOMECAICA DEPORTIVA
ENCUESTA N.º ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO DE TENIS

DATOS PERSONALES.

CÓDIGO N.º: _____

Edad: _____ Peso: _____ Estatura: _____ Sexo: () Hombre () Mujer

¿Conoce el tipo de pie que posee (Normal, Plano o Cavo)? () Si () No

Si conoce el tipo de pie que posee. ¿De qué tipo es? () Normal () Plano () Cavo

DATOS TÉCNICOS

¿CUÁNTOS AÑOS HACE QUE JUEGA habitualmente al tenis? _____

¿Cuál ha sido su NIVEL DEPORTIVO durante el último año?

() Internacional () Nacional () Autonómico () Aficionado

¿En CUÁNTOS DÍAS repartía su práctica semanal de tenis durante el último año? _____

¿CUANTAS HORAS SEMANALES a practicado tenis durante el último año? _____

Del total de horas semanales: ¿Cuántas considera Ud. que han tenido INTENSIDAD de entrenamiento y cuántas de competición? Entrenamiento _____ Competición _____

DATOS SOBRE LAS SUPERFICIES Y EL CALZADO DEPORTIVO

Del total de horas semanales: ¿CUÁNTAS HORAS ha jugado en cada uno de los siguientes tipos de superficie?

Tierra batida _____ Césped natural _____ Césped artificial _____

Hormigón _____ Asfalto con revestimiento _____

Moqueta sintética _____ Parrilla sintética _____

La caña de la zapatilla es la parte de la trasera más próxima al tobillo. Su altura se mide en relación a la del maléolo externo, hueso visible por la cara externa del tobillo. La altura de la caña se considera baja si su borde superior no llega a contactar con el maléolo, media si lo toca o cubre parcialmente y alta si lo sobrepasa.

¿Qué AL.TURA tenía la caña de las zapatillas que utilizó el último año? () Baja () Media () Alta

¿Cuáles son sus PREFERENCIAS PERSONALES respecto a las características de la SUPERFICIE DE JUEGO? (Marque una de las opciones para cada característica).

Características de FRICCIÓN: () Deslizante () Adherente () Ns
 Características de AMORTIGUACIÓN: () Dura () Blanda () Ns
 BOTE de la pelota: () Lento () Rápido () Ns

Existe controversia en cuanto a las características a tener en cuenta a la hora de elegir una zapatilla de tenis. A continuación se expone una relación de dichas características para que las puntúe otorgando 1, 2, o 3 puntos.

(1 POCA IMPORTANCIA, 2 MEDIANA IMPORTANCIA, 3 MUCHA IMPORTANCIA)

___ Estabilidad ___ Altura de la suela ___ Peso de la zapatilla ___ Transpiración
 ___ Duración ___ Amortiguación ___ Flexibilidad ___ Adherencia
 ___ Innovación ___ Diseño y estética

Algunas personas que juegan en varias superficies distintas lo hacen utilizando diferentes zapatillas en cada una de ellas mientras que otras personas utilizan las mismas zapatillas para cualquier tipo de pista. ¿Usted que cree que es mejor?

() Utilizar UNA CLASE DE ZAPATILLA PARA CADA SUPERFICIE de juego diferente.
 () Utilizar UNA ÚNICA CLASE DE ZAPATILLAS PARA TODAS LAS SUPERFICIES de juego.

Las siguientes preguntas hacen referencia a algunos aspectos que pueden influir en el momento de la adquisición de un determinado par de zapatillas.

¿Adquiere las zapatillas de determinada marca porque le une una RELACIÓN COMERCIAL o profesional?

() Si () No

¿Que importancia le da al TIPO DE PISTA sobre la que jugará, al comprar sus zapatillas?

() Poca () Algo () Mucha

Al comprar su último par de zapatillas, ¿En qué se apoyó?

() Experiencia personal () Ambas cosas () Consejo de expertos

¿Tiene preferencia por alguna marca? () Si () No

¿Con qué frecuencia compra esa o esas marcas? () A menudo () Siempre

-EPIDEM-

¿Porqué tiene preferencia por esa o esas marcas? _____

¿CUÁNTOS PARES de zapatillas para jugar al tenis GASTA AL AÑO? _____

¿CUÁNTO DINERO PIENSA GASTAR en sus próximas zapatillas de tenis? _____

() Lo menos posible () Algo razonable () Lo que cuesten las que quiero

¿Qué zapatillas utiliza para la práctica normal o entrenamientos? _____

¿Qué zapatillas utiliza para las competiciones? _____

Indique en el dibujo las ZONAS DE MAYOR DESGASTE de la suela de sus últimas zapatillas:



Indique el tipo de DEFORMACIÓN, si lo ha observado, de su último par de zapatillas de tenis.



() Fuera



() Dentro



() Fuera



() Dentro

() No deforma

() No deforma

LESIONES

Marque la localización de las lesiones atribuibles a la práctica del tenis que tuvo DESDE QUE INICIÓ SU PRÁCTICA.

- | | | | | |
|---------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|--|--|
| <input type="checkbox"/> Cráneo | <input type="checkbox"/> Antebrazo | <input type="checkbox"/> Abdomen | <input type="checkbox"/> Nalgas | <input type="checkbox"/> Pierna (Pos.) |
| <input type="checkbox"/> Cara | <input type="checkbox"/> Muñeca | <input type="checkbox"/> Omóplato | <input type="checkbox"/> Ingle | <input type="checkbox"/> Tobillo |
| <input type="checkbox"/> Cuello | <input type="checkbox"/> Mano | <input type="checkbox"/> Dorsal | <input type="checkbox"/> Muslo (Ant.) | <input type="checkbox"/> Talón |
| <input type="checkbox"/> Hombro | <input type="checkbox"/> Dedos | <input type="checkbox"/> Lumbar | <input type="checkbox"/> Muslo (Pos.) | <input type="checkbox"/> Pie |
| <input type="checkbox"/> Brazo | <input type="checkbox"/> Clavícula | <input type="checkbox"/> Genitales | <input type="checkbox"/> Rodilla | <input type="checkbox"/> Dedos (Pie) |
| <input type="checkbox"/> Codo | <input type="checkbox"/> Tórax | <input type="checkbox"/> Cadera | <input type="checkbox"/> Pierna (Ant.) | <input type="checkbox"/> NUNCA LESIONADO |

Indique la LOCALIZACIÓN de las lesiones atribuibles a la práctica del tenis que tuvo EN EL ÚLTIMO AÑO. Además indique el NÚMERO DE VECES que le ocurrió y la GRAVEDAD de las lesiones...

LEVE (L) no dejó la práctica deportiva MEDIA (M) dejó menos de 20 días GRAVE (G) dejó más de 20 días.

- | | | | | |
|---------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|--|--|
| <input type="checkbox"/> Cráneo | <input type="checkbox"/> Antebrazo | <input type="checkbox"/> Abdomen | <input type="checkbox"/> Nalgas | <input type="checkbox"/> Pierna (Pos.) |
| <input type="checkbox"/> Cara | <input type="checkbox"/> Muñeca | <input type="checkbox"/> Omóplato | <input type="checkbox"/> Ingle | <input type="checkbox"/> Tobillo |
| <input type="checkbox"/> Cuello | <input type="checkbox"/> Mano | <input type="checkbox"/> Dorsal | <input type="checkbox"/> Muslo (Ant.) | <input type="checkbox"/> Talón |
| <input type="checkbox"/> Hombro | <input type="checkbox"/> Dedos | <input type="checkbox"/> Lumbar | <input type="checkbox"/> Muslo (Pos.) | <input type="checkbox"/> Pie |
| <input type="checkbox"/> Brazo | <input type="checkbox"/> Clavícula | <input type="checkbox"/> Genitales | <input type="checkbox"/> Rodilla | <input type="checkbox"/> Dedos (Pie) |
| <input type="checkbox"/> Codo | <input type="checkbox"/> Tórax | <input type="checkbox"/> Cadera | <input type="checkbox"/> Pierna (Ant.) | <input type="checkbox"/> NUNCA LES. |

A continuación se describirán las lesiones que pueden relacionarse con el calzado o las superficies de juego.

1ª) Diagnóstico: _____ Fecha: _____

Mecanismo de producción: _____

Tratamiento: Reposo, vendaje, etc. Medicamentos Cirugía Elementos ortopédicos Ninguno

Tiempo que tardó en volver a la práctica deportiva: _____ ¿Le quedaron secuelas?: Si No

Observaciones: _____

2º) Diagnóstico: _____ Fecha: _____

Mecanismo de producción: _____

Tratamiento: () Reposo, vendaje, etc. () Medicamentos () Cirugía () Elementos ortopédicos () Ninguno

Tiempo que tardó en volver a la práctica deportiva: _____ ¿Le quedaron secuelas?: () Si () No

Observaciones: _____

3º) Diagnóstico: _____ Fecha: _____

Mecanismo de producción: _____

Tratamiento: () Reposo, vendaje, etc. () Medicamentos () Cirugía () Elementos ortopédicos () Ninguno

Tiempo que tardó en volver a la práctica deportiva: _____ ¿Le quedaron secuelas?: () Si () No

Observaciones: _____

8.2.- HOJAS DE ENTREVISTA DEL ESTUDIO DE CONFORT



INSTITUTO DE BIOMECAICA
DE VALENCIA

-CONFORT-

Pág. 1

GRUPO DE BIOMECAICA DEPORTIVA

ENCUESTA N.º 2: ESTUDIO SOBRE EL CONFORT DE LAS ZAPATILLAS DE TENIS

Este cuestionario debe contestarse después de haber jugado tenis durante más de 30 minutos y antes de quitarse las zapatillas.

DATOS PERSONALES.

CÓDIGO N.º: _____

Edad: _____ Peso: _____ Estatura: _____ Sexo: () Hombre () Mujer

¿CUANTAS HORAS SEMANALES practica tenis actualmente? _____

¿Cuánto TIEMPO ha estado jugando hoy al tenis? _____

Hoy antes de jugar, ¿Padece alguna LESIÓN QUE LE PRODUJERA MOLESTIAS en alguna de las zonas señaladas?

- | | | | | |
|---------------------------------|------------------------------------|------------------------------------|--|--|
| <input type="checkbox"/> Cráneo | <input type="checkbox"/> Antebrazo | <input type="checkbox"/> Abdomen | <input type="checkbox"/> Nalgas | <input type="checkbox"/> Pierna (Pos.) |
| <input type="checkbox"/> Cara | <input type="checkbox"/> Muñeca | <input type="checkbox"/> Omóplato | <input type="checkbox"/> Ingle | <input type="checkbox"/> Tobillo |
| <input type="checkbox"/> Cuello | <input type="checkbox"/> Mano | <input type="checkbox"/> Dorsal | <input type="checkbox"/> Muslo (Ant.) | <input type="checkbox"/> Talón |
| <input type="checkbox"/> Hombro | <input type="checkbox"/> Dedos | <input type="checkbox"/> Lumbar | <input type="checkbox"/> Muslo (Pos.) | <input type="checkbox"/> Pic |
| <input type="checkbox"/> Brazo | <input type="checkbox"/> Clavícula | <input type="checkbox"/> Genitales | <input type="checkbox"/> Rodilla | <input type="checkbox"/> Dedos (Pie) |
| <input type="checkbox"/> Codo | <input type="checkbox"/> Tórax | <input type="checkbox"/> Cadera | <input type="checkbox"/> Pierna (Ant.) | <input type="checkbox"/> NINGUNA |

CONFORT

¿Qué TALLA DE ZAPATILLAS ha usado hoy?.....

¿Qué tipo de CALCETINES ha llevado hoy?

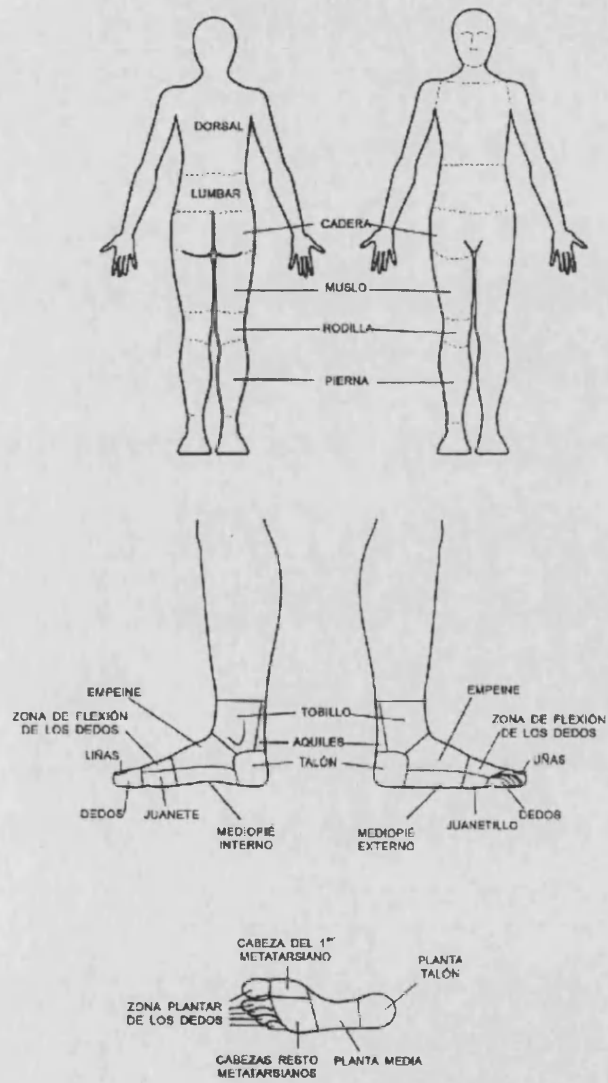
() De algodón () De fibra () Otros (Especificar)

¿Ha utilizado hoy PLANTILLAS ESPECIALES?

() Si () No

¿Qué le parecen sus zapatillas?

- () Extremadamente cómodas
 () Muy cómodas
 () Bastante cómodas
 () Normales
 () Algo incómodas
 () Muy incómodas
 () Exremadamente incómodas



Indique el nivel de molestia, incomodidad o dolor que siente EN ESTE MOMENTO y en cada zona del cuerpo.

De acuerdo a la siguiente escala, marque con una X para cada zona corporal.

Zonas	Sin ninguna molestia	Molestia ligera	Molestia moderada	Molestia fuerte	Dolor suave	Dolor intenso
Zona dorsal						
Zona lumbar						
Cadera anterior						
Cadera posterior						
Muslo anterior						
Muslo posterior						
Rodilla anterior						
Rodilla posterior						
Pierna anterior						
Pierna posterior						
Talón						
Aquiles						
Talón						
Planta talón						
Planta media						
Cabeza 1º metatarsiano						
Cabeza del resto de metatarsianos						
Planta dedos						
Mediopié externo						
Mediopié interno						
Empeine						
Juante						
Juanetillo						
Zona de flexión de los dedos						
Dedos						
Uñas						

JUICIOS SUBJETIVOS

SUELA¿Qué opina sobre el **AGARRRE** de la suela de sus zapatillas al suelo?

- Se agarra poco Se agarra bien Se agarra demasiado

ENTRESUELA¿Qué opina de la **ALTURA** de la entresuela en la parte anterior, de sus zapatillas?

- Es muy baja Está bien Es muy alta

¿Qué opina de la **ALTURA** de la entresuela en la parte posterior, de sus zapatillas?

- Es muy baja Está bien Es muy alta

¿Qué opina de la **DUREZA** de la entresuela de sus zapatillas?

- Es muy blanda Está bien Es muy dura

MATERIAL DE CORTE¿Qué opina sobre el **MATERIAL DE LA PUNTERA**?

- Muy blando Está bien Muy rígido

¿Qué opina sobre el **MATERIAL DE LA TRASERA**?

- Muy flexible Está bien Muy rígido

¿Qué opina sobre la **ALTURA DE LA TRASERA** de las zapatillas?

- Muy baja Está bien Muy alta

¿Qué opina sobre el **CIERRE** del calzado?

- Muy suelto Está bien Muy apretado

¿Qué opina sobre la **LONGITUD** de la zapatilla?

- Muy corta Está bien Muy larga

¿Qué opina sobre la **ANCHURA DE LA PUNTERA** de su zapatilla?

- Muy estrecha Está bien Muy ancha

¿Qué opina sobre la **ANCHURA DE LA TRASERA** de las zapatillas?

- Muy estrecha Está bien Muy ancha



INSTITUTO DE BIOMECANICA
DE VALENCIA

-CONFORT-

Pág. 5

Al levantar el lacón, con la parte delantera apoyada sobre el suelo ¿Qué opina sobre la FLEXIBILIDAD DE LA SUELA?

Poco flexible Está bien Demasiado flexible

Si su zapatilla tiene SOPORTE DE ARCO ¿Qué opina sobre su SITUACIÓN?

Muy atrasado Está bien Muy adelantado

¿Y sobre la ALTURA DEL SOPORTE DE ARCO?

Muy bajo Está bien Muy alto

MEDIDAS DE LOS PIES

PEDIGRAFÍA de la zapatilla.

PEDIGRAFÍA del pie.

Contorno del ANTEPIÉ, al nivel de los metatarsianos.....()

Contorno del EMPEINE al nivel de la unión con la pierna.....()

Contorno del TOBILLO por debajo de los maléolos.....()

Altura del maléolo externo..... ()

Altura del primer metatarsiano..... ()

Altura del primer dedo (final de la uña)..... ()

CARACTERÍSTICAS DE LAS ZAPATILLAS
--

NIVEL DE USO

Casi nuevo Usado Muy usado

MARCA..... TALLA DE LA ZAPATILLA.....

TIPO DE CIERRE

Acordonado Velcro Otros.....

MATERIAL DE CORTE

Piel Sintético Otros.....

CONTRAFUERTE

Interior Exterior bajo Exterior alto Otros.....

TIRANTES (Anclaje superior)

Al comienzo del acordonado Al final del acordonado

VACIADO EN LA ENTRESUELA

Si No

SOPORTE DE ARCO

Si No

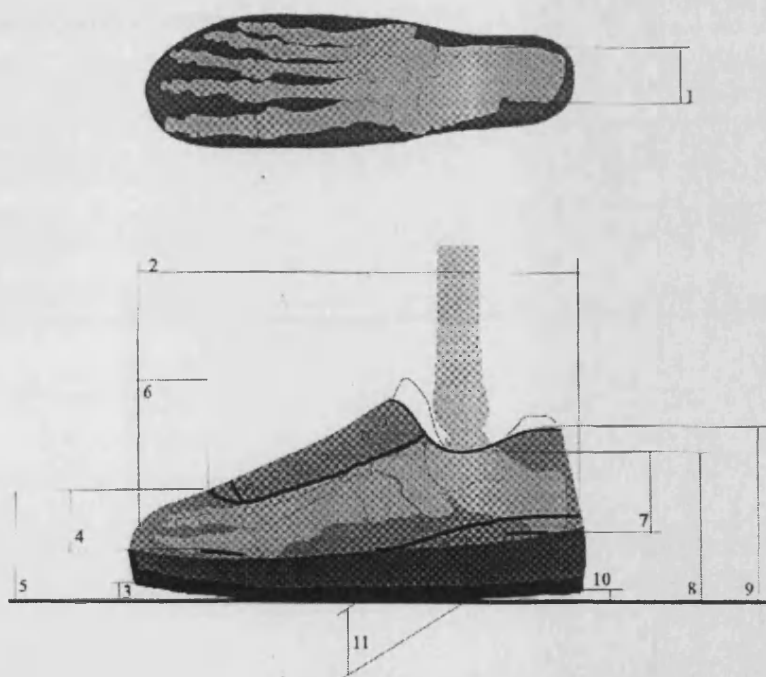
SISTEMA DE AMORTIGUACIÓN EXTRA

Talón.....

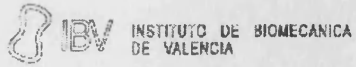
Antepié.....

MEDIDAS DE LAS ZAPATILLAS

- 1- Anchura de la trasera, medida por dentro y al nivel de la plantilla.
- 2- Longitud interior de la zapatilla.
- 3- Quebrante de la puntera.
- 4- Altura de la puntera, hasta la plantilla.
- 5- Altura de la puntera, hasta el suelo.
- 6- Distancia de la punta (material de corte) hasta el refuerzo del acordonado.
- 7- Altura del lateral trasero hasta la plantilla (en lateral externo).
- 8- Altura del lateral trasero hasta el suelo (en lateral externo).
- 9- Altura del extremo trasero hasta el suelo.
- 10- Altura del bicelado del tacón.
- 11- Altura del contrafuerte externo.



EL MANIFIESTO



INSTITUTO DE BIOMECAICA
DE VALENCIA

-CONFORT-

Pág. 9

MEDIDAS DE LAS ZAPATILLAS

DUREZA DE LA SUELA: Talón () Antepié ()

DUREZA DE LA ENTRESUELA: ()

DUREZA DE LA PLANTILLA Talón ()

MÁQUINA DE FLEXIBILIDAD (5 Kg) ()

MÁQUINA DE TORSIÓN ()

PESO DE LA ZAPATILLA ()

LANZADORA (800 gr) () () ()

CARACTERÍSTICAS DEL PAVIMENTO.....

8.3.- MANIFIESTO DE CONSENTIMIENTO

MANIFIESTO DE CONSENTIMIENTO

Yo, D.,
habiendo sido informado de las características y condiciones para participar en el
ensayo.....,
he podido hacer preguntas sobre el mismo a
.....(investigador responsable del ensayo).

Comprendo que mi participación es voluntaria, y que puedo retirarme del ensayo si lo
considero conveniente.

Doy mi libre conformidad para participar en este ensayo.

Paterna,

Fdo:

8.4.- MUESTRA DE CALZADOS SELECCIONADA

A continuación se presenta la gama, la marca y modelo, y el código de los 10 modelos seleccionados para la realización de los ensayos biomecánicos. Dicha muestra fue seleccionada en base a un estudio de mercado realizado en tiendas de deporte de Valencia capital, que permitió seleccionar los modelos más vendidos.

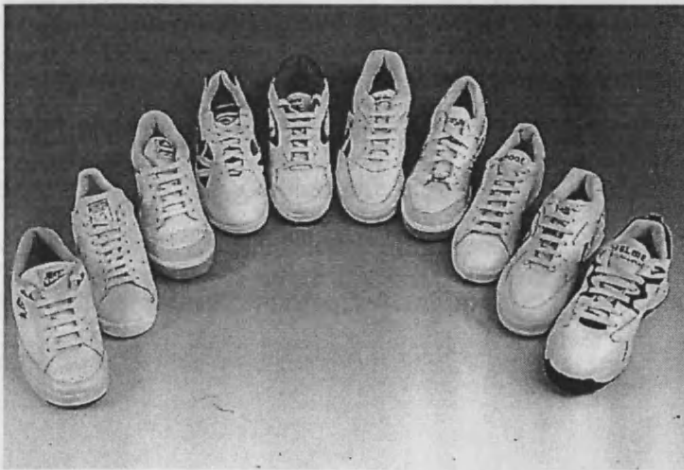


Foto 6.

GAMA	MARCA Y MODELO	CÓDIGO
M1	Nike GTS	Media
M2	Adidas Stan Smith	Baja
M3	J'Hayber New Olimpo	Media
M4	Nike Challenger	Alta
M5	Prince Propel	Media
M6	Reebok Transition	Alta
M7	J'Hayber Atlanta	Media
M8	Adidas Classic	Baja
M9	Reebok Court Crussader	Alta
M10	Kelme Flot Tournament	Media

Tabla 15: Gama, marca y modelo, y código de la muestra de calzados seleccionada.

8.5.- CÁLCULO DE LA TANGENTE DE PÉRDIDAS Y RIGIDEZ.

A continuación se presenta el método empleado para el cálculo de la tangente de pérdidas del material que compone el piso (suela y entresuela) y la plantilla de la muestra de calzados analizada. Los cálculos que a continuación se presentan están extraídos del artículo “García, A.C. Durá, J.V. Ramiro, J. Hoyos, J.V. Vera, P. (1994). Dynamic Study of Insole Materials Simulating Real Loads. Foot & Ankle International. 15 (6) 311-323.”.

Este método aprovecha el hecho de que la rigidez y la tangente de pérdidas de un material puede ser obtenida de su impedancia mecánica. En efecto, un material presenta un comportamiento lineal, su impedancia mecánica se define como la razón entre la tensión y la deformación:

$$G(w) = \frac{\sigma(w)}{\varepsilon(w)}$$

Considerando una tensión de tipo senoidal de pulsación (frecuencia) w , dicha tensión vendrá dada por:

$$\sigma(w) = \sigma_0 \text{ sen}(wt)$$

la deformación producida será:

$$\varepsilon(w) = \varepsilon_0 \text{ sen}(wt - \delta(w))$$

siendo $\delta(\omega)$ el ángulo de desfase entre σ y ε . Expresando $\sigma(\omega)$ y $\varepsilon(\omega)$ en forma compleja:

$$G(\omega) = \frac{\sigma_0(\omega)}{\varepsilon_0(\omega)} e^{j\delta(\omega)} = G_1 + jG_2 = \frac{\sigma_0(\omega)}{\varepsilon_0(\omega) \cos\delta(\omega)} + \frac{j\sigma_0(\omega)}{\varepsilon_0(\omega) \sin\delta(\omega)}$$

donde la parte real está relacionada con la energía almacenada en cada ciclo y la parte imaginaria con la energía perdida en cada ciclo.

La razón entre la parte imaginaria y la parte real es igual a la razón entre la energía perdida y la energía almacenada en cada ciclo y normalmente es denominada “tangente de pérdidas”. La tangente de pérdidas es, por lo tanto, un parámetro que expresa la capacidad de absorber energía de un material en el sentido de energía no transmitida al cuerpo.

El módulo de la impedancia mecánica $|G| = \sigma_0(\omega) / \varepsilon_0(\omega)$ equivale a la rigidez del material.

Dado que cualquier señal en función del tiempo puede expresarse como una superposición infinita de señales armónicas por medio de la transformada de Fourier, la impedancia de un material en función de la frecuencia puede obtenerse a partir de dos métodos: (1) sometiendo a los materiales a cargas sinusoidales de las frecuencias a analizar, y (2) sometiendo el material a cualquier carga que tenga un espectro que incluya las frecuencias a analizar y calculando las transformadas de Fourier de las señales de carga y desplazamiento. De esta forma, la impedancia mecánica compleja del material se puede obtener como la función de transferencia entre carga y desplazamiento a cada frecuencia.

El segundo método tiene la ventaja de ser mucho más rápido y que la carga a la que se somete el material puede ser la carga medida en situaciones reales.

8.6.- MODELO CINEMÁTICO DEL MIEMBRO INFERIOR-PELVIS

De entre los diferentes modelos existentes en la bibliografía se decidió utilizar el que aparece en el libro “Vaughan, C.L. Davis, B.L. O’Connor, J.C. (1992). Dynamics of human gait. Human Kinetics Publishers, Champaign, Il.” por incluir una precisa descripción de la situación de los puntos centro de articulación y de la dirección de los ejes de los SR solidarios a los segmentos. Si embargo, este modelo está pensado para la marcha humana y presenta problemas en movimientos amplios como los que se producen en el ámbito deportivo.

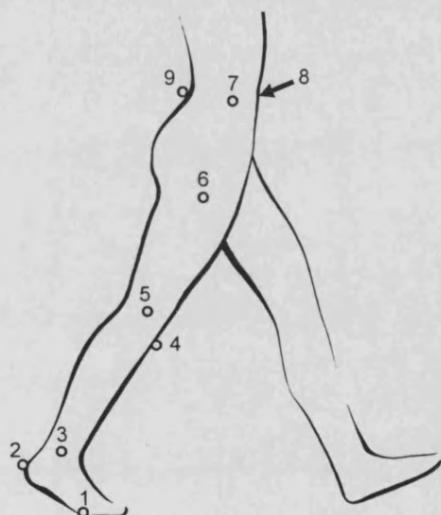


Figura 7: Modelo del miembro inferior del Vaughan y cols. (1992).

El modelo de Vaughan y cols. (1992) divide el miembro inferior en 4 segmentos (pie, pierna, muslo y cadera) para lo cual necesita conocer la posición de los 9 puntos anatómicos del miembro inferior y los 11 parámetros antropométricos que aparecen en la tabla 130:

Puntos anatómicos	Parámetros antropométricos
Quinto metatarsiano	Peso total
Talón	Anchura de la pelvis (distancia crestas ilíacas anterosuperiores)
Tubérculo tibial	Longitud del muslo (desde trocánter mayor a línea articular rodilla)
Maleolo externo	Circunferencia del muslo (a mitad de la longitud del muslo)
Epicóndilo Femoral	Longitud de la pierna (desde línea articular rodilla hasta la prominencia del maleolo externo)
Trocánter Mayor	Circunferencia de la pierna (la mayor a nivel del tríceps sural)
Espina iliaca derecha	Diámetro rodilla (distancia entre epicóndilos femorales)
Espina iliaca izquierda	Longitud del pie (extremo del dedo más largo hasta punto más posterior del talón)
Sacro	Altura maleolo externo (altura de la prominencia respecto al suelo, con el sujeto en bipedestación)
	Ancho del pie (distancia entre cabezas el 1º y 5º metatarsianos)

Tabla 130. Puntos anatómicos y parámetros antropométricos necesarios en el modelo de Vaughan y cols. (1992).

Dado que la cresta ilíaca izquierda no es visible al filmar por el lado derecho, se añadió otro parámetro antropométrico; la distancia lumbo-ilíaca (desde la unión lumbo-sacra hasta la cresta ilíaca antero-superior).

Durante los movimientos de estudio algunos marcadores se ocultaban y dejan de ser visibles en las imágenes filmadas. Para reconstruir las coordenadas 3-D de un punto a partir de imágenes filmadas se necesita como mínimo conocer su posición en dos imágenes sincronizadas tomadas desde dos puntos de vista diferentes. Por tanto, una solución para el problema de ocultación podría ser la utilización de muchas cámaras distribuidas estratégicamente, pero si sólo se dispone de dos cámaras la solución pasa por la utilización de un “modelo de digitalización”, es decir, un modelo alternativo al de Vaughan y cols. cuyos marcadores no se oculten.

Esta metodología se basa en el hecho de que para definir la posición de un sólido rígido es suficiente con conocer la posición de tres de sus puntos (cualquier otro punto se calcula a partir de ellos conociendo su posición relativa). Tras realizar varias filmaciones ubicando marcadores en diferentes posiciones y las dos cámaras que filman

planos diferentes, se llegó a la configuración de los ensayos como se indica en las figuras 33, 34 y 35.

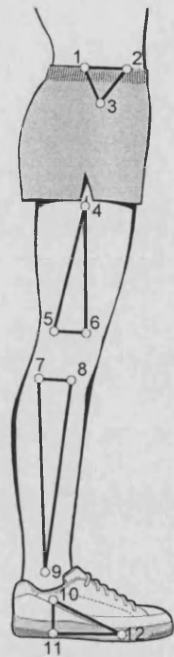


Figura 33. Modelo de digitalización.

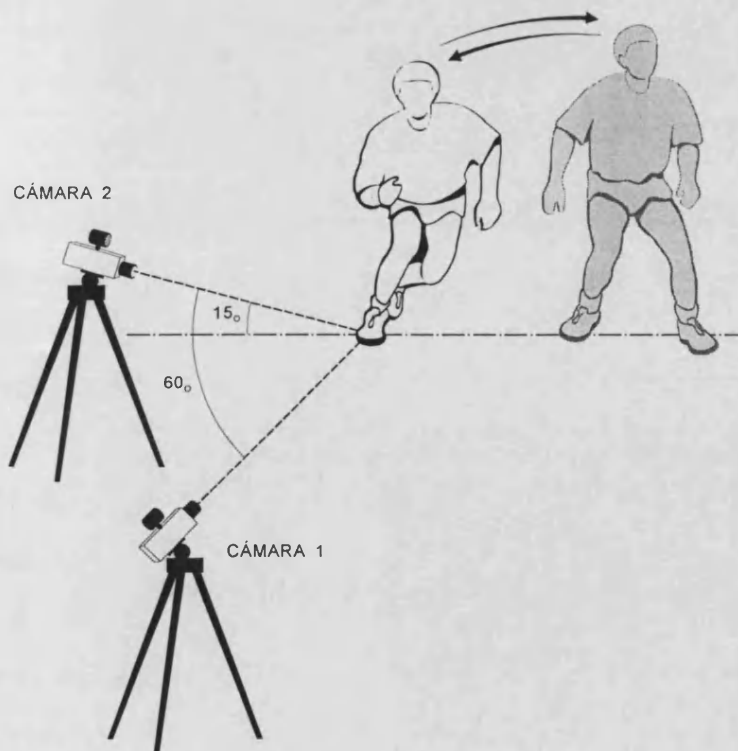


Figura 34. Posicionamiento de las cámaras para los ensayos de desplazamientos laterales.

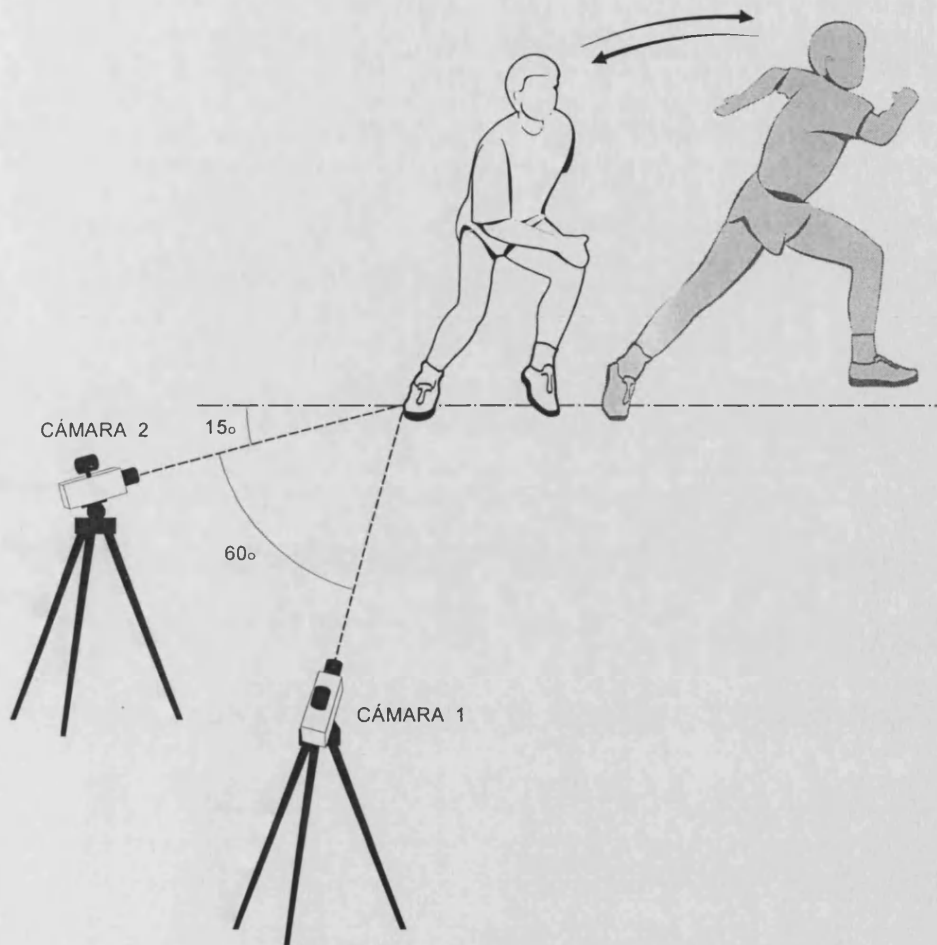


Figura 35. Posicionamiento de las cámaras para los ensayos de giros.

Se comprobó que con las configuraciones indicadas los marcadores del modelo eran visibles durante toda la filmación, y que las variaciones en distancia entre los tres marcadores que definen cada segmento eran inferiores al 5%.

El siguiente paso consistió en definir la posición de los puntos del modelo antropométrico de Vaughan y cols. a partir de la posición de los 12 marcadores del modelo de digitalización. Para ello se filmaba al sujeto en bipedestación con los marcadores tanto del modelo de Vaughan y cols. como del modelo de digitalización y, seguidamente, se retiran los marcadores del modelo de Vaughan y cols. y se filma el gesto de estudio.

A continuación se utiliza el ejemplo del pie (definido por los marcadores M10, M11 y M12) para explicar detenidamente la metodología de cálculo utilizada.

Definimos tres vectores unitarios a partir de los marcadores:

$\mathbf{ua} = (\mathbf{m11} - \mathbf{m10}) / \|\mathbf{m11} - \mathbf{m10}\|$ en la dirección de m10 a m11,

$\mathbf{ub} = (\mathbf{m12} - \mathbf{m10}) / \|\mathbf{m12} - \mathbf{m10}\|$ en la dirección de m10 a m12, y

$\mathbf{uc} = \mathbf{ua} \wedge \mathbf{ub}$.

Estos tres vectores son linealmente independientes entre sí y constituyen un sistema de referencia no ortogonal. Las proyecciones de \mathbf{rp} , vector que va desde m10 al talón, en las direcciones de los vectores unitarios se calculan realizando los productos escalares:

$$a = \mathbf{rp} \cdot \mathbf{ua} ; b = \mathbf{rp} \cdot \mathbf{ub} ; c = \mathbf{rp} \cdot \mathbf{uc}$$

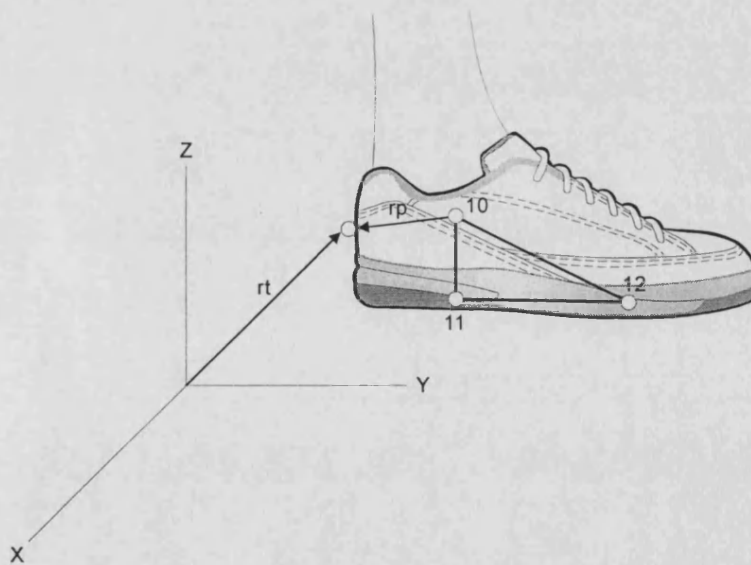


Figura 59. Modelo del pie.

Las proyecciones de **rp** sobre los vectores unitarios definidos, o lo que es lo mismo, los productos escalares, deben conservarse siempre al formar un sólido rígido. Por tanto, es posible calcular la posición del talón (**rt**) en cualquier instante a partir de la ecuación:

$$\begin{bmatrix} rt_x \\ rt_y \\ rt_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} ua_x & ua_y & ua_z \\ ub_x & ub_y & ub_z \\ uc_x & uc_y & uc_z \end{bmatrix}^{-1} * \begin{bmatrix} a \\ b \\ c \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} m10_x \\ m10_y \\ m10_z \end{bmatrix}$$

Esto se puede repetir para cada uno de los puntos que no son visibles durante el movimiento, por tanto, el procedimiento de cálculo para cada segmento se realiza en dos pasos:

1. Calcular a partir de los ficheros de bipedestación los productos escalares **a**, **b** y **c** para cada uno de los puntos que no es posible ver. Se utilizan 5 ficheros de bipedestación a partir de los cuales se crea una matriz **V** 3x11 donde cada columna contiene los productos escalares de los siguientes vectores:

V(:,1) : vector que va desde **m10** al talón respecto a **m10**, **m11** y **m12**.

V(:,2) : vector que va desde **m10** al maleolo externo respecto a **m10**, **m11** y **m12**.

V(:,3) : vector que va desde **m7** al tubérculo tibial respecto a **m7**, **m8** y **m9**.

V(:,4) : vector que va desde **m7** al epicóndilo femoral respecto a **m7**, **m8** y **m9**.

V(:,5) : vector que va desde **m1** al sacro respecto a **m1**, **m2** y **m3**.

V(:,6) : vector que va desde **m1** a la cresta iliaca derecha respecto a **m1**, **m2** y **m3**.

V(:,7) : vector que va desde **m1** a la cresta iliaca izquierda respecto a **m1**, **m2** y **m3**.

V(:,8) : vector que va desde **m4** al centro de la cadera respecto a **m4**, **m5** y **m6**.

V(:,9) : vector que va desde **m4** al epicóndilo femoral respecto a **m4**, **m5** y **m6**.

V(:,10) : vector que va desde **m7** al centro del tobillo respecto a **m7**, **m8** y **m9**.

V(:,11) : vector que va desde **m4** al centro de la rodilla respecto a **m4**, **m5** y **m6**.

Las columnas **V(:,9:11)** se utilizarán en la opción de independizar totalmente los segmentos.

2. Con los productos escalares y para cada instante se calcula la posición de los puntos no visibles y la dirección de los ejes aplicando el modelo y los parámetros antropométricos. A continuación se describe para cada segmento la forma de calcular los ejes a partir de los datos del modelo.

- Pie.

Posición talón $\mathbf{r1}$; Posición maleolo externo $\mathbf{r2}$; Posición 5° metatarsiano $\mathbf{r3}$.

Se definen tres vectores unitarios perpendiculares entre si:

$$\mathbf{u} = \mathbf{r3} - \mathbf{r1} / \|\mathbf{r3} - \mathbf{r1}\| \quad \mathbf{w} = ((\mathbf{r3} - \mathbf{r2}) \wedge (\mathbf{r1} - \mathbf{r2})) / \|(\mathbf{r3} - \mathbf{r2}) \wedge (\mathbf{r1} - \mathbf{r2})\| \quad \mathbf{v} = \mathbf{w} \wedge \mathbf{u}$$

$$\text{Centro del tobillo } \mathbf{r}_{\text{tobillo}} = \mathbf{r2} - 0.008 \mathbf{A8} \mathbf{u} + 0.393 \mathbf{A9} \mathbf{v} + 0.706 \mathbf{A10} \mathbf{w}$$

$$\text{Punta dedo gordo } \mathbf{r4} = \mathbf{r2} + 0.697 \mathbf{A8} \mathbf{u} + 0.780 \mathbf{A9} \mathbf{v} + 0.923 \mathbf{A11} \mathbf{w}$$

$$\text{Centro de gravedad del pie } \mathbf{r}_{\text{pie}} = \mathbf{r1} + 0.44 (\mathbf{r4} - \mathbf{r1})$$

Y los ejes del pie:

$$\mathbf{i} = ((\mathbf{r4} - \mathbf{r1}) \wedge (\mathbf{r}_{\text{tobillo}} - \mathbf{r1})) / \|(\mathbf{r4} - \mathbf{r1}) \wedge (\mathbf{r}_{\text{tobillo}} - \mathbf{r1})\|$$

$$\mathbf{j} = (\mathbf{r1} - \mathbf{r4}) / \|\mathbf{r1} - \mathbf{r4}\|$$

$$\mathbf{k} = \mathbf{i} \wedge \mathbf{j}$$

Relaciones entre el modelo y los marcadores:

$\mathbf{r3}$ coincide con $\mathbf{m12}$.

$\mathbf{r1}$ se calcula respecto a $\mathbf{m10}$, $\mathbf{m11}$ y $\mathbf{m12}$ por que es punto oculto con $\mathbf{V}(:,1)$.

$\mathbf{r2}$ se calcula respecto a $\mathbf{m10}$, $\mathbf{m11}$ y $\mathbf{m12}$ con $\mathbf{V}(:,2)$, por que aunque el maleolo es visible no es solidario con el pie, sino con la pierna.

- Pierna.

Posición maleolo $\mathbf{r1}$; Posición tuberculo tibial $\mathbf{r2}$; Posición epicondilo femoral $\mathbf{r3}$.

Se definen tres vectores unitarios perpendiculares entre si:

$$\mathbf{v} = (\mathbf{r1} - \mathbf{r3}) / \|\mathbf{r1} - \mathbf{r3}\| \quad \mathbf{w} = ((\mathbf{r2} - \mathbf{r3}) \wedge (\mathbf{r1} - \mathbf{r3})) / \|(\mathbf{r2} - \mathbf{r3}) \wedge (\mathbf{r1} - \mathbf{r3})\| \quad \mathbf{u} = \mathbf{v} \wedge \mathbf{w}$$

$$\text{Centro de la rodilla } \mathbf{r}_{\text{rodilla}} = \mathbf{r3} + 0.423 \mathbf{A7} \mathbf{u} - 0.198 \mathbf{A7} \mathbf{v} + 0.406 \mathbf{A7} \mathbf{w}$$

$$\text{Centro de gravedad de la pierna } \mathbf{r}_{\text{pierna}} = \mathbf{r}_{\text{tobillo}} + 0.42 (\mathbf{r}_{\text{tobillo}} - \mathbf{r}_{\text{rodilla}})$$

Y los ejes de la pierna:

$$\mathbf{i} = \mathbf{j} \wedge \mathbf{k}$$

$$\mathbf{j} = ((\mathbf{r}_3 - \mathbf{r}_{\text{rodilla}}) \wedge (\mathbf{r}_{\text{tobillo}} - \mathbf{r}_{\text{rodilla}})) / \|(\mathbf{r}_3 - \mathbf{r}_{\text{rodilla}}) \wedge (\mathbf{r}_{\text{tobillo}} - \mathbf{r}_{\text{rodilla}})\|$$

$$\mathbf{k} = (\mathbf{r}_{\text{rodilla}} - \mathbf{r}_{\text{tobillo}}) / \|\mathbf{r}_{\text{rodilla}} - \mathbf{r}_{\text{tobillo}}\|$$

Relaciones entre el modelo y los marcadores:

r1 coincide con **m9**.

r2 se calcula respecto a **m7**, **m8** y **m9** con $V(:,3)$, por que es punto oculto

r3 se calcula respecto a **m7**, **m8** y **m9** con $V(:,4)$.

$\mathbf{r}_{\text{tobillo}}$ se calcula respecto a **m7**, **m8** y **m9** con $V(:,10)$, para tener unos ejes de la pierna que no dependan del movimiento del pie, si no, se podría haber usado el calculado a partir de los marcadores del pie.

- Muslo.

Para el muslo utilizaremos un modelo basado en datos extraidos de l libro “Kapandji, I.A. (1988). Cuadernos de fisiología articular. Tomo 2: Miembro inferior. Masson, SA.” por que el modelo de Vaughan y cols. da unas distancias excesivass entre el punto que llamaremos centro de la cadera y el trocantar mayor (de 15 a 20 cm).

Posición trocarter **r1**; Posición epicóndilo femoral **r2**; Posición centro de la rodilla

$\mathbf{r}_{\text{rodilla}}$.

$$\mathbf{r}_5 = \mathbf{r}_{\text{rodilla}} + (\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}_2)$$

La línea LA está contenida en el plano definido por los puntos $\mathbf{r}_{\text{rodilla}}$, **r2** y **r5** (denominado plano PA). Formando un ángulo de 125° con la línea que va de $\mathbf{r}_{\text{rodilla}}$ a **r5** tal y como indica la figura 60.

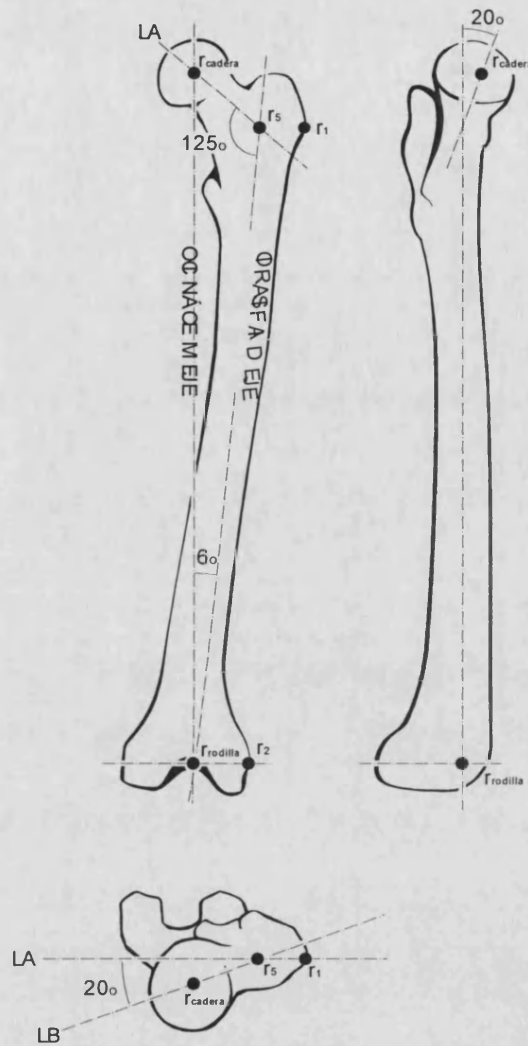


Figura 60. Modelo del muslo.

El centro de la cadera (r_{cadera}) está en una línea (LB) que partiendo de r_5 está contenida en un plano perpendicular a PA y que contiene a la línea LA. LB y LA forman un ángulo de 20° .

Se define el vector \mathbf{ub} que sigue la dirección LB en función de r_1 , r_2 y r_5 . Para ello se define un sistema de referencia ortonormal ($\mathbf{u} \mathbf{v} \mathbf{w}$) basado estos tres puntos.

$$\mathbf{u} = \mathbf{v} \wedge \mathbf{w}$$

$$\mathbf{v} = (\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}_2) / \|\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}_2\|$$

$$\mathbf{w} = ((\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}_2) \wedge (\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}_5)) / \|(\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}_2) \wedge (\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}_5)\|$$

$$\mathbf{ub} = \cos 20^\circ \cdot \cos 35^\circ \cdot \mathbf{u} + \cos 20^\circ \cdot \sin 35^\circ \cdot \mathbf{v} + \sin 20^\circ \cdot \mathbf{w}$$

$r_{\text{cadera}} = d \cdot \mathbf{ub} + r_5$, siendo d la distancia entre r_5 y r_{cadera} , como no se conoce se requiere la otra ecuación.

Se conoce que \mathbf{r}_{cadera} está contenida en un plano PH perpendicular a PA y que forma 6° con la línea que va desde $\mathbf{r}_{rodilla}$ a \mathbf{r}_5 (eje diafisario).

Se define el vector perpendicular a PH: $\mathbf{h} = \cos 6^\circ * \mathbf{u} - \sin 6^\circ * \mathbf{v}$.

Como \mathbf{h} es perpendicular a PH y la línea que une a $\mathbf{r}_{rodilla}$ y \mathbf{r}_{cadera} está contenida en PH:

$(d * \mathbf{ub} + \mathbf{r}_5 - \mathbf{r}_{rodilla}) * \mathbf{h} = 0$, Sustituyendo los valores de \mathbf{h} y \mathbf{ub} se obtiene:

$$d = \frac{(\mathbf{r}_{rodilla} - \mathbf{r}_5) * (\cos 6^\circ * \mathbf{u} - \sin 6^\circ * \mathbf{v})}{\cos 20^\circ * \cos 35^\circ * \cos 6^\circ - \cos 20^\circ * \cos 35^\circ * \sin 6^\circ}$$

Con la que se calcula el centro de la cadera aplicando la ecuación: $\mathbf{r}_{cadera} = d * \mathbf{ub} + \mathbf{r}_5$

Y el centro de gravedad del muslo:

$$\mathbf{r}_{muslo} = \mathbf{r}_{cadera} + 0.39 * (\mathbf{r}_{rodilla} - \mathbf{r}_{cadera})$$

Y los ejes del muslo:

$$\mathbf{i} = \mathbf{j} \wedge \mathbf{k}$$

$$\mathbf{j} = ((\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}_{cadera}) \wedge (\mathbf{r}_{rodilla} - \mathbf{r}_{cadera})) / \|(\mathbf{r}_1 - \mathbf{r}_{cadera}) \wedge (\mathbf{r}_{rodilla} - \mathbf{r}_{cadera})\|$$

$$\mathbf{k} = (\mathbf{r}_{cadera} - \mathbf{r}_{rodilla}) / \|\mathbf{r}_{cadera} - \mathbf{r}_{rodilla}\|$$

Relaciones entre el modelo y los marcadores:

\mathbf{r}_1 coincide con \mathbf{m}_4 .

\mathbf{r}_2 (epicóndilo femoral) se calcula respecto a \mathbf{m}_4 , \mathbf{m}_5 y \mathbf{m}_6 con $\mathbf{V}(:,9)$, si se quiere independizar el muslo de la pierna, si no, se puede utilizar el calculado en el modelo de la pierna.

$\mathbf{r}_{rodilla}$ se calcula respecto a \mathbf{m}_4 , \mathbf{m}_5 y \mathbf{m}_6 con $\mathbf{V}(:,11)$. si se quiere independizar el muslo de la pierna, si no, se puede utilizar el calculado en el modelo de la pierna.

- Cadera.

Para aplicar el modelo de Vaughan y cols. se necesita conocer la posición de la espina iliaca izquierda, que está oculta durante todo el movimiento. Para calcularla se plantea un problema de optimización de distancias.

Posición sacro \mathbf{r}_1 ; Posición espina derecha \mathbf{r}_2 ; Posición espina izquierda \mathbf{r}_3 .

Se supone que en bipedestación la componente z de las dos espinas son la misma y se hallan las componentes x e y con la ecuación:

$$\|\mathbf{r}_3 - \mathbf{r}_1\| = A12; \|\mathbf{r}_3 - \mathbf{r}_1\| = A2$$

A partir de aquí se calculan $V(:,5)$, $V(:,6)$ y $V(:,7)$ de forma que queden definidas las posiciones del sacro y las dos espinas respecto a \mathbf{m}_1 , \mathbf{m}_2 y \mathbf{m}_3 para cualquier posición.

Los ejes de la cadera:

$$\mathbf{i} = (\mathbf{r}_2 - \mathbf{r}_3) / \|\mathbf{r}_2 - \mathbf{r}_3\|$$

$$\mathbf{j} = \mathbf{k} \wedge \mathbf{i}$$

$$\mathbf{k} = ((\mathbf{r}_3 - \mathbf{r}_1) \wedge (\mathbf{r}_3 - \mathbf{r}_2)) / \|(\mathbf{r}_3 - \mathbf{r}_1) \wedge (\mathbf{r}_3 - \mathbf{r}_2)\|$$

NOMENCLATURA UTILIZADA.

\mathbf{p} , \mathbf{v} , \mathbf{y} vectores columna de 3 filas, por ejemplo las coordenadas de un punto

\mathbf{P} , \mathbf{V} matrices

$V(\mathbf{i}, \mathbf{j})$ elemento de la fila \mathbf{i} , columna \mathbf{j} de la matriz \mathbf{V}

$V(:, \mathbf{i})$ columna \mathbf{i} de la matriz \mathbf{V}

$V(2:7, 4:6)$ submatriz desde la fila 2 a 7, desde columna 4 a 6.

\mathbf{R} matriz de rotación (3x3)

$\mathbf{R}_{\mathbf{x}, \alpha}$ matriz de rotación para un giro de un ángulo α alrededor de l eje X

\mathbf{i} \mathbf{j} \mathbf{k} vectores columna unitarios en la dirección de los tres ejes cartesianos

$\mathbf{i}, \mathbf{j}, \mathbf{k}$ son contadores o índices que pueden valer **1,2,3** y hacen referencia a los ejes cartesianos.

1 2 3 referencia a los tres ejes cartesianos X Y Z

(3,2) en matrices hace referencia a fila 3, columna 2

SR Sistema de Referencia.

σ desviación típica.