

UNIVERSIDAD DE VALENCIA
DEPARTAMENTO DE METODOLOGÍA, PSICOBIOLOGÍA Y PSICOLOGÍA SOCIAL

TESIS DOCTORAL

**Aportaciones al diseño de calzado para la práctica del baloncesto:
Análisis biomecánico de la influencia del calzado sobre el salto vertical
y sobre el rendimiento. Aspectos epidemiológicos.**

por
Gabriel Alberto Brizuela Costa

Directores de la Tesis:

Prof. Dr. D. Pedro Vera Luna
Dra. Dña. Ana Cruz García Belenguer

Tutor de la tesis:

Prof. Dra. Dña. Isabel Balaguer Solá

VALENCIA
1996



UMI Number: U607384

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 U607384

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.542.279

BID. T 1465

| |
|-------------------------|
| UNIVERSIDAD DE VALENCIA |
| FACULTAD DE INGENIERIA |
| BIBLIOTECA |
| Reg de entrada nº 9112 |
| Fecha: 10-1-77 |
| Signatura RT478 |

L.542.288

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

HACEN CONSTAR: Que la presente Tesis Doctoral titulada: **“Aportaciones al diseño de calzado para la práctica del baloncesto: Análisis biomecánico de la influencia del calzado sobre el salto vertical y sobre el rendimiento. Aspectos epidemiológicos”**, cuyo autor es **D. Gabriel Alberto Brizuela Costa**, 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 1996



Fdo. **Pedro Vera Luna**



Fdo. **Ana Cruz García Belenguer**

A Ascen,
por su paciencia y apoyo.

A mi Madre,
por el esfuerzo que dedicó a
mi educación.

A Bernardo,
quien me contagió su pasión
por aprender.

A mi hermano Hernán, a mi
Abuela Memé y a mi hija
Sarai.

A todos ellos especialmente
dedico esta Tesis.

AGRADECIMIENTOS

Realizar esta Tesis ha supuesto un gran esfuerzo y dedicación que no hubiera sido posible sin el impulso inicial de mi familia y de mis amigos, entre quienes quiero destacar al Dr. Roberto Paterson, quien me inició en la biomecánica, y a mi “casi hermano” Alejandro Terzián, compañero de inquietudes científico-deportivas. Además, quiero expresar mi agradecimiento a un grupo de personas que en buena medida han sido partícipes de éste trabajo.

A mis directores de Tesis, D. Pedro Vera Luna, quien supo transmitirme parte de su vasta experiencia acumulada como investigador y director de numerosas Tesis Doctorales y Dña. Ana Cruz García Belenguer, responsable de numerosos proyectos de investigación en relación al calzado deportivo, cuya aportación en conocimientos sobre metodología y estadística resultó fundamental.

Al Dr. Roberto Ferrandis, médico traumatólogo, por su importante colaboración en la elaboración del modelo antropométrico del miembro inferior y en la medición y el marcado de los sujetos de ensayo. Además, inagotable compañero de trabajo en nuestras respectivas Tesis.

A Salvador Llana, gran compañero de estudios y también de Tesis, quien colaboró en forma importante con la digitalización de las escenas filmadas, junto a Gaspar Morey, y en el control de los experimentos.

Al resto de compañeros del grupo de Biomecánica Deportiva, del Instituto de Biomecánica de Valencia: José Ramiro, Juan Vicente Durá, Arturo Forner y Enrique Alcántara, por su valiosa aportación en conocimientos y experiencia a la realización de este trabajo.

A Emilio Marco, por la realización y la calidad de gran parte de los dibujos incluidos en esta Tesis.

A Andrés Hoyos, por su valiosa labor durante la filmación y la fotografía de los experimentos, y su asesoramiento continuo en el tema del tratamiento de imágenes.

A Carmina Cortés, documentalista del IBV, por su valioso asesoramiento en documentación y en las labores de búsqueda y adquisición de las referencias bibliográficas.

A las personas de la sección de instrumentación y de los laboratorios del IBV, que han contribuido a la construcción y puesta a punto de gran parte de los instrumentos utilizados para llevar a cabo el trabajo, entre quienes quiero destacar a José Montero, Ángel Campos y Manuel Villanueva. Del mismo modo agradezco a todas aquellas personas del IBV cuya aportación puntual y concreta resultó importante.

Al Instituto Valenciano de Educación Física (IVEF), en cuyas instalaciones deportivas se realizaron gran parte de los experimentos, y a los alumnos que participaron en ellos, especialmente a Toni Albertí y Marcos Francés quienes cargaron con la parte más pesada de esta Tesis.

Finalmente a los amigos y familiares que han podido comprender el valor del tiempo que les robé, y no compartimos, para dedicarlo a realizar esta Tesis.

¡Gracias a todos!

RESUMEN

En una primera parte, se estudiaron las características de los jugadores de baloncesto, algunos aspectos personales y técnicos y, especialmente, las lesiones más frecuentes y sus preferencias y necesidades respecto al calzado que utilizan. En una segunda parte, se estudió el efecto del calzado utilizado para la práctica del baloncesto desde una perspectiva biomecánica, contemplando criterios de prevención de lesiones y de rendimiento motor. De los datos obtenidos se extraen una serie de recomendaciones de diseño, construcción y selección que pueden permitir mejorar las características del calzado para la práctica del baloncesto y ayudar a los jugadores en la selección de su calzado.

Para llevar a cabo la primera parte del trabajo se realizó una encuesta entre los jugadores de baloncesto de la Provincia de Valencia procesando un total de 1008 entrevistas. Para el estudio biomecánico se realizaron los siguientes estudios con sujetos:

- un estudio de amortiguación durante el aterrizaje de los saltos, mediante la utilización de plataformas dinamométricas y acelerómetros fijados a la piel,
- un estudio de los movimientos del retropié durante el aterrizaje de los saltos, mediante la utilización de técnicas fotogramétricas con cine de alta velocidad y
- un estudio del rendimiento en el salto vertical y en la carrera con obstáculos, mediante la utilización de sistemas de cronometraje electrónicos.

Los resultados obtenidos permiten confirmar que la lesión más frecuente entre los jugadores de baloncesto es la del tobillo y que la estructura más frecuentemente lesionada es el ligamento. Respecto al calzado, los criterios considerados más importantes por los jugadores, son los de amortiguación, estabilidad y flexibilidad.

Mediante el estudio biomecánico se encontró que al aumentar la sujeción del tobillo aumentaron los niveles de impacto para el contacto del antepié, como consecuencia de una limitación en los rangos de movimiento de flexión dorsal del tobillo y de flexión de rodilla. Así mismo, se observó que la caña alta y el contrafuerte son elementos efectivos para reducir la máxima inversión y que un vaciado en la entresuela sólo es efectivo en zapatillas de caña baja. Sin embargo, con la inclusión de un sistema de control por tirantes no se detectó efecto alguno sobre los movimientos estudiados.

Respecto al rendimiento en el salto vertical y en la carrera con obstáculos, se observó que con la utilización de zapatillas de mayor sujeción del tobillo disminuye el rendimiento motor de los deportistas.

*Hay hombres que de su ciencia
tienen la cabeza llena;
hay sabios de todas menas,
mas digo, sin ser muy ducho:
es mejor que aprender mucho
el aprender cosas buenas.*

*Aquí no valen doctores:
sólo vale la esperencia;
aquí verán su inocencia
esos que todo lo saben,
porque esto tiene otra llave
y el gaucho tiene su ciencia.*

(“Martín Fierro” José Hernández, 1873)

ÍNDICE GENERAL

| | |
|---|-----|
| 1. INTRODUCCIÓN | 2 |
| 1.1. Origen del trabajo. | 2 |
| 1.2. Objetivos de la tesis. | 4 |
| 1.3. Estado del arte. | 5 |
| 1.4. Aportaciones que se pretenden con esta tesis. | 30 |
| 1.5. Plan de trabajo. | 32 |
| 2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA | 37 |
| 2.1. Búsqueda bibliográfica. | 37 |
| 2.2. Descripción de los trabajos más relevantes. | 39 |
| 2.2.1. Estudios epidemiológicos descriptivos. | 42 |
| 2.2.2. Estudios epidemiológicos experimentales. | 60 |
| 2.2.3. Estudios de sujeción de tobillo y rendimiento motor. | 63 |
| 2.2.4. Estudios cinéticos y cinemáticos del aterrizaje de saltos. | 71 |
| 3. MATERIAL Y MÉTODOS | 96 |
| 3.1. Estudio epidemiológico y de preferencias. | 97 |
| 3.1.1. Variables buscadas. | 97 |
| 3.1.2. Muestra analizada. | 98 |
| 3.1.3. Instrumento de medida utilizado. | 99 |
| 3.1.4. Proceso de recogida de los datos. | 99 |
| 3.1.5. Tratamiento de los datos. | 99 |
| 3.2. Estudio biomecánico. | 101 |
| 3.2.1. Variables buscadas. | 101 |

| | |
|---|-----|
| 3.2.1.1. Variables cinemáticas durante la caída de un salto en plano horizontal. | 101 |
| 3.2.1.2. Variables cinéticas durante la caída de un salto | 102 |
| 3.2.1.3. Variables cinemáticas durante la caída de un salto sobre una superficie irregular. | 103 |
| 3.2.1.4. Variables cinemáticas de rendimiento en el salto vertical. | 103 |
| 3.2.1.5. Variables cinemáticas de rendimiento en carrera con obstáculos. | 104 |
| 3.2.2. Muestra analizada (diseño de experiencias). | 104 |
| 3.2.2.1. Diseño de los prototipos de calzado. | 106 |
| 3.2.2.2. Estudio de la amortiguación de impactos en la caída de un salto. | 109 |
| 3.2.2.3. Ensayos cinemáticos-cinéticos en la caída de un salto. | 110 |
| 3.2.2.4. Ensayos cinemáticos de la caída de un salto sobre una superficie irregular. | 111 |
| 3.2.2.5. Ensayos de rendimiento en salto. | 112 |
| 3.2.2.6. Ensayos de rendimiento en carrera. | 112 |
| 3.2.3. Modelos utilizados. | 113 |
| 3.2.3.1. Modelo de análisis cinético para el estudio de amortiguación de impactos. | 113 |
| 3.2.3.2. Modelo de análisis cinemático para el estudio de los movimientos del miembro inferior. | 114 |
| 3.2.4. Puesta a punto de las técnicas de medida (Descripción, aplicación y especificaciones). | 117 |
| 3.2.4.1. Adquisición de las variables cinemáticas de ángulos articulares. | 118 |
| 3.2.4.2. Adquisición de las variables cinéticas de fuerzas de reacción y aceleraciones de los segmentos corporales. | 120 |

| | |
|---|-----|
| 3.2.4.3. Adquisición de las variables cinemáticas de rendimiento en salto vertical. | 124 |
| 3.2.4.4. Adquisición de las variables cinemáticas de rendimiento en carrera con obstáculos. | 125 |
| 3.2.5. Descripción de las experiencias. | 126 |
| 3.2.5.1. Ensayo de amortiguación de impactos durante la caída de un salto. | 126 |
| 3.2.5.2. Ensayo de control de movimientos durante la caída de un salto. | 129 |
| 3.2.5.3. Ensayo de rendimiento en salto vertical. | 131 |
| 3.2.5.4. Ensayo de rendimiento en carrera con obstáculos. | 132 |
| 3.2.6. Técnicas para el tratamiento de los datos biomecánicos. | 134 |
| 3.2.6.1. Tratamiento de los datos obtenidos del ensayo de amortiguación de impactos durante la caída de un salto. | 134 |
| 3.2.6.2. Tratamiento de los datos obtenidos del ensayo de control de movimientos durante la caída de un salto. | 136 |
| 3.2.6.3. Tratamiento de los datos obtenidos del ensayo de rendimiento en salto vertical. | 136 |
| 3.2.6.4. Tratamiento de los datos obtenidos del ensayo de rendimiento en carrera con obstáculos. | 136 |
| 3.3. Análisis conjunto de los resultados. | 137 |
| | |
| 4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN | 138 |
| | |
| 4.1. Resultados epidemiológicos y de preferencias. | 139 |
| 4.1.1. Resultados descriptivos de la población encuestada. | 139 |
| 4.2. Resultados biomecánicos. | 168 |
| 4.2.1. Variables cinemáticas de la caída de un salto sobre una superficie plana. | 170 |

| | |
|--|-----|
| 4.2.2. Variables cinéticas de la caída de un salto sobre una superficie plana. | 191 |
| 4.2.3. Variables cinemáticas de la caída de un salto sobre una superficie irregular. | 205 |
| 4.2.4. Variables de rendimiento en salto vertical. | 210 |
| 4.2.5. Variables de rendimiento en carrera con obstáculos. | 211 |
| 4.3. Discusión global de los resultados. | 212 |
| 4.3.1. Análisis epidemiológico. | 212 |
| 4.3.2. Análisis biomecánico. | 215 |
| | |
| 5. CONCLUSIONES | 221 |
| | |
| 5.1. Conclusiones metodológicas. | 223 |
| 5.2. Conclusiones de resultados. | 224 |
| 5.3. Futuras líneas de investigación. | 225 |
| | |
| 6. BIBLIOGRAFÍA | 226 |
| | |
| 6.1. Bibliografía citada. | 227 |
| 6.2. Otra bibliografía consultada. | 235 |
| | |
| 7. ANEXOS | 252 |
| | |
| 7.1. Hoja de entrevista de la encuesta epidemiológica. | 253 |
| 7.2. Descripción del modelo cinemático. Modelo de sólidos articulares. | 255 |
| 7.2.1 Sistemas de referencia locales. | 255 |
| 7.2.2 - Ángulos. | 258 |
| 7.3. Método de suavizado de las coordenadas obtenidas del proceso de digitalización. | 259 |
| 7.4. Tablas de resultados. | 264 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|--|-----|
| Figura 1: Esquema de los 26 huesos del pie. | 10 |
| Figura 2: Diferentes zonas del pie. | 11 |
| Figura 3: Articulaciones del pie y del tobillo. | 11 |
| Figura 4: Movimientos de flexión plantar y flexión dorsal. | 12 |
| Figura 5: Ejes de las articulaciones tibiotarsiana y subastragalina. | 13 |
| Figura 6: Posiciones de inversión y eversión del retropié. | 14 |
| Figura 7: Movimientos de supinación y pronación. | 15 |
| Figura 8: Movimiento de pronación durante la carrera de fondo. | 16 |
| Figura 9: Mecanismo de producción del esguince de tobillo. | 17 |
| Figura 10: Registro de fuerzas de reacción de un aterrizaje con patrón de doble impacto. | 19 |
| Figura 11: Acción de las fuerzas de impacto sobre la articulación de la rodilla. | 20 |
| Figura 12: Esquema de una zapatilla de caña alta para la práctica del baloncesto. | 24 |
| Figura 13: Esquema del aterrizaje tras un salto y su registro de acelerometría. | 26 |
| Figura 14: Esquema de una zapatilla de caña alta y de caña baja. | 106 |
| Figura 15: Esquema de zapatillas con contrafuerte. | 107 |
| Figura 16: Esquema de zapatilla con control por tirantes. | 107 |
| Figura 17: Esquema de zapatillas con vaciado en la entresuela. | 108 |
| Figura 18: Doce prototipos de zapatillas del estudio. | 108 |
| Figura 19: Modelo de sistema muelle-amortiguador del cuerpo humano. | 113 |
| Figura 20: Modelo de nueve marcadores del cuerpo humano para el análisis cinemático. | 117 |
| Figura 21: Esquema del proceso de análisis cinemático tridimensional. | 118 |
| Figura 22: Esquema de las plataformas dinamométricas. | 122 |
| Figura 23: Esquema de un ensayo con acelerómetros. | 124 |
| Figura 24: Esquema del funcionamiento de una plataforma de contactos. | 125 |
| Figura 25: Esquema del funcionamiento del sistema de cronometraje por fotocélulas. | 126 |
| Figura 26: Esquema del circuito para el test de carrera con obstáculos. | 132 |
| Figura 27: Diferentes zonas de desgaste de la suela. | 164 |
| Figura 28: Alternativas de deformación del material de corte del calzado. | 166 |

| | |
|--|-----|
| Figura 29: Ángulo de flexión de rodilla en función del tiempo. | 170 |
| Figura 30: Ángulo de flexión de rodilla según el calzado utilizado. | 171 |
| Figura 31: Interacción sujeto calzado para el ángulo de flexión de rodilla. | 172 |
| Figura 32: Tiempo del máximo ángulo de flexión de rodilla según el calzado utilizado. | 173 |
| Figura 33: Rango de flexión de rodilla según el calzado utilizado. | 174 |
| Figura 34: Ángulo de flexión dorsal en función del tiempo. | 175 |
| Figura 35: Ángulo de flexión dorsal inicial según el calzado utilizado. | 176 |
| Figura 36: Interacción sujeto calzado para el ángulo de flexión dorsal inicial. | 177 |
| Figura 37: Máximo ángulo de flexión dorsal según el calzado utilizado. | 178 |
| Figura 38: Interacción sujeto calzado para el máximo ángulo de flexión dorsal. | 179 |
| Figura 39: Mínimo ángulo de flexión dorsal según el calzado utilizado. | 180 |
| Figura 40: Interacción sujeto calzado para el mínimo ángulo de flexión dorsal. | 181 |
| Figura 41: Rango de flexión dorsal según el calzado utilizado. | 182 |
| Figura 42: Ángulo de inversión del retropié en función del tiempo. | 183 |
| Figura 43: Ángulo de inversión del retropié inicial según el calzado utilizado. | 184 |
| Figura 44: Interacción sujeto calzado para el ángulo de inversión del retropié inicial. | 185 |
| Figura 45: Mínimo ángulo de inversión del retropié según el calzado utilizado. | 186 |
| Figura 46: Máximo ángulo de inversión del retropié según el calzado utilizado. | 187 |
| Figura 47: Tiempo del máximo ángulo de inversión del retropié según el calzado utilizado. | 188 |
| Figura 48: Interacción sujeto calzado para el tiempo del máximo ángulo de inversión. | 189 |
| Figura 49: Rango de inversión del retropié según el calzado utilizado. | 190 |
| Figura 50: Fuerzas verticales de reacción en función del tiempo. | 191 |
| Figura 51: Fuerzas verticales de contacto del antepié según el calzado utilizado. | 192 |
| Figura 52: Interacción sujeto calzado para las fuerzas verticales de contacto del antepié. | 193 |
| Figura 53: Retraso del impacto de talón según el calzado utilizado. | 194 |
| Figura 54: Aceleración de la tibia en función del tiempo. | 195 |
| Figura 55: Aceleración de la cabeza en función del tiempo. | 196 |
| Figura 56: Aceleración de la cabeza según el calzado utilizado. | 197 |
| Figura 57: Transmisión del impacto de talón a la tibia según el calzado utilizado. | 199 |

| | |
|--|-----|
| Figura 58: Transmisión de las fuerzas de impacto a la cabeza según el calzado utilizado. | 201 |
| Figura 59: Interacción sujeto calzado para la transmisión de los impactos a la cabeza. | 202 |
| Figura 60: Transmisión de la aceleración de la tibia a la cabeza según el calzado utilizado. | 204 |
| Figura 61: Ángulo de inversión del retropié en función del tiempo (superficie irregular). | 205 |
| Figura 62: Interacción contrafuerte caña alta para el máximo ángulo de inversión. | 206 |
| Figura 63: Interacción vaciado caña alta para el máximo ángulo de inversión. | 207 |
| Figura 64: Interacción contrafuerte vaciado para el rango de inversión del retropié. | 208 |
| Figura 65: Rendimiento en el salto vertical según el calzado utilizado. | 210 |
| Figura 66: Rendimiento en la carrera con obstáculos según el calzado utilizado. | 211 |

ÍNDICE DE FOTOS

| | |
|--|-----|
| Foto 1: Ensayo de amortiguación de impactos. | 127 |
| Foto 2: Ensayo de saltos con aterrizaje sobre el plano inclinado. | 129 |
| Foto 3: Detalle del efecto del plano inclinado sobre el movimiento del retropié. | 130 |
| Foto 4: Ensayo de rendimiento en carrera con obstáculos. | 133 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|---|-----|
| Tabla 1: Error asociado a diferentes números de entrevistas de la encuesta. | 98 |
| Tabla 2: Diseño factorial de los prototipos de zapatillas. | 109 |

ÍNDICE DE ORGANIGRAMAS

Organigrama 1: Plan de trabajo.

35

CONTENIDO DEL CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

| | |
|--|----|
| 1.1. Origen del trabajo. | 2 |
| 1.2. Objetivos de la tesis. | 4 |
| 1.3. Estado del arte. | 5 |
| 1.4. Aportaciones que se pretenden con esta tesis. | 30 |
| 1.5. Plan de trabajo. | 32 |

1. INTRODUCCIÓN

1.1. ORIGEN DEL TRABAJO

El Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) es un centro de investigación y formación que se ocupa de tres grandes áreas de la biomecánica: la biomecánica médica, la biomecánica ocupacional y la biomecánica deportiva. Dentro del área de la biomecánica deportiva, cuenta con una sección de trabajo que estudia el calzado y comenzó como una línea de investigación sobre el calzado para carrera en 1987-1988. El paso siguiente de la sección, gracias al apoyo de la Comisión Interministerial de Ciencia y Tecnología (CICYT), fue continuar con el estudio del calzado para otros deportes de práctica masiva, fundamentando una línea de investigación que suma el estudio de aspectos epidemiológicos del deporte al de los efectos del calzado para evitar lesiones y mejorar el rendimiento deportivo.

Mi experiencia previa en la biomecánica se remonta al período entre los años 1989 y 1991, durante el cual me dediqué al estudio de las técnicas y los métodos empleados para el control de deportistas de alto rendimiento, fundamentalmente en dos centros: En el Centro Nacional de Alto Rendimiento Deportivo (CENARD) de Buenos Aires, Argentina, y en el Hellenic Sports Research Institute de Atenas, Grecia.

En 1993 se produjo mi incorporación al IBV como becario colaborador dentro del grupo de biomecánica deportiva, incluido en la sección de calzado y en la línea de investigación sobre calzado para carrera. Ese primer año me sirvió como experiencia para conocer la metodología empleada por el grupo, sus herramientas y la forma de trabajo de IBV en general.

A finales de 1993 se presentó la posibilidad de comenzar a trabajar en el estudio del calzado para baloncesto. Esto fue posible gracias al apoyo y la financiación de la empresa de calzado J'Hayber, de Elche, Alicante. Siguiendo en la línea de investigación sobre calzado deportivo se decidió realizar un estudio sobre la epidemiología asociada a la práctica del baloncesto en España y su aplicación al diseño y la construcción del calzado apropiado bajo criterios biomecánicos. Con tal fin, se me ofreció la posibilidad de hacerme cargo de este proyecto y desarrollarlo como mi propia tesis doctoral.

1.2. OBJETIVOS DE LA TESIS

En primer lugar se plantearon los objetivos generales que pretendía alcanzar esta tesis, los cuales se dirigían a:

- Conocer las características de los jugadores de baloncesto españoles, algunos aspectos personales y técnicos y, especialmente, sus lesiones más frecuentes y sus preferencias y necesidades respecto al calzado que utilizan.
- Estudiar el efecto del calzado recomendado para su práctica.
- Hacer recomendaciones de diseño y construcción que permitan mejorar las características del calzado para baloncesto desde una perspectiva biomecánica que contemple criterios de prevención de lesiones y de rendimiento.

Los objetivos generales fueron los siguientes:

- Determinar cuáles son las características personales y técnicas de los jugadores de baloncesto españoles.
- Determinar cuáles son las lesiones más frecuentes de estos jugadores y, en especial, entre aquellas lesiones que pueden relacionarse con las características del calzado empleado.
- Determinar cuales son las preferencias y necesidades, respecto al calzado, de los jugadores de baloncesto.
- Estudiar el efecto del calzado considerado de mayor protección frente a las lesiones durante situaciones de riesgo.
- Estudiar la influencia del calzado considerado de mayor protección frente a las lesiones sobre aspectos de rendimiento motor.
- Generar criterios de diseño de calzado para baloncesto teniendo en consideración aspectos de protección frente a las lesiones y aspectos de rendimiento motor.

1.3. ESTADO DEL ARTE

Auge del deporte.

Durante la década de los 80 tuvo lugar en España un gran crecimiento del deporte profesional y del deporte de alta competición respondiendo a las necesidades de grandes espectáculos y de entretenimiento colectivo de la sociedad y se consolidaron las ligas profesionales de fútbol y baloncesto. Por otra parte, la necesidad de mejorar y mantener la salud de una población cada vez más urbanizada e implicada en trabajos de carácter sedentario y a la vez estresantes, que además dispone de un mayor bienestar material y más tiempo libre, han propiciado el desarrollo de la práctica deportiva. Según García Ferrando (1991), la realización personal y la salud son los dos elementos que motivan a la población a la práctica deportiva. De este modo, hacer deporte se convirtió en uno de los principales modos de emplear el tiempo libre de los españoles, ubicándose en sexta posición entre las actividades de empleo del tiempo libre. Según datos del mismo autor, en 1990 un 26% de la población hacía deporte prácticamente todos los días, un 42% 2 o 3 veces a la semana y un 15% una vez a la semana. El sector social que más deporte practica suele ser el de los varones solteros, de entre 15 y 21 años de edad con nivel de estudios de BUP y medios, de ciudades de más de 50.000 habitantes y por lo general estudiantes. Hacer deporte se considera una actividad deseada por el 23% de la población española, en segunda posición, detrás de “estar con la familia”, actividad deseada por un 26% de la población. Sin embargo, hacer deporte interesa todavía más a los hombres que a las mujeres (27% frente al 19%). En la Comunidad Valenciana, los porcentajes son algo inferiores a la media de la población española, situando a quienes les gustaría hacer deporte en su tiempo libre al 17% de la población.

Como dato de la evolución del interés por el deporte se puede destacar el incremento que ha sufrido a lo largo de los últimos veinte años. La porción de la población que presenta bastante o mucho interés representó al 50% en 1975, el 48% en 1980, el 59% en 1985 y el 65% en 1990.

Según García Ferrando (1991), en 1990 el 35% de los españoles practicaba uno o varios deportes, dato que en la Comunidad Valenciana corresponde al 31%. Entre los practicantes, los deportes mantenían la siguiente distribución:

| | | |
|-----|---------------------------|-----|
| 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 (frontón) | 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 deportes | 11% |

El fútbol es el único deporte que mantiene la regularidad en su práctica en todas las épocas del año. El baloncesto, acercándose a una posición que había sido hasta ahora hegemónica del fútbol, se coloca en segunda posición de regularidad. El número de practicantes regulares de

fútbol asciende (en 1990) a 1.570.000 (con 401.084 licencias federativas) mientras que los practicantes del baloncesto a 1.270.000 (con 202.909 licencias federativas), convirtiéndose en un deporte que se practica y se entrena con bastante regularidad por amplias capas de población joven.

El baloncesto.

Desde que James Naismith lo inventó en 1891, el baloncesto ha cambiado mucho. Hasta hace unos veinte años, era un deporte sin contacto físico y practicado por personas de características similares a las del resto de los deportistas. Los cambios culturales y sociales llevaron a convertir el baloncesto en deporte-espectáculo, llevando consigo una profesionalización del juego y una revisión continua de las reglas para brindarle mayor espectacularidad y afición. Hoy en día el baloncesto es un deporte de contacto, de gran agresividad y espectacularidad. Los buenos jugadores de baloncesto reúnen una serie de requisitos fundamentales como gran talla, buena velocidad, gran capacidad de salto y una serie de habilidades motrices de coordinación, para llevar a cabo un juego que basa su espectacularidad en una gran densidad de acción con frecuentes desplazamientos veloces y saltos, y muy poco tiempo de juego tranquilo. Estas características convierten al baloncesto en un deporte con gran riesgo de lesión entre sus practicantes.

Epidemiología del baloncesto.

El riesgo del baloncesto no se remonta sólo a las grandes ligas ni a los federados. Backx y cols. (1991) encontraron que, entre los escolares holandeses, el baloncesto era el deporte de mayor riesgo, asociándole al mismo una incidencia de 998 lesiones por cada 1.000 escolares involucrados en su práctica al año. Del mismo modo, entre los estudiantes universitarios de medicina de New York, Birrer y cols. (1988) encontró que los deportes con mayor número de lesiones eran el baloncesto, el hockey y la halterofilia, al igual que Garrick (1987), quien destaca una incidencia de 13.1 lesiones por cada 100 jugadores por temporada y sitúa al baloncesto como el deporte con más jugadores lesionados.

Numerosos autores (Fintelman, 1989; Martínez Romero, 1985; Pfeifer y cols., 1992; Henry y cols., 1982) afirman que el tobillo es la zona corporal más frecuentemente lesionada durante la práctica del baloncesto federado o profesional. El porcentaje de lesiones de tobillo respecto

del total de lesiones que sufren los jugadores oscila entre el 18% (Henry y cols., 1982), el 38% (Martínez Romero, 1985), el 39% (Fintelman, 1989) y el 46% (Pfeifer y cols., 1992). Para estos mismos autores, la lesión de rodilla es la segunda más frecuente, oscilando entre el 13% (Pfeifer y cols., 1992), el 17% (Fintelman, 1989) y el 28% (Martínez Romero, 1985).

Sin embargo, Apple (1988) y Chan y cols. (1993) afirman que en el baloncesto, las lesiones de rodilla son más frecuentes que las de tobillo, asignando a la lesión de rodilla una frecuencia del 31% y del 46% y a la del tobillo del 24% y del 23% respectivamente. En el caso de Chan y cols. (1993), cuyo estudio está realizado entre los deportistas que acuden a un hospital para ser atendidos, puede ocurrir que exista un mayor número de lesiones de tobillo, en comparación a las de rodilla, que no sean atendidas en los hospitales.

Algunos estudios que se refieren a los deportistas lesionados atendidos en clínicas u hospitales, según explica Garrick (1987), pueden infravalorar el número de lesiones reales ya que los jugadores no siempre consideran necesario hacerse atender sus lesiones, aunque deban suspender su práctica deportiva. El estudio de Chan y cols. (1993), realizado en el hospital de Hong Kong, destaca que del total de 2293 pacientes atendidos entre 1984 y 1990, un 14% de sus lesiones eran ocasionadas durante la práctica del fútbol (el deporte de mayor incidencia) y un 13% ocasionadas durante la práctica del baloncesto (el de segunda mayor incidencia). Garrick (1987) según datos de una clínica deportiva, destaca que la mayor frecuencia de lesiones de tobillo, como porcentaje del total de lesiones, se presentaron en patinaje artístico (24%), en baloncesto (21%) y en fútbol (16%). Dentro de este tipo de estudios cabe destacar el trabajo realizado por Martínez Romero (1985), el cual reúne datos de la Mutua General Deportiva española de los años 1961 a 1980.

De acuerdo a lo expuesto, no cabe duda que las lesiones más frecuentes durante la práctica del baloncesto son las de tobillo y las de rodilla aunque, a la hora de cuantificar el tiempo de práctica deportiva perdido debido a las lesiones, algunos autores (Apple y cols. 1982; Zelisko y cols., 1982) colocan a la rodilla en primer lugar, mientras que otros (Garrick, 1987) hacen lo propio con el tobillo.

De todas las lesiones de tobillo, en el deporte en general, el esguince es la más frecuente (Backx y cols., 1991; Birrer y cols., 1988; Garrick, 1987; Apple, 1988). El 45% de todas las lesiones deportivas tratadas en el hospital de Hong Kong entre 1984 y 1990 (Chan, 1993), fueron esguinces de tobillo y entre las ocurridas a jugadores de baloncesto, la frecuencia ascendía al 55% de las lesiones. Según Garrick y Requa (1988), el esguince de tobillo involucra, en todos los deportes en general, al 50% de las lesiones de tobillo.

Fintelman (1989) destaca que de los jugadores de baloncesto lesionados, después de un mes de recuperación habían vuelto a la práctica un 72% de los lesionados del tobillo y sólo un 56% de los lesionados de la rodilla. Este hecho puede reflejar una mayor gravedad de las lesiones de rodilla en comparación con las de tobillo. Según Pfeifer (1992), las lesiones de rodilla son más frecuentes en los jóvenes mientras que las de tobillo lo son en los mayores. Respecto al esguince de tobillo, Martínez Romero (1985) destaca que es más frecuente en los jugadores con puesto de pivots, quienes realizan más cantidad de acciones ofensivas y defensivas de saltos y rebotes frente a los adversarios.

Anatomía del pie y del tobillo. Sus movimientos.

La estructura del pie humano consta de 33 articulaciones y 26 huesos que se agrupan formando una media cúpula, que se mantiene gracias a los ligamentos, la aponeurosis plantar, los tendones de los músculos extrínsecos del pie y los músculos intrínsecos del mismo. Los huesos que componen el pie son:

- Siete huesos tarsianos: astrágalo, calcáneo, escafoides, cuboides y las tres cuñas, numeradas desde adentro hacia fuera.
- Cinco huesos metatarsianos: numerados de adentro hacia fuera.
- Catorce falanges: tres para cada dedo, excepto el primero que tiene dos.



Figura 2: Diferentes zonas del pie.

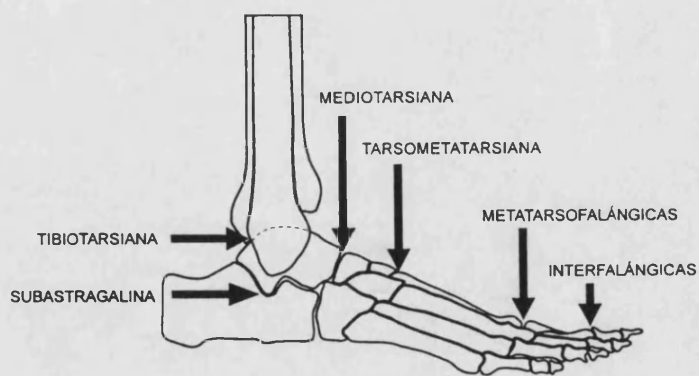


Figura 3: Articulaciones del pie y del tobillo.

La articulación tibio-tarsiana permite los movimientos de flexión y extensión que son llamados respectivamente:

- Flexión dorsal: la punta del pie se eleva hacia la superficie anterior de la pierna.
- Flexión plantar: el pie se deprime, tendiendo a alinear su eje mayor con la pierna.

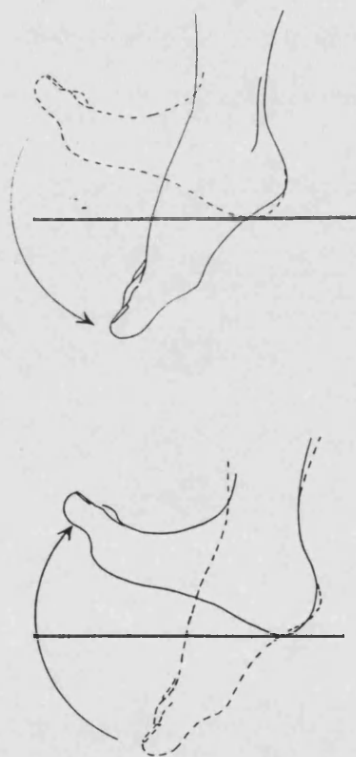


Figura 4: Movimientos de flexión plantar (superior) y de flexión dorsal (inferior) (modificado de Root y cols., 1991).

Entre las articulaciones intrínsecas del pie, se encuentran las articulaciones tarsianas, entre las cuales, la articulación subastragalina, por los movimientos que permite, es una de las más relevantes para el presente trabajo. Su único eje articular es oblicuo y, si bien puede variar de un individuo a otro, como media se inclina un ángulo de 42° desde el plano horizontal sobre el plano sagital y de 23° desde el plano sagital sobre un plano horizontal (Inman, 1976).

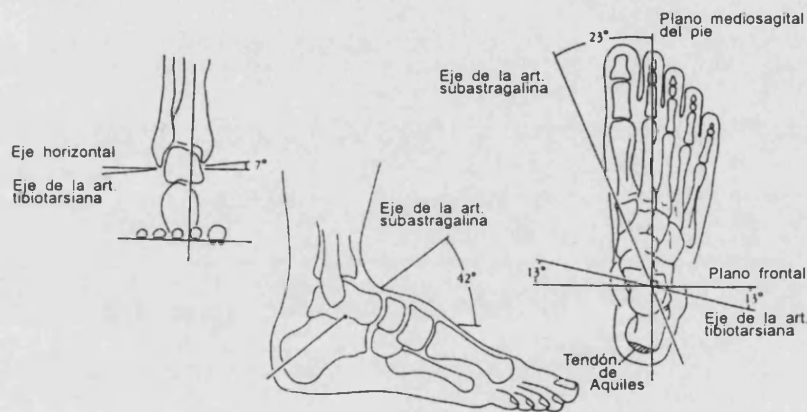


Figura 5: Ejes de las articulaciones tibiotarsiana y subastragalina (modificado de Kreighbaum y Barthels, 1990).

Los movimientos que permite la articulación subastragalina son la inversión y la eversión del pie y según algunos autores (Rasch y Burke, 1986; Kreighbaum, 1990; Sussman, 1987; Clarke y cols. 1983; Mann, 1982; Root y cols., 1991; Valmassy, 1996) pueden definirse como:

- Inversión: Rotación del pie en torno a su eje longitudinal, de modo que la planta se vuelve internamente.
- Eversión: Rotación del pie en torno a su eje longitudinal, de modo que la planta se vuelve externamente.

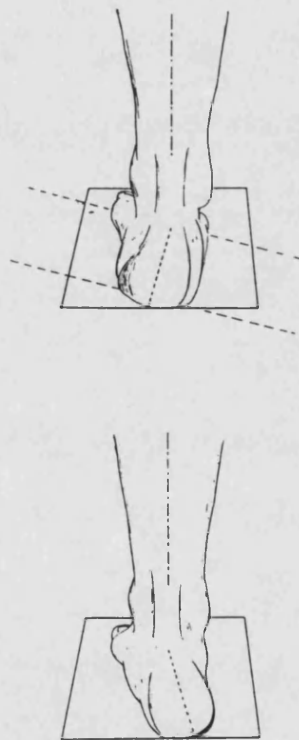


Figura 6: Posiciones de inversión (superior) y de eversión (inferior) del retropié (modificado de Root y cols., 1991).

La inversión es imposible sin desplazamiento simultáneo del eje mayor del pie hacia adentro (aducción), mientras que la eversión es imposible sin desplazar simultáneamente el eje mayor del pie hacia afuera (abducción). De acuerdo a esto, algunos autores (Rasch y Burke, 1986; Sussman, 1987; Clarke y cols. 1983; Mann, 1982; Ferrandis y cols. 1994; Root y cols., 1991; Valmassy, 1996) definen a la supinación y a la pronación como una combinación de estos movimientos:

- Supinación: Inversión combinada con aducción y flexión plantar.
- Pronación: Eversión combinada con abducción y flexión dorsal.

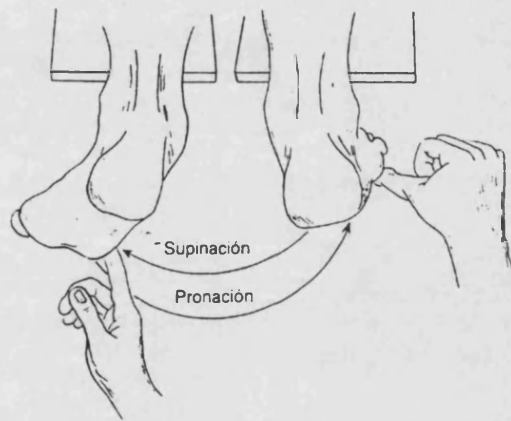


Figura 7: Movimientos de supinación y de pronación (modificado de Root y cols., 1991).

Estas definiciones concuerdan con la terminología empleada en las publicaciones biomecánicas, en particular con la especializada en biomecánica del calzado deportivo. Cabe destacar que existen algunos autores (Hernández Corvo, 1989; Smith Agreda, 1981; Palastanga y cols., 1989; Kapandji, 1982) que definen los movimientos de la articulación subastragalina de forma inversa, sosteniendo que la inversión es un movimiento combinado de supinación del calcáneo, aducción del pie y flexión plantar, y la eversión la combinación de pronación del calcáneo, abducción del pie y flexión dorsal.

El movimiento de pronación permite que el pie se adapte al terreno durante la carrera de fondo y reduzca las cargas debidas a las fuerzas de impacto. De este modo, se convierte en un importante mecanismo de amortiguación de los impactos y en el objetivo de los estudios de los movimientos del retropié.



Figura 8: Movimiento de pronación durante la carrera de fondo.

El movimiento de supinación del pie ocurre frecuentemente durante movimientos laterales y en deportes como el tenis, el voleibol o el baloncesto. En estos deportes, el exceso de supinación recibe una especial atención, por estar relacionado con las lesiones de tobillo. En posiciones de excesiva supinación los ligamentos laterales externos de la articulación tibiotarsiana pueden dañarse seriamente, convirtiéndose en un esguince de tobillo.

Clarke y cols. (1983) destaca que numerosos investigadores, utilizando la filmación con cámaras de cine de alta velocidad, han medido la inversión-eversión del calcáneo en relación con el eje longitudinal de la pierna para inferir el ángulo de supinación-pronación de retropié y poder cuantificar los movimientos del retropié durante la carrera.

Mecanismo de producción del esguince de tobillo.

La inversión del retropié es el principal mecanismo de producción de los esguinces de tobillo y, en el baloncesto, ocurre fundamentalmente durante las acciones de rebote, al caer sobre el pie de otro jugador o pisarlo durante una acción ofensiva (Fintelman, 1989; Pfeifer, 1992; Sussman, 1987).

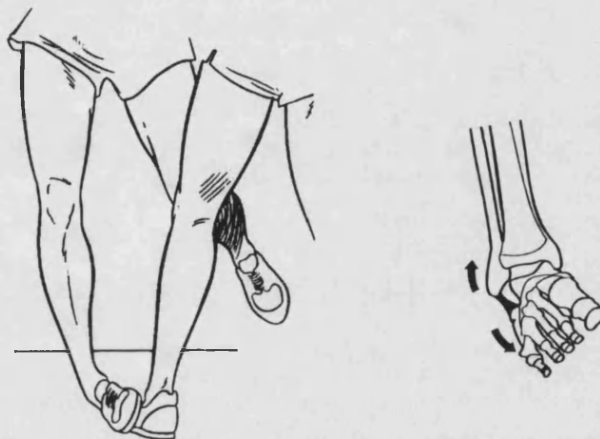


Figura 9: Mecanismo más frecuente de producción del esguince de tobillo (modificado de Ramiro y cols., 1995).

Algunos autores proponen la utilización de calzado de caña alta y técnicas de vendaje u ortesis para prevenir los esguinces de tobillo, además de ejercicios de fortalecimiento muscular (Martínez Romero, 1985; Rovere y cols.; Garrick y Requa, 1973; Sitler y cols., 1994), basándose en que este aumento de la sujeción limita la inversión del retropié (Ottaviani y cols., 1995; Robinson y cols., 1986; Sussman, 1987; Sussman y cols., 1988). Otros autores, sin embargo, destacan que, según sus resultados, no se justifica aconsejar el uso de elementos que brinden mayor sujeción al tobillo (Fintelman, 1989; Barrett y cols. 1993).

Posibles problemas al aumentar la protección del tobillo.

Sin embargo, se podría pensar que la limitación de la movilidad del tobillo con el objeto de prevenir los esguinces podría contribuir a un aumento en la incidencia de las lesiones de rodilla, debido a un posible aumento de las cargas actuantes sobre ella, similar a lo que ocurre en el esquí desde la aparición de las botas modernas. Sin embargo, algunos autores lo rechazan, destacando que en sus respectivos estudios no existe evidencia y que la incidencia

de lesiones de rodilla es la misma, con o sin aumento de la sujeción del tobillo (Garrick y Requa, 1973; Sitler y cols., 1994). Sin embargo, los trabajos realizados hasta el momento no estudian las lesiones de rodilla de carácter más crónico, relacionadas con la sobrecarga por impactos repetidos de mayor magnitud, asociados a una disminución de la movilidad del tobillo.

Por otra parte, el aumento de la sujeción del tobillo, a través de un aumento de la altura de la caña del calzado o la aplicación de técnicas de vendaje u ortesis, podría limitar la flexo-extensión del tobillo en forma no deseada (Robinson y cols., 1986) y disminuir la capacidad de disipación de las fuerzas de impacto de la articulación del tobillo durante la caída de un salto (Sussman, 1987; Sussman y cols., 1988). Este hecho podría ser de gran importancia, ya que se ha demostrado que los aterrizajes de los saltos someten al pie y al miembro inferior del deportista a un gran estrés. El contacto del pie con el suelo, durante el aterrizaje de un salto, es un ejemplo de choque o impacto. Dicho choque resulta en una transmisión de las fuerzas verticales de impacto a través del cuerpo siendo una carga potencial de lesión (Valiant, 1990). Algunos autores han reportado fuerzas de reacción de más de 4 veces el peso corporal (Valiant y Cavanagh, 1985) o de 8 veces el peso corporal (Stacoff y cols., 1988) durante aterrizajes de un salto vertical, e incluso de hasta 9 veces el peso corporal durante aterrizajes tras un tiro en bandeja, en jugadores de baloncesto de la NBA (Mc Clay y cols. 1994 (a)).

En este sentido, Gross y Nelson (1988), de acuerdo con varios autores (Devita y Skelly, 1992; Dufek y Bates, 1991; Gross y Nelson, 1988; Kaelin y cols., 1988; Valiant y Cavanagh, 1985), encontraron que durante el aterrizaje de saltos verticales, cerca del 80% de los registros de las fuerzas verticales de reacción muestran dos picos característicos, correspondientes al contacto metatarsal, el primero, y al contacto del talón, el segundo. Además los registros de acelerometría en la tibia revelan picos de transmisión en esos mismos eventos, que en algunos casos sobrepasan los 20g (Valiant y Cavanagh, 1985). Además, datos de acelerometría (Gross y Nelson, 1988) muestran una atenuación del 31% en la transmisión de los impactos del calcáneo a la tibia y sugieren que determinados componentes estructurales del tobillo, como el hueso, el cartílago y otros tejidos, actúan como amortiguadores.

Con un segundo patrón de aterrizaje, los sujetos contactan con el suelo con el pie en una posición mucho más plana, generándose fuerzas de impacto mayores (Dufek y Bates, 1990; Mizrahi y Suzak, 1982). En los sujetos con este patrón de caída se detecta un único pico de impacto en aceleraciones de tibia (Gross y Nelson, 1988).

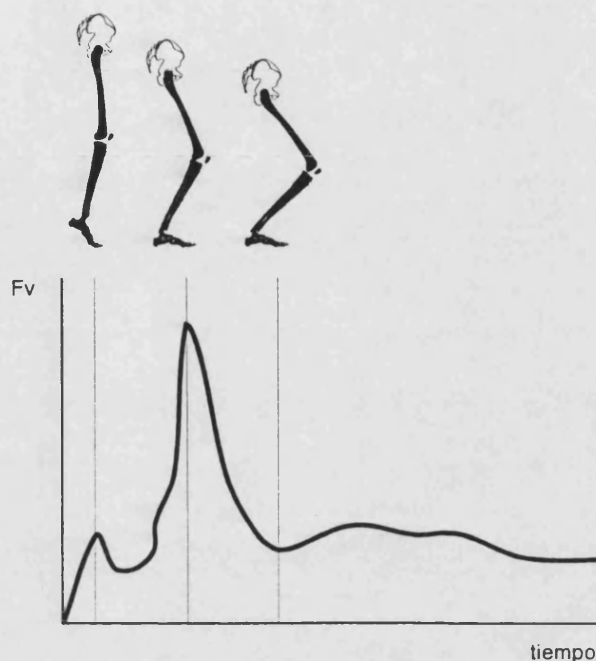


Figura 10: Gráfica del registro de un aterrizaje con patrón de caída de doble impacto.

Kaelin y cols. (1988) destacan que en actividades con saltos frecuentes, de altura considerable, no debe sorprender encontrar muchos jugadores que sufran dolores lumbares y de rodilla, debido a los grandes y repetidos impactos que sufren. En estos casos, un calzado con una suela gruesa y blanda en el área del retropié puede contribuir a una buena absorción de los impactos y a la prevención del dolor. Los pavimentos y los calzados adecuados influyen positivamente en la amortiguación de las fuerzas de impacto (Mizrahi y Suzak, 1982).

Las cargas verticales repetitivas de relativamente baja magnitud producen sobrecarga crónica de la rodilla. Las sobrecargas de corta duración producen microfracturas del hueso subcondral y cuando éstas persisten resulta en osteoartritis. Las ondas de impacto propagadas (transmisión de los impactos) pueden considerarse como la consecuencia dañina de las cargas de impacto y pueden ser medidas en los huesos largos de las extremidades inferiores (Light y cols. 1980). El modelo que relaciona la transmisión de los impactos con las lesiones por

sobrecarga crónica explica las lesiones producidas cuando los deportistas habitualmente calzados realizan carrera de fondo y actividades con saltos repetidos. Estas dos actividades están asociadas con una alta incidencia de lesión, especialmente de rodilla (Voloshin y Wosk, 1982).

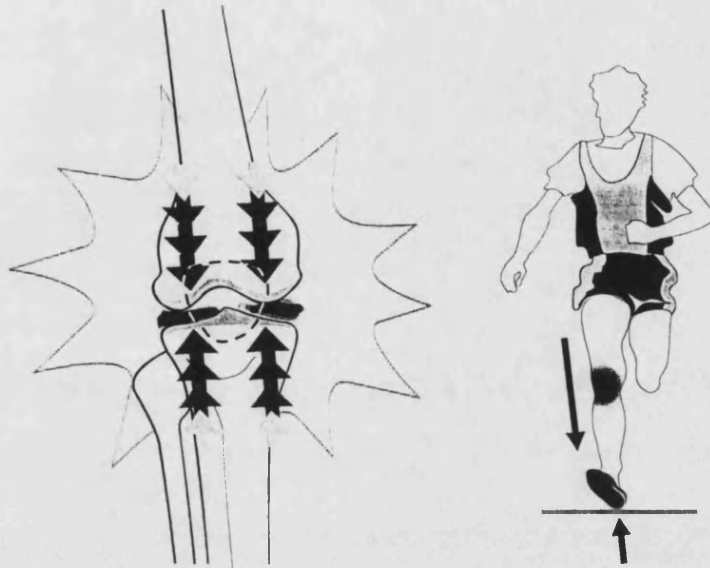


Figura 11: Esquema de la acción de las fuerzas de impacto sobre la articulación de la rodilla, durante la carrera de fondo.

Disminución del rendimiento.

Debido posiblemente a la limitación de la movilidad del tobillo, un aumento en la sujeción de esta articulación puede ser la causa de una disminución del rendimiento deportivo. Son varios los autores que encuentran una reducción de la capacidad de desplazamiento a la carrera. Bauer (1970) comparó el rendimiento de jugadores de fútbol americano calzando botas de caña alta y de caña baja, encontrando un aumento de los tiempos empleados para recorrer a la carrera unos 30 metros (30 yardas). En el mismo sentido, Burks y cols. (1991) encontró que con vendaje u ortesis el rendimiento fue menor en uno o varios de los test de rendimiento a los que sometió a un grupo de deportistas universitarios. Entre estos test se incluían un salto horizontal, un salto vertical, una carrera de ida y vuelta sobre 10 metros y una carrera de 40 metros lisos. Robinson y cols. (1986) encontró una disminución del rendimiento en carrera con obstáculos utilizando zapatillas de cañas altas más rígidas. Valiant y Himmelbasch (1991) encontraron que disminuyendo la rigidez de la suela de las zapatillas de caña alta, se reducía

el rendimiento en un test de carrera con obstáculos. Las diferencias las encontraron al flexibilizar la entresuela y eliminar el contrafuerte de la zapatilla.

El calzado.

Los principales requisitos que debe satisfacer el calzado son proteger al pie y complementarlo en sus funciones. En el calzado deportivo estas funciones se tornan en extremo importantes hasta el punto de que el deporte tal como se conoce hoy en día no existiría sin su contribución. Las exigencias del deporte moderno, con su rápido avance debido a la mejora del conocimiento de la preparación física de los deportistas, de las superficies sobre las que se practica y la incesante aparición de nuevas modalidades deportivas, obligan a una continua tecnificación del calzado. En la década de los 80 se produjo un asentamiento de la biomecánica aplicada al diseño del calzado deportivo cuyo primer objetivo fue la mejora del rendimiento. Esto se unió al desarrollo de nuevos materiales y nuevos procesos de fabricación que permitieron afrontar el diseño de un calzado más especializado.

Durante los movimientos deportivos el pie es el encargado de transmitir al cuerpo del deportista las cargas que se generan al impactar contra el suelo. Dependiendo de su magnitud y su frecuencia estas cargas pueden provocar lesiones de diversa consideración en huesos, articulaciones, ligamentos y músculos que integran la cadena esquelética del miembro inferior, a través de los cuales se transmiten los impactos hacia el tronco y el resto del cuerpo. El contacto del pie con el suelo puede producirse siguiendo un patrón concreto y repetido, como en el caso de la carrera, o alternando constantemente el tipo de contacto como es el caso de la mayoría de los deportes de equipo, incluido el baloncesto. En este sentido el calzado deberá estar diseñado para afrontar un número determinado de gestos diferentes, con distinta sollicitación mecánica y diferentes exigencias al pie y al resto del cuerpo del deportista.

Para un correcto diseño del calzado se hace necesario el estudio biomecánico previo del deporte en cuestión, analizando sus gestos más frecuentes con el objetivo de establecer los rangos de movimiento y las sollicitaciones mecánicas que implican dichos gestos y su relación con las lesiones y con el rendimiento.

Desde una perspectiva biomecánica (Ramiro y cols. 1995; Segesser, 1989; Ariel, 1976), que tiene en cuenta la relación mecánica que existe entre el pie calzado y la superficie deportiva durante la realización de los movimientos deportivos, los aspectos de diseño del calzado que deben tenerse en consideración son:

- Amortiguación de los impactos.
- Control de los movimientos del pie.
- Rozamiento del calzado con el pavimento.

Amortiguación de los impactos.

Según se ha analizado, la capacidad de amortiguación es un criterio muy importante de diseño de calzado deportivo debido a la frecuencia y a la magnitud de los impactos, y a su relación con las lesiones. Uno de los objetivos que se debe perseguir al diseñar un calzado es proteger el cuerpo del deportista de las lesiones potenciales debidas a impactos repetidos, generalmente mediante la modificación de las propiedades del material usado en la construcción de la entresuela, o en el diseño y la construcción del corte. El efecto buscado es retrasar la aparición de los picos de impacto, aumentar la duración de los impactos, atenuar las altas frecuencias de los impactos y redistribuir las presiones en el pie (Barnes y Smith, 1994).

En el baloncesto es de suma importancia estudiar el efecto amortiguador del calzado debido a la magnitud que alcanzan las fuerzas de impacto con el suelo, aunque se asuma que durante la caída de los saltos el contacto inicial del pie con el suelo se realiza con el antepié y que los aterrizajes de planta (de mayor nivel de impacto) son una pequeña minoría. Durante la competición, la concentración en el juego y la fatiga van haciendo que el efecto amortiguador muscular disminuya y el nivel de los impactos aumente, por lo que el efecto amortiguador del calzado adquiere una importancia aún mayor. Stacoff y Kaelin (1989) recomiendan que las suelas del calzado para deportes con saltos frecuentes deberían ser construidas con los materiales amortiguadores más efectivos.

Control de los movimientos del pie.

Durante los gestos deportivos el pie realiza una gran variedad de movimientos fisiológicos. En ocasiones, debido a la intensidad del esfuerzo, dichos movimientos llevan a las articulaciones a sus límites de movilidad, que normalmente derivan en situaciones de fatiga músculo-tendinosa. En caso de persistir la intensidad y de prolongarse en el tiempo dicho esfuerzo, puede sobrevenir la lesión. La forma y la composición del calzado influye en los movimientos del pie (Stacoff y Kaelin, 1989), incluso algunos autores (Denoth, 1989) sugieren que se adopte la decisión de que el pavimento sea el responsable de la amortiguación y el calzado de la estabilidad del pie.

Rozamiento del calzado con el pavimento.

Los aspectos del diseño del calzado deportivo relacionados con el rozamiento entre la suela del calzado y la superficie deportiva tienen una especial relevancia, debido a su influencia sobre el rendimiento, la aparición de lesiones y el confort. Durante los movimientos deportivos la fricción actuante entre el calzado y la superficie permiten la aplicación de las fuerzas necesarias tanto para impulsar el cuerpo como para frenar o estabilizar el pie en el suelo. En deportes de pista, como el balonmano o el baloncesto, son frecuentes las paradas y los rápidos cambios de dirección. Una fricción longitudinal elevada permite realizar las paradas y arrancadas con mayor eficiencia. Sin embargo, una fricción rotacional muy elevada dificultará la realización de los giros y, dependiendo de la intensidad del movimiento, podrá sobrecargar las estructuras esqueléticas. Fintelman (1989) considera que un 35% de las lesiones agudas del miembro inferior se relacionan con la fricción entre el suelo y el calzado.

El calzado para baloncesto

En contraste con el calzado para carrera, el calzado para pista (baloncesto, voleibol, balonmano, etc.) ha recibido muy poca atención y se ha desarrollado en base a la experiencia de los fabricantes (Stacoff y Kaelin, 1989).

El baloncesto es un juego de agilidad y potencia, aunque los jugadores pasan la mayor parte del tiempo corriendo y caminando por aproximadamente unos 5 kilómetros. Sin embargo, el mayor estrés en el calzado ocurre durante los saltos y los movimientos laterales (Frederick, 1995). La combinación de requerimientos de una zapatilla para carrera de fondo junto a la

protección necesaria frente a los grandes impactos que sufre el cuerpo del jugador, demandan que el calzado para baloncesto tenga una amortiguación duradera. El tamaño de los jugadores de baloncesto convierten a esta tarea en algo aún más difícil. El calzado debería reforzar la estructura ligamentosa del pie y del tobillo brindándole la sujeción que no puede proporcionarse a si mismo durante una acción difícil, como el aterrizaje de un salto accidentado. Las características biomecánicas que demanda un calzado para baloncesto debe reunir la elasticidad y absorción de impactos de una zapatilla para carrera junto con una estabilidad lateral y tracción extremas, con la complicación para los diseñadores de conseguir un diseño seguro a la vez que de alto rendimiento deportivo.

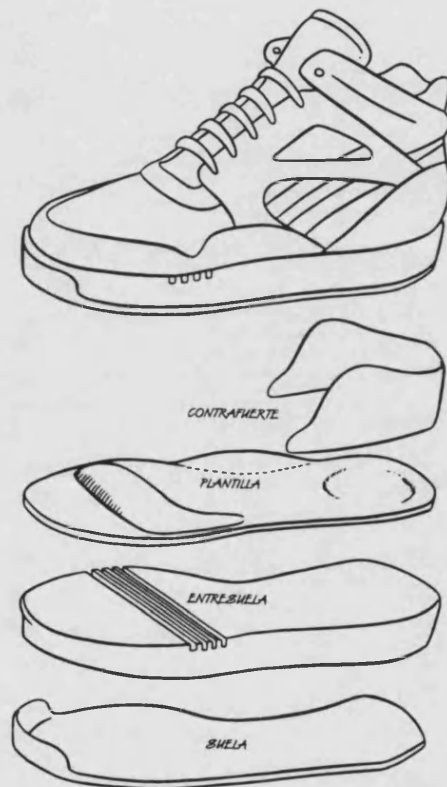


Figura 12: Esquema de una zapatilla de caña alta, para la práctica del baloncesto (modificado de Ramiro y cols., 1995)

La mayoría de los jugadores de baloncesto utilizan zapatillas de caña alta, sin embargo, muchos jugadores utilizan ortesis en lugar de zapatillas de caña alta o además de ellas. Según algunos autores (Petrov y cols., 1988), la función de la caña alta podría ser doble: por un lado, funcionarían como un soporte estructural limitando la inversión y por otro lado estimularían la propiocepción del tobillo, motivando una acción muscular más rápida, mejorando el control

del tobillo y su estabilidad. Por otro lado, algunos jugadores utilizan zapatilla de caña media, las cuales brindan sujeción a la articulación subastragalina pero permiten la flexibilidad y el confort de la articulación tibiotalar libre.

Un calzado pensado solamente para prevenir lesiones debe disminuir los impactos durante los aterrizajes, controlar los movimientos del retropié durante el apoyo y guiar al pie durante la fase final de contacto con el suelo. Si se piensa en el rendimiento, por el contrario, se deberá centrar en preservar y devolver la energía. Sin embargo, la tecnología está lejos de poder brindar un calzado que pueda devolver una cantidad considerable de energía, en el sitio justo, en el momento justo y a la frecuencia justa.

Formas de estudio de los impactos.

Las fuerzas de impacto están causadas, generalmente, por el primer elemento que contacta con el suelo (Nigg, 1983). Estas cargas pueden denominarse activas o pasivas. Las cargas activas son aquellas cuya frecuencia está por debajo de los 30 Hz y la musculatura tiene tiempo de intervenir voluntariamente para su disipación. Las cargas pasivas son aquellas cuya frecuencia es superior a 30 Hz y no dan tiempo a la musculatura a actuar. Un ejemplo es la caída de un salto vertical, en donde se observa un primer pico de impacto, correspondiente al contacto del antepié, típica carga pasiva de alta frecuencia (alta pendiente), y un segundo pico de impacto correspondiente al contacto del talón, de menor frecuencia (Nigg y cols. 1984).

Las plataformas de fuerzas permiten registrar las cargas que actúan en la interacción del cuerpo con el suelo y, junto con los acelerómetros, son las herramientas más usuales para estudiar los impactos durante los aterrizajes de los saltos (Devita y Skelly, 1992; Dufek y Bates, 1991; Gross y Nelson, 1988; Kaelin y cols. 1988; McClay y cols. 1994 (a); Mizrahi y Suzak, 1982; Stacoff y cols., 1988; Sussman, 1987; Valiant y Cavanagh, 1985; Zatsiorsky y Prilutsky, 1987) y durante la ejecución de otros gestos (Hennig y Lafortune, 1991; Hennig y cols. 1993).

Las primeras mediciones de impactos del pie con el suelo se hicieron con plataformas de fuerzas ancladas al suelo. Sin embargo, esto no representa lo que ocurre realmente en el esqueleto a diferentes niveles, debido a que cada tipo de tejido del cuerpo presenta su propia

capacidad de absorción de energía. Por ejemplo, durante saltos repetidos a un pie, el fémur se curva acortando su longitud total en un centímetro (MacLellan, 1984). El cartilago articular se sabe que es viscoelástico pero su capacidad de absorción de energía es diferente según diferentes planos. De este modo, los tejidos blandos, tanto debajo del talón como los discos intervertebrales, presentan una substancial capacidad de absorción de energía.

Los acelerómetros son utilizados para medir la transmisión de los impactos a través del sistema músculo-esquelético (Light y cols. 1980; Nigg y Herzog, 1994; Smeathers, 1989; Valiant y cols., 1987; Voloshin y Wosk, 1981). Para medir la aceleración de los segmentos óseos en forma precisa, los acelerómetros deben anclarse directamente al hueso; sin embargo esto presenta numerosas dificultades al estudiar actividades realizadas por sujetos humanos (Light y cols., 1980). Para evitar este problema se recurre a fijar los acelerómetros a la piel, considerando que es un buen indicador de la transmisión de las ondas de impacto, debido a la buena correlación que ha mostrado con medidas realizadas con acelerómetros anclados al hueso (Light y McLellan, 1977; Light y cols., 1980).

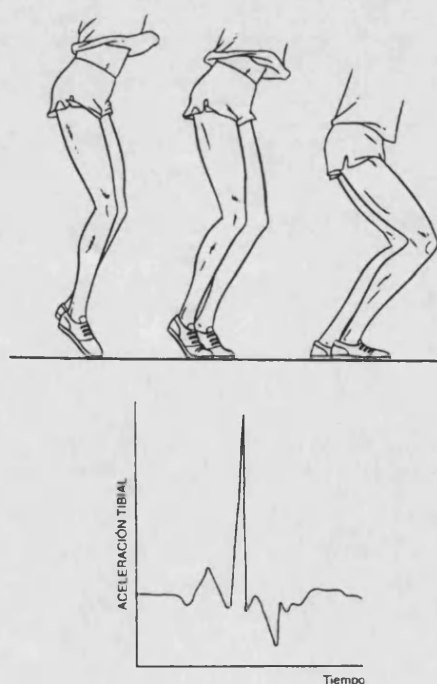


Figura 13: Esquema del aterrizaje tras un salto vertical y de su registro de acelerometría.

Sin embargo, para utilizar acelerómetros fijados a la piel debe seguirse una serie de recomendaciones (Forner y cols., 1995):

- Elegir el sitio apropiado de fijación, de manera que entre el acelerómetro y el hueso se interponga una capa de tejido blando delgada (Saha y Lakes, 1977).
- Utilizar un acelerómetro de masa pequeña (Kim y cols., 1993; Ziegert y Lewis, 1979).
- Pretensar la piel y el tejido blando interpuesto entre el acelerómetro y el hueso (Kim y cols., 1993; Saha y Lakes, 1977; Ziegert y Lewis, 1979).

Algunos otros autores que utilizan acelerómetros fijados a la piel son: Valiant y cols. (1987), Gross y Nelson (1988), Pratt (1988), Light et al. (1980), Hennig y Lafortune (1992), Voloshin y Wosk (1981) y Shorten y Winslow (1992).

Forma de estudio del control de los movimientos del calzado.

La recogida de datos cinemáticos del movimiento deportivo, para el análisis del efecto del calzado, supone la medición de la posición de determinados puntos del cuerpo humano en tres dimensiones, mientras el deportista realiza un movimiento, generalmente sobre una plataforma de fuerzas, permitiendo el registro simultáneo las fuerzas del movimiento y de las fuerzas de reacción. El cuerpo humano se estudia modelizado como segmentos, como el muslo, la pierna y el pie. Para su posterior análisis, se escogen puntos anatómicos sobre los huesos, sobre los que se colocan marcadores en la piel, como referencias externas, y en base a ellos se crean sistemas de coordenadas locales en cada segmento que permitirán el cálculo de sus posiciones relativas. Los datos cinemáticos son recogidos mediante la utilización de dos cámaras cinematográficas de alta velocidad, las cuales se sitúan formando un ángulo que permita que desde ambas cámaras se puedan detectar todos los marcadores o puntos que se quieran digitalizar. A continuación las películas son procesadas y digitalizadas obteniéndose dos conjuntos de datos de posiciones planas, las cuales se combinan generalmente mediante la técnica de transformación lineal directa (método de la DLT, propuesto por Abdel-Aziz y

Karara, 1971). Una vez obtenidos los datos de posición en función del tiempo, se realiza un filtrado o suavizado de los mismos, para reducir el error asociado al proceso de digitalización.

Para estimar el movimiento de pronosupinación, Soutas-Little y cols. (1987 (a)) estudian el ángulo formado entre el talón (calcáneo) y la pierna (tibia), sobre un plano perpendicular al eje longitudinal del pie. Esto lo hacen filmando con una cámara desde un plano posterior al sujeto y midiendo el ángulo formado entre los segmentos. Este ángulo proyectado sobre un plano frontal lo utilizan para medir los niveles de movimiento del retropié. Este método de análisis plano (2D) es más simple de utilizar que el tridimensional (3D) pero sufre de una distorsión debido a la proyección del ángulo estudiado. Según Areblad y cols. (1990), el resultado de aplicar una técnica 2D está afectado por errores de proyección, los cuales dependen de la alineación de los segmentos con el plano de filmación. Este autor recomienda la utilización del modelo de análisis tridimensional propuesto por Soutas-Little y cols. (1987 (a)) para la medición del movimiento del retropié, basado en un modelo de los ángulos de Euler, combinado con un sistema de coordenadas articulares (joint co-ordinate system).

Comentario final del estado del arte.

De acuerdo a la revisión de la literatura consultada y analizada en este subapartado, puede concluirse que el baloncesto es actualmente un deporte de práctica masiva y de relativamente alto riesgo de lesión en comparación con el resto de deportes de este tipo. Las lesiones más frecuentes durante su práctica son las de rodilla y las de tobillo, siendo el esguince o torcedura la lesión más frecuente de todas. Sin embargo no se ha estudiado la relación entre la frecuencia de las lesiones y aspectos de clasificación de los jugadores como el sexo, la edad o el nivel deportivo.

La protección que actualmente utilizan los jugadores de baloncesto para prevenir los esguinces de tobillo puede ser la apropiada para tal fin, debido a que evidentemente reduce la incidencia de los esguinces de tobillo provocados accidentalmente. Sin embargo, puede existir una relación, muchas veces contrapuesta, entre la limitación de la movilidad del tobillo, ocasionada por este aumento en la sujeción, y algunos aspectos de amortiguación de los impactos y de rendimiento deportivo. De este modo, debe recomendarse la búsqueda de un

equilibrio entre la protección y el rendimiento deportivo que oriente el diseño del calzado para baloncesto.

En el mismo sentido, no está comprobado el efecto de un aumento de la sujeción del tobillo sobre las fuerzas de impacto generadas durante los saltos, ni sobre su transmisión a través del cuerpo. Por otra parte, no se conoce el efecto de la inclusión de distintos elementos de diseño en el calzado sobre la limitación de los movimientos del retropié, especialmente durante la caída de un salto sobre una superficie irregular que suponga peligro de torcedura del tobillo para el deportista.

1.4. APORTACIONES QUE SE PRETENDEN CON ESTA TESIS

Una vez estudiada la bibliografía relevante sobre los diferentes aspectos epidemiológicos, de amortiguación de los impactos, de control de los movimientos del tobillo y de rendimiento motor, casi todos ellos relacionados con el tipo de calzado o de sujeción extra de tobillo empleado, se detectaron algunos espacios vacíos en el conocimiento sobre los mismos, que podrían cubrirse con una investigación bien dirigida.

Desde un estudio epidemiológico y de preferencias sobre el calzado se pretende:

- Determinar cuáles son, en la actualidad, las lesiones más frecuentes en los jugadores de baloncesto españoles y fundamentalmente relacionar la frecuencia de las lesiones con las características específicas de la población de jugadores a los que puede ir dirigido, clasificados según sexo, edad o nivel deportivo.
- Determinar cuáles son las preferencias, respecto al calzado, de los jugadores de baloncesto, teniendo en consideración los posibles sectores de la población de jugadores, según la clasificación citada en el punto anterior.

Desde un estudio biomecánico se pretende:

- Determinar la influencia de la utilización de un calzado de mayor sujeción del tobillo sobre la amortiguación de los impactos, durante el aterrizaje de los saltos.
- Determinar la influencia de la inclusión de determinados elementos en el calzado, destinados a controlar los movimientos del retropié, en situaciones de riesgo de lesión, durante el aterrizaje de los saltos.
- Determinar la influencia de la utilización de un calzado de mayor sujeción del tobillo sobre el rendimiento motor, en la carrera y en el salto vertical.

- Generar criterios de diseño de calzado para baloncesto teniendo en consideración criterios de preferencias y necesidades de los jugadores, de protección frente a las lesiones y de rendimiento motor.

1.5. PLAN DE TRABAJO

De acuerdo a los objetivos generales planteados y a las aportaciones que se pretenden con esta tesis, se diseñó el plan de trabajo que se describe a continuación, el cual se inició en Octubre de 1993. Sin embargo, fue necesario realizar una labor de búsqueda bibliográfica previa al planteamiento del proyecto y, además, adelantar el diseño del estudio epidemiológico para llegar a tiempo con el comienzo de la temporada de juego del baloncesto, momento en que se quería empezar con la recogida de datos.

En primer lugar debía revisarse la literatura sobre los temas incluidos en el proyecto, para luego decidir el tipo de diseño experimental a llevar a cabo, la necesidad de puesta a punto o adaptación del instrumental de medida y el tipo y las características de los experimentos a desarrollar, del tratamiento de los registros obtenidos, del tratamiento estadístico de los datos y del análisis de los resultados obtenidos.

El plan de trabajo y el tiempo dedicado a cada fase fue el siguiente:

- Revisión bibliográfica.

La revisión de la literatura debía ser exhaustiva para permitir conocer el estado actual de conocimientos referido al tema de las lesiones más frecuentes en el baloncesto, la influencia del calzado sobre éstas y sobre el rendimiento y los métodos y técnicas utilizadas para su estudio. Sin embargo el tiempo era limitado y se hizo un gran esfuerzo para recoger el principal volumen de información durante los dos primeros meses, para poder comenzar con el trabajo. Sin embargo, por tratarse de una tesis doctoral, el trabajo de revisión bibliográfica continuó, aunque de forma menos laboriosa durante todo el proceso de elaboración de la tesis, cerrándose a final del año 1995. De este modo se pudo contar con información muy reciente en el momento de discutir los resultados obtenidos y generar las conclusiones finales.

- Diseño del estudio epidemiológico en la Comunidad Valenciana.

El diseño del estudio epidemiológico, junto con la revisión bibliográfica sobre el tema, comenzó en el mes de Septiembre de 1993 con el fin de poder entregar una entrevista a cada jugador federado de la Provincia de Valencia, en el momento de la renovación de su licencia deportiva, al comienzo de la temporada.

- Diseño de experiencias.

El diseño de las experiencias se realizó una vez estudiado el estado de los conocimientos sobre los temas involucrados en el proyecto y en forma paralela al estudio de las técnicas instrumentales utilizadas y a la puesta a punto de las propias del IBV.

- Diseño y construcción de los prototipos de calzado.

El diseño de los prototipos de calzado estudiados fue simultáneo al diseño de experiencias y se realizó en conjunto con los diseñadores de la empresa J'Hayber.

- Puesta a punto y adaptación del instrumental de medida.

Una vez estudiada la bibliografía y de acuerdo con el diseño de los experimentos, se procedió a estudiar el instrumental de medida disponible con el fin de detectar las posibles necesidades, modificaciones o mejoras a realizar y, de ser posible, llevarlas a cabo o rediseñar los experimentos.

- Desarrollo de los ensayos experimentales.

Una vez puesto a punto o construido el instrumental de medida y los elementos complementarios necesarios y seleccionados los sujetos de ensayo, se llevaron a cabo los experimentos a lo largo de un período aproximado de un mes.

- Tratamiento de los registros obtenidos.

El tratamiento de los registros obtenidos durante los experimentos fue la parte de mayor duración del proyecto. Algo más de cuatro meses fueron necesarios para el tratamiento de las señales de dinamometría, acelerometría y fundamentalmente de cinematografía de alta velocidad, obtenidas del registro de los movimientos.

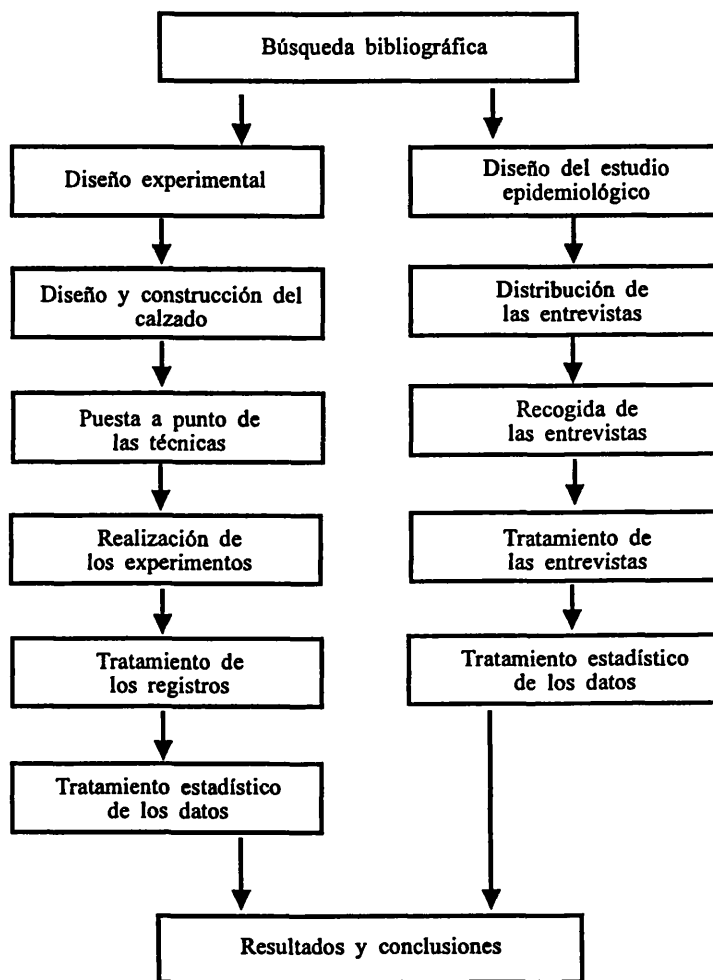


- Tratamiento estadístico de los datos.

Una vez obtenidas las variables estadísticas, tras el tratamiento de los registros almacenados durante los experimentos, se procedió al tratamiento de dichas variables en grupos, correspondientes a cada estudio.

- Análisis de los resultados, discusión y conclusiones.

La fase final del trabajo fue el análisis de los resultados obtenidos, su comparación con los resultados obtenidos por otros autores y la extracción de conclusiones útiles para jugadores y entrenadores de baloncesto, y para diseñadores y fabricantes de calzado para baloncesto. Lógicamente esta fase se cumplió una vez finalizadas todas las otras fases del trabajo y tuvo su punto final a finales de 1995, cuando se dio por cerrada la inclusión y el análisis de bibliografía relevante.



Organigrama 1: Resumen del plan de trabajo.

CONTENIDO DEL CAPÍTULO 2

2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

| | |
|---|----|
| 2.1. Búsqueda bibliográfica. | 37 |
| 2.2. Descripción de los trabajos más relevantes. | 39 |
| 2.2.1. Estudios epidemiológicos descriptivos. | 42 |
| 2.2.2. Estudios epidemiológicos experimentales. | 60 |
| 2.2.3. Estudios de sujeción de tobillo y rendimiento motor. | 63 |
| 2.2.4. Estudios cinéticos y cinemáticos del aterrizaje de saltos. | 71 |

2. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

2.1. BÚSQUEDA BIBLIOGRÁFICA

La búsqueda bibliográfica comenzó con las primeras fases de la investigación y el principal volumen de información se consiguió durante los dos primeros meses de trabajo. Sin embargo, durante el final de 1994 y a lo largo del año 1995 se continuó recogiendo información de reciente publicación que permitiese una mayor actualización de las conclusiones generadas en esta tesis.

Fijando el año 1970 como límite inferior del período de consulta se procedió a buscar en bases de datos informatizadas, valiéndose de una serie de palabras claves, que según los aspectos buscados fueron:

- Para aspectos epidemiológicos.

En español: Epidemiología deportiva - Baloncesto - Lesiones.

En inglés: Sports epidemiology - Basketball - Injuries.

- Para aspectos biomecánicos.

En español: Baloncesto - Calzado - Amortiguación de impactos - Sujeción del tobillo.

En inglés: Basketball - Shoes - Shock absorption - Ankle support.

Estas palabras fueron introducidas como claves de búsqueda en títulos y resúmenes de las referencias bibliográficas almacenadas en las siguientes bases de datos:

- Base de datos del Instituto de Biomecánica de Valencia.
- Sport Data Base. Dialog Information Services, Inc.
- Sports Discus. U.S. Silver Platter en CD Rom.
- Medline. U. S. Silver Platter en CD Rom.

Las bases informatizadas aportan todos los datos necesarios para recuperar las referencias bibliográficas de su publicación original; de este modo el paso siguiente fue proceder a la obtención de la revista o copia del artículo original. Para ello 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.
- Hemeroteca del Instituto Nacional de Educación Física de Madrid.
- Document Suply Center, British Library, Boston, UK.
- Centro de Documentación e Informática Biomédica de la Universidad de Valencia.

Una vez conseguidos los trabajos en papel y tras su lectura, se detectaron una serie de referencias bibliográficas relevantes citadas por estos autores, con las cuales se repitió el último proceso descrito con el fin de obtenerlos en papel.

A continuación se resumen los trabajos más relevantes de la bibliografía consultada, ordenados alfabéticamente por el apellido del primer autor y según la siguiente clasificación:

- Estudios epidemiológicos descriptivos.
- Estudios epidemiológicos experimentales.
- Estudios de sujeción del tobillo y rendimiento motor.
- Estudios cinéticos y cinemáticos del aterrizaje de los saltos.

2.2. DESCRIPCIÓN DE LOS TRABAJOS MÁS RELEVANTES

Los trabajos resumidos a continuación son los siguientes:

Estudios epidemiológicos descriptivos:

- APPLE, D. F. Basketball injuries: An overview. *The Physician and Sportsmedicine* 1988; 16, 12: 64-74.
- APPLE, D. F.; O'TOOLE, J.; ANNIS, C. Professional basketball injuries. *The Physician and Sportsmedicine* 1982; 10, 11: 81-86.
- BACKX, F. J. G.; BEIJER, H. J. M.; BOL, E.; ERICH, W. B. M. Injuries in high-risk persons and high-risk sports. A longitudinal study of 1818 school children. *The American Journal of Sports Medicine* 1991; 19, 2: 124-130.
- BARRETT, J. R.; TANJI, J. L.; DRAKE, C.; FULLER, D.; KAWASAKI, R. I.; FENTON, R. M. High versus low top shoes for the prevention of ankle sprains in basketball players. *The American Journal of Sports Medicine* 1993; 21, 4: 582-585.
- BIRNER, R. B.; CROSS, A. M.; WIENER, M. Sports injuries in medical school. A retrospective study. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 1988; 28, 4: 348-351.
- CHAN, K.M.; YUAN, Y.; LI, C.K.; CHIEN, P.; TSANG, G. Sports causing most injuries in Hong Kong. *J. Sports Med.* 1993; 27, 4: 263-267.
- De LOËS, M. Epidemiology of sports injuries in the swiss organization youth and sports 1987-1989. Injuries, exposure and risks of main diagnoses. *Int. J. Sports Med.* 1995; 16, 2: 134-138.
- FINTELMAN, L. F. J. Injuries in dutch male and female competition basketball. English summary of TNO publication 1989; 89103. Comunicación personal.
- GARRICK, J. G. Epidemiology of foot and ankle injuries. *Med. Sport Sci.* 1987; 22: 1-7.
- GARRICK, J. G.; REQUA, R. K. The epidemiology of foot and ankle injuries in sports. *Clinics in Sports Medicine* 1988; 7, 1: 29-36.
- HENRY, J. H.; LAUREAU, B.; NEIGUT, D. The injury rate in professional basketball. *Am. J. Sports Med.* 1982; 10, 1: 16-18.
- MARTÍNEZ ROMERO, J. L. Patología lesional del baloncesto. *Archivos de Medicina del Deporte* 1985; 2, 8: 341-348.
- PFEIFER, J. P.; GAST, W.; PFORRINGER, W. Traumatologie und sportschaden im basketballsport. *Sportverletz, Sportschaden* 1992; 6, 3: 91-100.
- ROVERE, G. D.; CLARKE, T. J.; YATES, C. S.; BURLEY, K. Retrospective comparison of taping and ankle stabilizers in preventing ankle injuries. *The American Journal of Sports Medicine* 1988; 16, 3: 228-233.
- ZELISKO, A. J.; NOBLE, H. B.; PORTER, M. A. A comparison of men's and women's professional basketball injuries. *American Journal of Sports Medicine* 1982; 10, 5: 297-299.

Estudios epidemiológicos experimentales:

- GARRICK, J. G.; REQUA, R. K. Role of external support in the prevention of ankle sprains. *Medicine and Science in Sports* 1973; 5, 3: 200-203.
- SITLER, M. J.; RYAN, J.; WHEELER, B.; McBRIDE, J.; ARCIERO, R.; ANDERSON, J.; HORODYSKI, M. Efficacy of a semirigid ankle brace to reduce acute ankle injuries in basketball: A randomized clinical study at West Point. *The American Journal of Sports Medicine* 1994; 22, 4: 454-461.

Estudios de sujeción del tobillo y rendimiento motor:

- BAUER, H. The effect of high top and low cut football shoes on speed and agility. *The Athletic Journal* 1970; 50: 74-77.
- BOCCHINFUSO, C.; SITLER, M. R.; KIMURA, I. F. Effects of two semirigid prophylactic ankle stabilizers on speed, agility, and vertical jump. *Journal of Sport Rehabilitation* 1994; 3: 125-134.
- BURKS, R. T.; BEAN, B. G.; MARCUS, R.; BARKER, H. B. Analysis of athletic performance with prophylactic ankle devices. *Am. J. Sports Med.* 1991; 19: 104-106.
- GREENE, T. A.; HILLMAN, S. K. Comparison of support provided by a semirigid orthosis and adhesive ankle taping before and after exercise. *Am. J. Sports Med.* 1990; 18: 498-506.
- OTTAVIANI, R. A.; ASHTON-MILLER, J. A.; KOTHARI, S. U.; WOJTYS, E. M. Basketball shoe height and the maximal muscular resistance to applied ankle inversion and eversion movements. *The American Journal of Sports Medicine* 1995; 23, 4: 418-423.
- ROBINSON, J. R.; FREDERICK, E. C.; COOPER, L. B. Systematic ankle stabilization and the effect on performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1986; 18, 6: 625-628.
- VALIANT, G. A.; HIMMELBASCH, J. A. 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. XIIIth International Congress on Biomechanics, The Department of Human Movement Studies, The University of Western Australia 1991; 405-406.

Estudios cinéticos y cinemáticos del aterrizaje de los saltos:

- DEVITA, P.; SKELLY, W. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sport and Exercise* 1992; 24, 1: 108-115.
- DUFEK, J. S.; BATES, B. T. The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1990; 22, 3: 370-377.
- DUFEK, J. S.; BATES, B. T. Dynamic performance assessment of selected sport shoes on impact forces. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1991; 23: 1062-1067.

- FUKUDA, H. Biomechanical analysis of landing on surfaces with different stiffnesses. En: G. De Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijing, G. J. Van Ingen Schenau eds. Biomechanics XI-B, Free University Press, Amsterdam 1988; 685- 688.
- GROSS, T. S.; NELSON, R. C. The shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1988; 20, 5: 506-514.
- KAELIN, X.; STACOFF, A.; DENOTH, J.; STUESSI, E. Shockabsorption during landing after a jump. En: G. De Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijing, G. J. Van Ingen Schenau eds. Biomechanics XI-B, Free University Press, Amsterdam 1988; 685- 688.
- LEES, A. Methods of impact absorption when landing from a jump. *Engineering in Medicine* 1981; 10, 4: 207-211.
- McCLAY, Y.; ROBINSON, J.; ANDRIACCHI, T.; GROSS, T.; MARTIN, P.; VALIANT, G.; WILLIAMS, K.; CAVANAGH, P. A profile of ground reaction forces in professional basketball players. *Journal of Applied Biomechanics* 1994 (a); 10: 222-236.
- McCLAY, Y.; ROBINSON, J.; ANDRIACCHI, T.; GROSS, T.; MARTIN, P.; VALIANT, G.; WILLIAMS, K.;
- CAVANAGH, P. A kinematic profile of skills in professional basketball players. *Journal of Applied Biomechanics* 1994 (b); 10: 205-221.
- MIZRAHI, J.; SUZAK, Z. Analysis of parameters affecting impact force attenuation during landing in human vertical free fall. *Eng. Med.* 1982; 11, 3: 141-147.
- STACOFF, A.; KAELIN, X.; STUESSI, E. The impact in landing after a volleyball block. En: G. De Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijing, G. J. Van Ingen Schenau eds. Biomechanics XI-B, Free University Press, Amsterdam 1988; 694- 700.
- STACOFF, A.; KÄLIN, X.; STÜSSI, E.; SEGESESSER, B. Die torsionsbewegung des fußes beim landen nach einem sprung. *Z. Orthop.* 1990; 128: 213-217.
- SUSSMAN, D. H. The effect of high and low basketball shoes on subtalar joint pronation and supination. Ph. D. Thesis; Southern Illinois University, Carbondale, USA. 1987.
- SUSSMAN, D. H.; HAMILL, J.; MILLER, M. Effect of shoe height and prophylactic taping on ankle joint motion during simulated basketball rebounding. In: G. De Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijing, G. J. Van Ingen Schenau eds. Biomechanics XI-B, Free University Press, Amsterdam 1988; 826-830.
- VALIANT, G. A.; CAVANAGH, P. R. A study of landing from a jump: implications for the design of a basketball shoe. En: Winter, D. A. ed. Biomechanics IX-B, Human Kinetics, Champaign, IL 1985; 117-122.
- ZATSIORSKY, V. M. PRILUTSKY, B. I. Soft and stiff landing. En: Jonsson, B. ed. Biomechanics X-B, Human Kinetics, Champaign, IL 1987; 739-743.

2.2.1. Estudios epidemiológicos descriptivos

APPLE, D. F. Basketball injuries: An overview. *The Physician and Sportsmedicine* 1988; 16, 12: 64-74.

El autor recoge datos propios y de otros autores (National Basketball Trainers Association estadística de lesiones de los años 1985-1986 season, y Zelisko 1982) y los compara.

Según la localización:

| | Apple (n=269) | NBTA (n=702) | Zelisko (n=267) |
|----------------|---------------|--------------|-----------------|
| Cadera/Rodilla | 31 % | 40 % | 31 % |
| Tobillo/Pie | 24 % | 33 % | 28 % |
| Columna | 17 % | 10 % | 21 % |
| Muñeca/mano | 17 % | 10 % | 12 % |
| Hombro/Codo | 1 % | 7 % | 8 % |

Según el tipo de lesión:

| | Apple (n=269) | NBTA (n=702) | Zelisko (n=267) |
|----------------------|---------------|--------------|-----------------|
| Tirón | 34 % | 23 % | 28 % |
| Contusión | 8 % | 22 % | 28 % |
| Esguince | 28 % | 29 % | 19 % |
| Inflamación | 22 % | 15 % | 17 % |
| Fractura/Dislocación | 7 % | 7 % | 4 % |
| Laceración | 2 % | 4 % | 4 % |

Finalmente se realiza una descripción de cada tipo de lesión y de sus diagnósticos y tratamientos más adecuados.

APPLE, D. F.; O'TOOLE, J.; ANNIS, C. Professional basketball injuries. *The Physician and Sportsmedicine* 1982; 10, 11: 81-86.

Este estudio presenta un análisis de las lesiones ocurridas a jugadores profesionales de un equipo de baloncesto profesional durante un período de diez años (de 1971 a 1981). Período durante el cual, 47 del total de 70 jugadores estudiados, registraron un total de 265 lesiones.

El 67% de los jugadores tuvo al menos una lesión durante dicho período y la incidencia de las lesiones fue siempre descendiente a lo largo de cada temporada.

Del total de lesiones, un 29,8% ocasionaron pérdida de partidos a los jugadores afectados. Las lesiones de rodilla causaron un 28,8% de estas pérdidas mientras que las de tobillo causaron un 15,2%, al igual que las de espalda. Las lesiones de pies ocasionaron el 10,1% de las pérdidas.

La rodilla fue la zona corporal más frecuentemente afectada, sin considerar la parte superior del cuerpo, seguido por la espalda y el tobillo, mientras que los tirones musculares, seguidos de los esguinces, fueron los principales problemas. La mayoría de las lesiones del baloncesto profesional están relacionadas con traumatismos más que con déficits del entrenamiento y ocurren más durante competición que durante entrenamiento.

Los autores sugieren que el vendaje puede ayudar a prevenir las lesiones, aunque es posible que esta protección extra para el tobillo pueda hacer más vulnerables otras áreas a las lesiones.

BACKX, F. J. G.; BEIJER, H. J. M.; BOL, E.; ERICH, W. B. M. Injuries in high-risk persons and high-risk sports. A longitudinal study of 1818 school children. *The American Journal of Sports Medicine* 1991; 19, 2: 124-130.

Estudio longitudinal y retrospectivo sobre las lesiones deportivas ocurridas a escolares holandeses a lo largo del año lectivo 1982-1983 (período de aproximadamente siete meses). El estudio incluyó a 1.818 niños de edades comprendidas entre 8 y 17 años. Como media,

cada estudiante acudió a dos clases de educación física y a una hora de deporte extra escolar a la semana.

Una vez definida la lesión deportiva como: cualquier daño físico causado por un accidente durante una clase de educación física, o durante cualquier otra actividad deportiva, los escolares comunicaron a sus maestros cualquier lesión y completaron un cuestionario para dar información más detallada sobre la misma, ayudados por sus padres o maestros.

Se registraron un total de 399 lesiones deportivas en 324 niños. Un 82% de todas ellas fueron de origen agudo y en un 36% de los casos la misma parte del cuerpo ya había sido lesionada. El 56% de las lesiones tuvieron que ser tratadas por médicos, entre las cuales las más comunes fueron las contusiones, seguidas de esguinces, tirones musculares, fracturas y otras lesiones de tejidos blandos. Los esguinces, especialmente de tobillo, ocurrieron principalmente durante los deportes organizados y las principales causas reportadas fueron: caída o tropiezo (24%), pisar mal o torcerse (22%) y patada o empujón (18%).

Algunos tipos de deportes, como el voleibol, las artes marciales y la gimnasia deportiva tienen índices de lesión durante los entrenamientos mayores que el resto. Entre los juegos, el baloncesto resultó ser el de mayor riesgo, seguido por el balonmano, el korfbal, el fútbol y el hockey. La práctica del baloncesto, asoció la mayor incidencia de lesiones al año: 998 por cada 1.000 escolares involucrados.

Como conclusión los autores indican mayor riesgo de lesión en:

- deportes de exterior,
- deportes que impliquen gran número de saltos y
- deportes de contacto físico.

y sugieren que es especialmente importante aumentar la protección del tobillo de quienes se involucran en deportes con saltos sea por medio de:

- mejorar la destreza técnica,

- fortalecer la musculatura adecuadamente y/o
- adoptar medidas protectivas como vendajes u ortesis.

BARRETT, J. R.; TANJI, J. L.; DRAKE, C.; FULLER, D.; KAWASAKI, R. I.; FENTON, R. M. High versus low top shoes for the prevention of ankle sprains in basketball players. *The American Journal of Sports Medicine* 1993; 21, 4: 582-585.

Los autores realizaron un diseño experimental randomizado, destinado a comparar la incidencia de esguinces de tobillo en jugadores universitarios de baloncesto, que calzaban diferentes clases de zapatillas durante la competición.

Fueron seleccionados 622 jugadores, excluyendo a quienes presentaban historia de cirugía del tobillo, fracturas del tobillo en los seis meses previos o presencia de esguince. Fueron examinados y clasificados en grupos según el número de esguinces que habían tenido en su historia deportiva y esta clasificación fue utilizada para randomizar a los sujetos en tres grupos homogéneos. A cada jugador se le entregó un par de zapatillas nuevas, correspondiendo a cada grupo una clase diferente de zapatillas: de caña baja, de caña alta estándar y de caña alta con cámara de aire.

Fueron consideradas como lesiones de tobillo y clasificadas aquéllas que causaron limitación funcional del jugador o imposibilidad de jugar. Los jugadores con esguinces producidos fuera del juego fueron excluidos del estudio, como también quienes resultaron expulsados de la competición o quienes no utilizaron las zapatillas asignadas.

Un total de 15 esguinces de tobillo ocurrieron durante el transcurso del estudio: 7 con zapatillas de caña alta estándar, 4 con zapatillas de caña baja y 4 con zapatillas de caña alta con cámara de aire, mientras que los índices (lesiones por minuto de juego) resultantes fueron: $4,80 \times 10^{-4}$, $4,06 \times 10^{-4}$, $2,69 \times 10^{-4}$, respectivamente. Sin embargo las diferencias no resultaron estadísticamente significativas.

Los autores concluyeron que el mayor hallazgo del estudio fue no encontrar diferencias frente a la protección del tobillo entre las zapatillas de caña alta y las de caña baja y respaldan los resultados obtenidos, alegando el gran número de participantes en el estudio, su prospectividad, su diseño randomizado, la uniformidad en las zapatillas utilizadas, el hecho de utilizar las zapatillas solo en competición y la posibilidad de obtener los índices de lesión sobre tiempos estrictamente de juego.

Sin embargo, reconocen haber obtenido unos índices bastante inferiores a los citados en la bibliografía previa, que justifican por el uso de zapatillas nuevas y más modernas, y por la modalidad de baloncesto "intramural" (competición interna de una misma universidad) con temporadas y partidos más cortos.

BIRRER, R. B.; CROSS, A. M.; WIENER, M. Sports injuries in medical school. A retrospective study. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 1988; 28, 4: 348-351.

Llevaron a cabo un estudio retrospectivo entre los estudiantes de medicina de New York. El propósito del estudio fue describir y cuantificar las lesiones deportivas de estos estudiantes e identificar los factores de riesgo.

Enviaron un cuestionario a los 817 estudiantes que incluía preguntas demográficas (edad, sexo, curso), de entrenamiento (frecuencia, intensidad, tipo de actividad), estado de ánimo antes, durante y después de la actividad, y sobre su historia de lesiones deportivas. Fueron devueltos 376 cuestionarios completos de entre los cuales el 74% no realizaba actividad física regular.

Los autores concluyeron que las lesiones más frecuentes son los esguinces y los tirones musculares y que los deportes con mayor número de lesiones son el baloncesto, el hockey y la halterofilia.

Por otra parte, la percepción de los lesionados es que el 71% de las lesiones tienen una causa accidental, seguidas por un 47% por sobreentrenamiento y por un 25% por estar fuera de forma.

Por último, sugieren que, debido a su alta incidencia, la prevención de los esguinces de tobillo debe abordarse adecuando la calidad y el estado del calzado deportivo.

CHAN, K.M.; YUAN, Y.; LI, C.K.; CHIEN, P.; TSANG, G. Sports causing most injuries in Hong Kong. *J. Sports Med.* 1993; 27, 4: 263-267.

El propósito del presente estudio fue conocer las lesiones típicas de los cinco deportes, cuya práctica ocasiona más lesiones en la población de Hong Kong.

Entre los años 1984 y 1990, se estudiaron 2.293 pacientes, 1.537 hombres y 756 mujeres, de edades comprendidas (en un 95%) entre los 10 y los 31 años. Los deportes incluidos en el estudio fueron: fútbol, baloncesto, voleibol, carrera de larga distancia y ciclismo. El nivel deportivo estaba representado en un 96% por jugadores de nivel escolar, universitario o de liga. La mayoría de ellos (62%) llevaba practicando su deporte por más de tres años, aunque el 79% lo hacía menos de tres veces a la semana.

El fútbol y el baloncesto resultaron los deportes de mayor incidencia de lesiones con un 13,91% y un 13,43% de los casos, respectivamente, mientras que las lesiones más comunes fueron los esguinces (45% de los casos) y los tirones musculotendinosos (16% de los casos).

Entre los practicantes del baloncesto, la rodilla (46%) y el tobillo (23%) fueron las partes más frecuentemente lesionadas. El tipo de lesión más usual es el esguince (55%) y la sobrecarga (17%).

Los autores concluyeron que encontraron en general a la rodilla como la parte del cuerpo más afectada, seguida del tobillo y que el esguince es la principal causa general de lesión, fundamentalmente en deportes que demandan giros bruscos y saltos forzados como el caso del fútbol, el baloncesto o el voleibol.

De LOËS, M. Epidemiology of sports injuries in the swiss organization youth and sports 1987-1989. Injuries, exposure and risks of main diagnoses. *Int. J. Sports Med.* 1995; 16, 2: 134-138.

Este estudio, de carácter retrospectivo, se realizó entre los participantes de la organización "Youth and Sports". Esta organización involucra unos 350.000 niños al año en 32 deportes para varones y 29 para mujeres. Entre los años 1987 y 1989 fueron estudiadas 16.120 lesiones y clasificadas según deportes y sexo.

Los resultados clasifican en orden de incidencia descendente y según sexos a los siguientes deportes:

| | Hombres | Mujeres |
|----|---------------------|-----------------------|
| 1. | Hockey sobre hielo. | Balonmano. |
| 2. | Balonmano. | Fútbol. |
| 3. | Fútbol. | Baloncesto. |
| 4. | Lucha. | Esquí alpino. |
| 5. | Excursionismo. | Voleibol. |
| 6. | Baloncesto. | Alpinismo. |
| 7. | Voleibol. | Gimnasia en aparatos. |

De forma global, las mujeres presentaron una incidencia algo mayor de lesiones que los hombres. En el baloncesto, en particular, las cifras mostraron 4,9 frente a 3,5 lesiones cada 1.000 horas de exposición al deporte, respectivamente.

FINTELMAN, L. F. J. Injuries in dutch male and female competition basketball. English summary of TNO publication 1989; 89103. Comunicación personal.

Este trabajo fue realizado entrevistando a 968 hombres y mujeres holandeses, jugadores de baloncesto de las cuatro primeras categorías de competición.

Los objetivos perseguidos por el autor fueron:

- detectar factores asociados con las lesiones agudas del miembro inferior,
- detectar movimientos y situaciones causas de lesiones que no ocurran por el contacto directo de otro jugador, y qué elementos intervienen (zapatillas-pavimento),
- recabar información sobre la prevalencia, localización, naturaleza y gravedad de las lesiones en el baloncesto.

Se envió un cuestionario a los jugadores, donde básicamente se pretendía conocer si habían tenido lesiones durante la temporada 1988-89 y que contestaran una serie de preguntas, referidas a la lesión más reciente, como: las circunstancias en que ocurrió, su localización, el tipo de lesión, el tiempo de recuperación, el tratamiento recibido, el tipo y condición del suelo, el uso de ortesis y otras sobre las acciones específicas del baloncesto del momento en que ocurrió la lesión.

Los jugadores que no tuvieron lesiones durante la temporada también contestaron parte del cuestionario sobre las medidas preventivas y el tipo y condiciones del suelo y algunas otras circunstancias del juego, que sirvieron para detectar factores de riesgo, comparando entre quienes habían sufrido lesión y quienes no.

Los resultados reflejan un 54% de hombres y un 46% de mujeres y una media de 10,7 años de práctica. El 53% de los sujetos (513) se lesionó al menos una vez durante la temporada. Estos 513 jugadores reportaron un total de 1.166 lesiones, lo que corresponde a una media de 1,2 lesiones por sesión y jugador y a una incidencia de:

- 8,9 lesiones por cada 1000 horas de actividad,
- 5,6 lesiones por cada 1000 horas de entrenamiento,
- 46,1 lesiones por cada 1000 horas de juego en competición.

La única diferencia entre hombres y mujeres se encontró durante la competición en:

- 41,4 lesiones por cada 1000 horas de juego en competición para los hombres,
- 52,2 lesiones por cada 1000 horas de juego en competición para las mujeres.

Las zonas más frecuentes de lesión fueron el tobillo, con un 39% de las lesiones, seguido por la rodilla, con un 17%, los dedos, con un 10%, y la zona lumbar, con un 8%. En el caso del tobillo, la lesión más frecuente fue el esguince y en un 67% de los casos son lesiones recurrentes.

Un mes después de haber ocurrido la lesión, apenas un 56% de los lesionados en la rodilla y un 72% de los lesionados en el tobillo habían vuelto a la competición.

Cerca del 80% de los entrevistados (85% de las mujeres y 75% de los hombres) utilizaron zapatillas de caña alta, menos del 10% vendaban sus tobillos habitualmente y un 35% aplicaba una ortesis protectora del tobillo en forma habitual.

Entre las lesiones del miembro inferior, el 61% consideraba que la causa de la lesión era simplemente haber pisado mal, el 28% haber caído o tropezado y el 22% cansancio. Solo un 11% refería haberse lesionado por causa del suelo y un 10% por causa de las zapatillas. Por el contrario, el contacto físico con otro jugador fue reportado como causa principal de lesión en el 65% de las lesiones.

El autor concluyó que la lesión de tobillo es la más frecuente en el baloncesto y que caer sobre el pie de otro jugador o pisarlo en una acción ofensiva (enceste, rebote, lanzamiento en salto) es la mayor causa de lesiones agudas del miembro inferior. De las 180 lesiones agudas de tobillo:

- el 73% ocurrieron en situaciones de contacto y
- el 61% (83% de las anteriores) ocurrieron cayendo o pisando sobre el pie de otro jugador.

Por último, refiere que, de las 298 lesiones agudas del miembro inferior, 108 no se relacionan con el contacto de otro jugador y considera que están relacionadas con la fricción entre el suelo y el calzado.

Respecto a las medidas de protección, los resultados no apuntan a considerar suficientemente justificado aconsejar el uso de ortesis para prevenir lesiones de tobillo.

GARRICK, J. G. Epidemiology of foot and ankle injuries. *Med. Sport Sci.* 1987; 22: 1-7.

El autor presenta una breve revisión sobre la importancia de las lesiones de tobillo en el deporte y su frecuencia. Del mismo modo, sugiere una lista de aspectos que deben tenerse en cuenta al diseñar un estudio epidemiológico.

La importancia de una lesión está dada por la frecuencia y la gravedad con que se presenta. Si una lesión se presenta en gran parte de una población, se convierte en un problema de salud, incluso si su gravedad es mínima.

Los estudios epidemiológicos caracterizan las circunstancias en las que ocurren las lesiones y ayudan a identificar las causas. De este modo no solo sugieren hipótesis sino que colaboran en su comprobación.

El autor presenta, a continuación, dos estudios epidemiológicos que le sirven para ilustrar cómo distintas poblaciones definen cada lesión de distinto modo.

Estudio en la universidad entre 1973-74 y 1974-75.

3.049 estudiantes participantes de 19 deportes sufrieron un total de 1.197 lesiones con un índice de 39 lesiones cada 100 participantes por deporte y por temporada.

Las tres áreas corporales más afectadas fueron el muslo en un 14,6%, la rodilla en un 14,5% y el tobillo en un 14,1%. Las lesiones más frecuentes fueron los esguinces de tobillo en un 11,8% de todas las lesiones, los tirones en el muslo, 11,1%, y los esguinces de rodilla en un 6,1%.

El esguince de tobillo se presentó unas once veces más que la siguiente lesión en orden de aparición. Además, prácticamente la totalidad de las lesiones de tobillo fueron esguinces.

La única disparidad epidemiológica apreciable entre hombres y mujeres se encontró en los tirones musculotendinosos. Los hombres sufren mayor número de tirones y el autor lo explica por la mayor práctica del fútbol americano, ya que de cada 10 lesiones de este tipo 9 ocurren durante la práctica de este deporte, practicado exclusivamente por hombres.

Entre los hombres, el mayor número de lesiones de tobillo se produjo en baloncesto, con una frecuencia relativa del 42,9% del total de las lesiones y una incidencia de 13,1 lesiones cada 100 participantes por temporada, mientras que para las mujeres la frecuencia fue de 44,8% y el índice de 11,4, estando en segundo lugar tras las carreras de campo a través.

Como conclusión de este estudio, el autor sostiene que las lesiones de tobillo son más abundantes en deportes que involucran carreras intermitentes, arrancadas y paradas frecuentes y cambios de dirección veloces (baloncesto, fútbol y fútbol americano).

Estudio en una clínica deportiva en 1979-84.

Fueron estudiadas 11.141 lesiones deportivas entre las cuales un 72% correspondieron a 12 actividades deportivas.

La mayor cantidad de lesiones de tobillo ocurrieron en patinaje artístico, baloncesto y fútbol, con una frecuencia relativa del 24,4%, 21,2% y 15,5%, respectivamente. Estos valores son significativamente menores que en el anterior estudio y el autor sostiene que no todas las lesiones de tobillo sufridas por los universitarios son consideradas lo suficientemente graves para acudir al médico y en el segundo estudio pasarían inadvertidas.

Las conclusiones finales del autor son que el esguince de tobillo es el principal problema en el mundo del deporte, suponiendo mayor pérdida de tiempo para los deportistas que cualquier otro tipo de lesión. Por otro lado, los porcentajes de lesiones de tobillo son similares para ambos sexos en deportes esencialmente comparables y una misma gravedad de lesión puede provocar distintos problemas a deportistas practicantes de distintos deportes.

El autor finalmente concluye que el siguiente paso es describir con más precisión las circunstancias en las que ocurren las lesiones.

GARRICK, J. G.; REQUA, R. K. The epidemiology of foot and ankle injuries in sports. *Clinics in Sports Medicine* 1988; 7, 1: 29-36.

El objetivo del estudio fue analizar la relación existente entre los deportes y las lesiones atribuibles a su práctica. Para ello se estudiaron 16.754 casos de lesiones deportivas recopiladas en la base de datos de un centro de medicina deportiva entre los años 1979 y 1987.

Del total de lesiones, 12.681 fueron atribuibles a la práctica de los 19 deportes más frecuentemente citados. El pie y el tobillo ascendieron al 25,2% del total de lesiones entre estos deportes (9,7% el tobillo y 15,5% el pie).

Los porcentajes de lesiones de tobillo fueron del mínimo de 0,5% en natación hasta el máximo de 21,1% en baloncesto y en patinaje artístico. El 50,4% de las lesiones de tobillo correspondieron a esguinces y los deportes con mayores proporciones de esguinces entre estas lesiones fueron el voleibol (82%) y el baloncesto (79%).

Como conclusión, los autores sugieren que el baloncesto es un deporte particularmente apto para estudiar la relación entre la sujeción preventiva del tobillo y las lesiones, debido a que más del 21% de las mismas se producen en el tobillo y el 78,7% de estas son esguinces de tobillo.

HENRY, J. H.; LAUREAU, B.; NEIGUT, D. The injury rate in professional basketball. *Am. J. Sports Med.* 1982; 10, 1: 16-18.

Este estudio revisa las lesiones deportivas ocurridas durante un período de siete años (de 1973 a 1980) a jugadores profesionales de baloncesto. Su objetivo es aportar información útil para el cuidado de los jugadores.

El estudio es de carácter retrospectivo y fue llevado a cabo con todos los jugadores que formaron parte de un equipo durante el período señalado.

Durante ese período de siete años, se registraron 576 lesiones ocurridas a 49 de los 71 jugadores involucrados en el estudio.

El 14% de las lesiones registradas ocurrieron en el miembro inferior. El 66% de los partidos perdidos por lesión fue debido a lesiones de rodilla.

El tobillo fue la articulación más frecuentemente afectada, implicando el 18,2% de las lesiones. Sin embargo, solamente el 18% de los partidos perdidos tuvieron su origen en lesiones del tobillo.

Sumadas las lesiones de rodilla y de tobillo, provocaron el 84% de los partidos perdidos, siendo las principales causas la tendinitis rotuliana y el desgarro de los ligamentos laterales del tobillo.

Finalmente, como conclusión, los resultados muestran que 8 de cada 10 jugadores sufrieron alguna lesión en el período de 7 años estudiado. Los datos sugieren que el baloncesto es un deporte de contacto.

MARTÍNEZ ROMERO, J. L. Patología lesional del baloncesto. Archivos de Medicina del Deporte 1985; 2, 8: 341-348.

El autor realiza una revisión bibliográfica introduciendo el tema de las lesiones en el baloncesto y los conceptos fundamentales que intervienen en un estudio epidemiológico.

El análisis de datos de la Mutualidad General Deportiva española de los años 1961 a 1980 revela que las lesiones articulares más frecuentes en el baloncesto, sobre un total de 34.175 lesiones, son:

1. tobillo, 38,77%,
2. rodilla, 28,18%,
3. dedos, 15,78%,
4. muñeca, 9,16%,

5. codo, 4,4%,
6. hombro, 3,6%.

Tanto las lesiones de tobillo como las de rodilla se encuentran bastante por encima de la media encontrada en el resto de deportes en su conjunto (12,5% y 15%, respectivamente).

Respecto al tipo de lesión, de la misma fuente, pero del período 1976-1980 y sobre un total de 15.212 lesiones, los datos son los siguientes:

1. esguinces, 5.508 (36%),
2. contusiones: 2.295 (15%),
3. músculo-tendinosas: 2.222 (14,6%),
4. fracturas: 1.644 (11%).

El autor concluye que los datos presentados son comparables con los extraídos del baloncesto profesional americano y enumera las lesiones más importantes por regiones anatómicas.

En cuanto a las lesiones de tobillo, el autor reconoce que es la lesión más importante en el baloncesto, debido a su frecuencia, fundamentalmente en los pivots. Propone como solución la utilización de calzado protector y técnicas de vendaje o sujeción, como también el ejercicio del tobillo.

PFEIFER, J. P.; GAST, W.; PFORRINGER, W. Traumatologie und sportschaden im basketballsport. Sportverletz, Sportschaden 1992; 6, 3: 91-100.

El estudio cubre un período de cinco años de más de 100 clubes alemanes de baloncesto, estudiándose en detalle 658 lesiones.

En el 65,3% de los casos de lesión, el miembro inferior fue afectado, siendo el tobillo la zona de lesión más frecuente, con un 45,6%. En orden de frecuencia, le siguen los dedos (14%) y la rodilla (12,9%).

En 3.600 de los casos reportados, los deportistas no acudieron al médico al ocurrirles una lesión en sus tobillos o dedos.

En el 41% de las lesiones, la causa del accidente se relaciona con interacciones con adversarios.

Más de los dos tercios de los jugadores consultados sufren dolores permanentes debido a su actividad deportiva. El 43,8%, fundamentalmente más jóvenes, refiere continuos dolores en sus rodillas, mientras que un 28,1%, predominantemente mayores, sufren de dolor permanente en sus tobillos, causado por torceduras ligeras pero recurrentes.

ROVERE, G. D.; CLARKE, T. J.; YATES, C. S.; BURLEY, K. Retrospective comparison of taping and ankle stabilizers in preventing ankle injuries. *The American Journal of Sports Medicine* 1988; 16, 3: 228-233.

En un estudio clínico retrospectivo, los autores se proponen comparar la efectividad de dos métodos de prevención de esguinces de tobillo en jugadores universitarios de fútbol americano. El fin perseguido es encontrar una alternativa más económica al vendaje, como la utilización de una ortesis.

Revisaron las lesiones ocurridas a 297 jugadores entre las temporadas de 1980 y 1986, considerando cada entrenamiento o partido como una exposición a lesiones. Los jugadores fueron clasificados según:

- puesto de juego,
- uso de vendaje u ortesis,
- tipo de zapatilla utilizada (caña alta o caña baja),
- lesión del tobillo usando sujeción extra,
- reincidencia usando sujeción extra,
- mecanismo y gravedad de lesión.

Realizaron el análisis estadístico intentando determinar la efectividad de los métodos de prevención con las siguientes metas:

1. Comparar la incidencia de primeras lesiones de tobillo, usando ortesis o vendaje.
2. Determinar la relación entre las lesiones y el tipo de ortesis y zapatilla utilizada (caña alta o caña baja).
3. Comparar la incidencia de lesiones repetitivas con el tipo de prevención utilizada.

El mismo entrenador supervisó todos los vendajes, realizados con el mismo tipo de venda y por los mismos profesionales.

Las ortesis fueron colocadas y retensadas durante el juego por los mismos jugadores, quienes fueron instruidos por sus entrenadores.

La elección de zapatillas (con tacos) de caña alta o de caña baja también fue competencia de los jugadores o entrenadores.

El médico del equipo observó todas las lesiones producidas, definidas como aquel traumatismo que afectase ligamento o hueso y que ocasionara al deportista la pérdida de al menos una sesión de entrenamiento o un partido.

Del total de exposiciones a lesiones resultó la siguiente distribución:

- 46.789 exposiciones en prácticas y 5.142 exposiciones en partidos,
- 38.658 exposiciones con tobillos vendados,
- 13.273 exposiciones con ortesis en los tobillos,
- 14.700 exposiciones con zapatillas de caña alta,
- 36.565 exposiciones con zapatillas de caña baja.

Se registraron 224 lesiones de tobillo, de las cuales 195 fueron esguinces por inversión. Aunque los valores diferían con el puesto de juego, en forma global el riesgo de lesión con ortesis resultó la mitad que con vendaje.

Como conclusión, los autores ordenan las posibles combinaciones de sujeción y calzado por su seguridad relativa y en orden descendiente del siguiente modo:

1. Zapatillas de caña baja + ortesis.
2. Zapatillas de caña alta + ortesis y zapatilla de caña baja + vendaje.
3. Zapatillas de caña alta + vendaje.

El trabajo finaliza asegurando que para la prevención de lesiones de tobillo en el fútbol americano:

- Las ortesis son relativamente más efectivas que el vendaje, independientemente del tipo de zapatillas utilizadas.
- Las zapatillas de caña baja son más efectivas que las de caña alta, independientemente del tipo de sujeción de tobillo utilizada.
- El vendaje es relativamente inefectivo.

Los autores intentan explicar la posible inefectividad de las zapatillas de caña alta, sosteniendo que es más fácil retensar las ortesis durante el juego llevando zapatillas de caña baja. Sin embargo, sugieren que las causas sean investigadas más profundamente.

Por último, aconsejan el uso de ortesis en lugar de vendaje, debido tanto a su mayor efectividad como a su practicidad, autocolocación y menor coste.

ZELISKO, A. J.; NOBLE, H. B.; PORTER, M. A. A comparison of men's and women's professional basketball injuries. *American Journal of Sports Medicine* 1982; 10, 5: 297-299.

El propósito del estudio fue comparar las lesiones sufridas por hombres y mujeres, jugadores profesionales de baloncesto, durante dos temporadas.

Los resultados muestran un 60% más de lesiones en las mujeres que en los hombres. La zona más frecuentemente lesionada fue el tobillo, tanto para los hombres como para las mujeres (18% y 20%, respectivamente).

Las lesiones de rodilla constituyeron el 16% de las lesiones en las mujeres y el 12% de las de los hombres.

La frecuencia de aparición del esguince de tobillo fue de 14/1000 para las mujeres frente a 3/1000 para los hombres, contando un 27% de las lesiones de las mujeres y un 9% de las lesiones de los hombres.

Finalmente, los autores proponen como medida preventiva un mayor entrenamiento de la fuerza en las mujeres y de la flexibilidad en los hombres.

2.2.2. Estudios epidemiológicos experimentales

GARRICK, J. G.; REQUA, R. K. Role of external support in the prevention of ankle sprains. *Medicine and Science in Sports* 1973; 5, 3: 200-203.

El propósito del estudio fue encontrar la relación entre el vendaje y/o sujeción preventiva de los tobillos y la incidencia de esguinces de rodilla y tobillo.

El estudio es prospectivo y se llevó a cabo durante dos temporadas de baloncesto universitario, de dos meses de duración cada una.

Durante el primer año, los jugadores de determinados equipos se tomaron como sujetos de experimentación, mientras que los del equipo contrario servían como grupo de control. Se utilizaron los programas del campeonato para randomizar las probabilidades de cada sujeto y/o equipo incluido en el estudio.

Durante el segundo año, se pidió a todos los equipos que participasen en el estudio con la condición de que aceptaran pertenecer a un grupo experimental asignado aleatoriamente.

Todos los jugadores fueron previamente identificados y consultados sobre sus historias previas de lesiones de rodilla y tobillo para ser luego clasificados según: no presentaran esguinces previos, hubieran sufrido algún esguince ocasional o hubieran sufrido repetidos esguinces. También se identificó el calzado utilizado por los jugadores, determinando su marca y su altura (caña alta o caña baja).

De los 2.562 jugadores-juego estudiados:

- 1.163 estaban vendados y 1.107 eran de control (no lo estaban).
- 630 participantes utilizaban zapatillas de caña alta y 1914 de caña baja (los restantes 18 fueron eliminados del estudio por no estar determinada su altura).

Los resultados ofrecidos por los autores en orden de mayor a menor protección, con la aplicación de un análisis del Chi cuadrado y con un nivel de significación de 0.025, es el siguiente:

1. Caña alta + vendaje: 6,5 esguinces/1.000 jugadores-juego.
2. Caña baja + vendaje: 17,6 esguinces/1.000 jugadores-juego.
3. Caña alta sin vendaje: 30,4 esguinces/1.000 jugadores-juego.
4. Caña baja sin vendaje: 33,4 esguinces/1.000 jugadores-juego.

Los autores concluyen que:

- El uso de zapatillas de caña alta, como medida de prevención, sólo contribuyó a prevenir esguinces en jugadores con historia de esguinces repetidos. Es destacable además que de los 11 esguinces de tobillo graves, sólo 1 ocurrió a sujetos con vendaje y sólo 3 a sujetos con zapatillas de caña alta.
- La baja incidencia de esguinces de rodilla no permitió ningún análisis estadístico, aunque sí permite destacar que no existe evidencia de que una mayor sujeción del tobillo incremente su incidencia.

SITLER, M. J.; RYAN, J.; WHEELER, B.; McBRIDE, J.; ARCIERO, R.; ANDERSON, J.; HORODYSKI, M. Efficacy of a semirigid ankle brace to reduce acute ankle injuries in basketball: A randomized clinical study at West Point. *The American Journal of Sports Medicine* 1994; 22, 4: 454-461.

Los autores se propusieron determinar, mediante un estudio clínico, prospectivo y randomizado, la eficacia de una ortesis de tobillo semirrígida en la reducción de la frecuencia y la gravedad de las lesiones agudas de tobillo ocurridas durante la práctica del baloncesto.

1.601 sujetos participaron en el estudio durante tres temporadas de baloncesto interno de la academia militar de West Point, durante los años 1990 y 1991. Cada práctica y juego se consideró como una exposición a posibles lesiones y resultaron un total de 13.430 exposiciones. Como media, cada jugador tuvo 8,4 exposiciones por temporada.

Todas las actividades se realizaron sobre el mismo tipo de superficie de madera y todos los sujetos calzaron la misma marca y modelo de zapatillas de caña alta. Los sujetos fueron estudiados y se descartaron aquéllos con inestabilidad en los tobillos y otro tipo de lesiones en rodillas, pierna o pies. La asignación de ortesis se randomizó según la historia de lesiones y se comprobó que los sujetos supieran colocársela correctamente.

El esguince de tobillo se definió como el traumatismo agudo de los ligamentos del tobillo que resulte en la imposibilidad de practicar baloncesto al menos un día después de la misma.

Los resultados mostraron un total de 46 lesiones de tobillo (2,9% de la población). El índice de lesiones de tobillo calculado fue de 3,4 lesiones por cada 1.000 exposiciones-sujeto. Para los sujetos que utilizaron la ortesis, dicho índice fue de 1,6 mientras que para el grupo de control se situó en 5,2. Los dos ligamentos más frecuentemente lesionados fueron el talo-fibular y el calcáneo-fibular, 66% y 17%, respectivamente.

Los resultados revelan que el riesgo de sufrir un esguince de tobillo fue aproximadamente tres veces mayor al no utilizar ortesis. En cuanto a las lesiones de rodilla, no existieron diferencias entre el grupo que utilizó ortesis y el de control.

Debe tenerse en cuenta que la talla de los sujetos del estudio es considerablemente inferior a la de los jugadores de baloncesto, debido a que éstos son simplemente cadetes de la academia militar.

2.2.3. Estudios de sujeción de tobillo y rendimiento motor

BAUER, H. The effect of high top and low cut football shoes on speed and agility. *The Athletic Journal* 1970; 50: 74-77.

El autor comparó una bota de fútbol de caña baja (más ligera) con otra bota de caña alta (y algo más pesada), con el objeto de comparar su efecto sobre la velocidad y la agilidad.

Se realizó tres test de rendimiento: 30 yardas lisas, 15 yardas en carrera hacia atrás y uno de agilidad en carrera.

Los resultados mostraron diferencias estadísticamente significativos a favor de las botas de caña baja, pero solamente para el test de 30 yardas.

BOCCHINFUSO, C.; SITLER, M. R.; KIMURA, I. F. Effects of two semirigid prophylactic ankle stabilizers on speed, agility, and vertical jump. *Journal of Sport Rehabilitation* 1994; 3: 125-134.

El propósito del estudio fue comparar el efecto de dos ortesis de sujeción del tobillo sobre el rendimiento deportivo en eventos que involucran la velocidad, la agilidad y el salto vertical.

Fueron elegidos 15 sujetos (ocho hombres y siete mujeres) que no presentaban lesiones previas de tobillo. La edad media del grupo era de 14,3 años, el peso de 64 Kg y su talla de 1,69 m.

Se escogieron dos ortesis semirrígidas; una fue la más popular dentro del campo de la medicina deportiva y otra de las más nuevas en el mercado (temporada 1992-93).

Se realizaron cuatro ensayos de rendimiento:

- Salto vertical: saltar y marcar contra una pared, con los dedos marcados con tiza. Se registró en cm la diferencia entre el alcance de pie y saltando.
- Carrera de 25 m: salida desde posición de pie y carrera a máxima velocidad. Cronometraje manual y redondeo a 1/10 segundos.

- Carrera de ida y vuelta: entre dos líneas separadas 7 metros, se repite tres veces la secuencia aumentando la distancia entre las líneas.
- Carrera de cuatro puntos: consta de 4 puntos dispuestos en forma de X. Cada lado de la X mide 5 metros. La carrera comienza en un extremo y se lleva a cabo pisando cada uno de los puntos después de pisar el central hasta completar una vuelta.

Las condiciones experimentales (con o sin ortesis) se randomizaron en tres sesiones, al igual que el orden de las condiciones durante cada ensayo, y cada sujeto utilizó sus propias zapatillas de caña alta para todas las pruebas.

Aplicando un análisis de la varianza para cada prueba de rendimiento y con tres factores (dos ortesis y sin ellas), los autores no encontraron diferencias significativas entre ninguna de las tres condiciones. Sin embargo, en su discusión reconocen poseer una potencia estadística de apenas un 0,20.

BURKS, R. T.; BEAN, B. G.; MARCUS, R.; BARKER, H. B. Analysis of athletic performance with prophylactic ankle devices. *Am. J. Sports Med.* 1991; 19: 104-106.

El propósito de este estudio fue comparar el rendimiento motor de un grupo de 30 deportistas universitarios en varias condiciones de sujeción del tobillo.

Se llevaron a cabo cuatro tipos de ensayos:

- salto horizontal,
- salto vertical,
- carrera de ida y vuelta sobre 10 metros y
- carrera de velocidad de 40 metros.

Cada sujeto realizó los cuatro ensayos según un orden randomizado y respetando las pausas de recuperación para evitar los efectos de la fatiga. Las condiciones randomizadas fueron las siguientes:

- sin protección del tobillo,
- tobillos vendados,
- tobillos con ortesis nº1 y
- tobillos con ortesis nº2.

Los vendajes fueron realizados y las ortesis verificadas por el mismo entrenador. Los resultados de cada sujeto y para cada evento se calcularon como la media de dos tiempos o distancias.

En la siguiente tabla se resumen los resultados comparados con el no uso de sujeción extra y expresados como porcentaje de disminución del rendimiento:

| | Salto vertical | Ida y vuelta | Salto horizontal | Velocidad |
|-------------|----------------|--------------|------------------|-----------|
| Vendaje | 4% | 1,6% | --- | 3,5% |
| Ortesis nº1 | 4,6% | --- | 3,6% | 3,2% |
| Ortesis nº2 | 3,4 | --- | --- | --- |

Como conclusión los autores reconocen que los tres medios de protección del tobillo reducen el rendimiento motor en, por lo menos, una de los cuatro pruebas realizadas. Por otro lado, recomiendan el uso de ortesis por motivos de menor coste y cuando no se cuente con la mano experta para la colocación de un vendaje preventivo.

GREENE, T. A.; HILLMAN, S. K. Comparison of support provided by a semirigid orthosis and adhesive ankle taping before and after exercise. *Am. J. Sports Med.* 1990; 18: 498-506.

El propósito del estudio fue comparar los rangos de inversión-eversión de tobillo permitidos por una ortesis y por un vendaje preventivo. Secundariamente se comparó el efecto de dichas protecciones sobre el rendimiento en el salto vertical.

Se eligió una ortesis que, según otros autores, brinda buena restricción en la inversión-eversión del tobillo, sin reducir la capacidad de los sujetos de aplicar momentos articulares de flexo-exensión del tobillo.

Participaron en el estudio siete mujeres jugadoras de voleibol de la universidad de Arizona, quienes no tenían en su historia previa ni cirugías de pie o de tobillo, ni fracturas, ni esguinces ligamentosos en los últimos seis meses. Todas utilizaron sus propias zapatillas de caña baja para todas las fases del estudio.

Se midió la movilidad del tobillo en el sentido de la inversión-eversión, registrando la fuerza aplicada por una máquina y los grados de movilidad observados en todos los sujetos y sin ninguna sujeción extra.

Se crearon dos grupos experimentales, uno utilizaba un vendaje adhesivo y otro ortesis en ambos tobillos. Los sujetos fueron distribuidos aleatoriamente entre los dos grupos y se les aplicó a cada uno el tratamiento correspondiente (ortesis o vendaje). Se volvió a medir a los sujetos la movilidad del tobillo con la sujeción colocada.

Se midió la movilidad de inversión-eversión del tobillo a todos los sujetos durante la práctica del voleibol a los 20 y 60 minutos después de comenzar y al finalizar (tras tres horas de juego).

Al segundo día se invirtieron los grupos, vendándose el tobillo a quienes habían utilizado la ortesis el día anterior y viceversa.

El tercer día se midió la capacidad de salto vertical (con tres pasos de carrera de impulso) a todos los sujetos, registrando el mayor de tres saltos para cada condición, distribuidas aleatoriamente y con una precisión de 12,7 mm aproximadamente (1/2").

Los autores concluyen con los siguientes resultados:

- Antes del ejercicio, tanto el vendaje como las ortesis brindaron efectiva restricción en el rango de inversión-eversión.
- Los tobillos vendados mostraron una restricción inicial del 41%, la cual se redujo al 15% tras tres horas de ejercicio, mientras que los tobillos con ortesis presentaron una restricción inicial del 42% reducida finalmente al 37%.
- El vendaje demostró su pérdida máxima de resistencia a la inversión-eversión a los 20 minutos de práctica.
- La ortesis no mostró una pérdida de restricción significativa al final de las tres horas de práctica.
- Ninguno de los dos métodos de sujeción del tobillo afectó a la habilidad de salto vertical.
- La ortesis puede ser más efectiva que el vendaje en la prevención de la inversión inicial durante la producción de los esguinces.

Respecto al rendimiento en el salto vertical, los autores encuentran diferencias entre la condición sin sujeción y la ortesis de un 1,9%, con el vendaje de un 6% y entre ambas sujeciones de un 4,1%. Sin embargo, ninguna de estas diferencias les resulta estadísticamente significativa.

Debe tenerse en cuenta que sólo contaron con siete jugadoras, guardaron sólo un registro por condición y la precisión en la medida rondaba el 2% de la magnitud medida, por lo que su potencia estadística no era muy buena.

OTTAVIANI, R. A.; ASHTON-MILLER, J. A.; KOTHARI, S. U.; WOJTYS, E. M. Basketball shoe height and the maximal muscular resistance to applied ankle inversion and eversion movements. *The American Journal of Sports Medicine* 1995; 23, 4: 418-423.

El objetivo del presente estudio fue determinar si la altura de la caña de las zapatillas de baloncesto altera el máximo momento de inversión y eversión que puede resistir voluntariamente el tobillo de un sujeto sano.

Los resultados muestran que, con 0° de flexión plantar, las zapatillas de caña alta incrementan la máxima resistencia a la inversión en un 29.4%, mientras que con 16° de flexión plantar, lo hacen en un 20.4%.

ROBINSON, J. R.; FREDERICK, E. C.; COOPER, L. B. Systematic ankle stabilization and the effect on performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1986; 18, 6: 625-628.

El propósito del estudio fue examinar el efecto sobre los rangos de movimiento y sobre el rendimiento de distintos niveles de sujeción del tobillo. El aumento de esta sujeción se controló ajustando las características restrictivas del material de corte del calzado.

Seis sujetos colaboraron en el estudio, tres de los cuales presentaban historia de lesiones crónicas de tobillo; sus edades oscilaban entre 22 y 35 años.

Fueron diseñadas un conjunto de zapatillas de caña alta para baloncesto que permitiesen la inclusión de refuerzos en los laterales, destinados a brindar mayor sujeción al tobillo. Los refuerzos fueron construidos de tres materiales con diferentes resistencias a la flexión.

Se determinaron cuatro condiciones experimentales:

1. Zapatillas de control sin refuerzos.
2. Zapatillas con cuatro refuerzos blandos.
3. Zapatillas con cuatro refuerzos semiduros.
4. Zapatillas con cuatro refuerzos duros.

Se diseñó un circuito de carrera, que incluía cambios de dirección y paradas, sobre una cancha de baloncesto de madera, con la finalidad de medir la habilidad de los sujetos de maniobrar con cada una de las cuatro condiciones de calzado.

Se randomizó el orden de prueba de las zapatillas y se midió el rango de movimiento en los planos frontal y sagital de la articulación del tobillo de cada sujeto, antes y después de completar el ensayo de rendimiento.

Se obtuvo los siguientes resultados:

- Se encontraron diferencias significativas en el rango de eversión entre la condición 1 y la 4.
- Se observaron diferencias en el rango de inversión entre las condiciones 1 y 2 y entre la 1 y la 4.
- El rango de flexión plantar resultó significativamente mayor para la condición 1 que para el resto de condiciones.
- En el ensayo de rendimiento, la tendencia general fue aumentar el tiempo empleado al aumentar la sujeción de tobillo, encontrándose diferencias significativas entre las condiciones 1 y 2 y entre la 1 y la 4.

Las conclusiones de los autores resaltan la relación inversa entre el rendimiento y la restricción del rango de movimiento de las zapatillas y proponen tener en consideración un equilibrio entre rendimiento y protección, como extremos de una misma escala.

Sugieren, por último, futuras investigaciones sobre el tema para determinar el grado de sujeción óptimo para una adecuada protección y rendimiento.

VALIANT, G. A.; HIMMELBASCH, J. A. 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. XIIIth International Congress on Biomechanics, The Department of Human Movement Studies, The University of Western Australia 1991; 405-406.

El propósito del estudio fue determinar si puede utilizarse una prueba de rendimiento deportivo específico para cuantificar las características de estabilidad del antepié de las zapatillas.

El recorrido utilizado reproduce algunos movimientos frecuentes en el baloncesto (dribbling, enceste, carreras hacia adelante, atrás y laterales, y zigzags) que desarrollan grandes fuerzas

horizontales en la zona del antepié. El recorrido total fue recorrido siempre en menos de 15 segundos por los diez deportistas seleccionados para el ensayo.

En base a un par de zapatillas de caña alta de control, otro dos pares fueron diseñados, realizándoles un corte (de dos medidas diferentes) a nivel del mediopié que independizaba el antepié del retropié y quitándole el contrafuerte del talón a una, manteniendo igualadas las masas, la amortiguación del retropié, la flexibilidad del antepié y el coeficiente de fricción con el suelo.

El orden de realización de las pruebas fue randomizado y se obtuvo los siguientes resultados:

El rendimiento disminuyó con la utilización de los dos prototipos con la estabilidad afectada, pero esta pérdida de rendimiento sólo fue significativa para el prototipo con el corte a nivel de mediopié y con el contrafuerte quitado. Sin embargo, concluyen, son necesarias grandes diferencias de estabilidad en las zapatillas para que el tiempo empleado aumente en un 5,5% y un 9% como en este caso.

2.2.4. Estudios cinéticos y cinemáticos del aterrizaje de saltos

DEVITA, P.; SKELLY, W. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sport and Exercise* 1992; 24, 1: 108-115.

El propósito del estudio fue identificar y comparar las fuerzas de reacción del suelo, las posiciones articulares, los momentos y las potencias musculares en la extremidad inferior, durante las fases de caída y de contacto en aterrizajes suaves y bruscos.

Se eligieron ocho mujeres jugadoras de voleibol y baloncesto como sujetos de ensayo, con edad media de 20 años. Todas utilizaron sus propias zapatillas de caña alta para los ensayos.

Los sujetos se dejaban caer desde una base de 0,59 metros de altura, justo delante de una plataforma de fuerzas, efectuando las caídas con uno de sus pies sobre la plataforma y el otro sobre el suelo. El total de caídas realizadas fue de diez por sujeto y cada caída fue registrada simultáneamente a 1.000 Hz por una plataforma de fuerzas y a 100 Hz por una cámara de cine de 16 mm (filmando en un plano sagital).

Todos los sujetos utilizaron la misma técnica de contacto con el suelo, abordándolo de antepié. Sin embargo, se definieron dos tipos de caída, una suave, cuando la máxima flexión de rodilla superaba los 90°, y otra brusca, cuando no los alcanzaba.

Los aterrizajes bruscos se caracterizaron por posiciones iniciales y finales más erectas y menores rangos de movimiento en comparación con los suaves. La flexión máxima de rodilla fue, como media, de 117° para las caídas suaves y de 77° para las bruscas, y la duración de las mismas, desde el inicio del contacto hasta la máxima flexión de rodilla, de 0,342 y 0,152 segundos, respectivamente.

En los dos tipos de aterrizaje se detectó un patrón bimodal en el registro de fuerzas de reacción en el que se observaron dos máximos a los 0,012 y a los 0,050 segundos desde el contacto.

En los aterrizajes suaves, los músculos de las articulaciones de la cadera y la rodilla realizan un 54% y un 46%, respectivamente, más de trabajo que en las caídas bruscas. Por el contrario, el trabajo realizado por los flexores plantares durante el aterrizaje brusco es un 14% mayor.

Los autores concluyen afirmando que, en una caída suave, los músculos contribuyen a disipar más energía cinética y que durante las caídas más bruscas, los flexores plantares aumentan su contribución.

DUFEK, J. S.; BATES, B. T. The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1990; 22, 3: 370-377.

Los autores se propusieron evaluar el efecto de la altura, la distancia y la técnica de aterrizaje sobre las fuerzas de reacción registradas tras un salto en profundidad (caída), en un intento de comprender los mecanismos utilizados para hacer frente a las cargas que recibe el cuerpo durante actividades que involucran al salto.

Tres sujetos varones, acostumbrados a realizar actividades con saltos y con edades comprendidas entre los 27 y los 30 años, participaron en el estudio, calzando todas las mismas zapatillas provistas por los investigadores.

Los sujetos saltaban desde una pequeña torre, regulable en altura, y caían con un pie sobre una plataforma de fuerzas y el otro sobre el suelo de forma simultánea. Cada salto fue filmado con una cámara de cine de 16 mm a 100 Hz para su posterior digitalización y análisis cinemático, y sincronizadamente se tomaron los registros de las fuerzas de reacción del suelo, muestreando a 500 Hz.

Un total de nueve condiciones y 81 saltos para cada sujeto surgieron de combinar:

- Tres distancias de salto (0,40 m, 0,70 m y 1,00 m),
- Tres alturas de salto (0,40 m, 0,60 m y 1,00 m),
- Tres técnicas de caída (rígida, algo flexionada o flexionada) y
- Tres saltos por condición.

Se determinaron tanto los valores del primero y segundo máximos de fuerzas verticales como sus tiempos y, mediante la digitalización de las escenas filmadas, se calcularon los ángulos de las articulaciones del tobillo, la rodilla y la cadera.

Se calcularon tres modelos de regresión para predecir el valor de los dos máximos de fuerzas verticales:

- Modelo mecánico: con las variables independientes: altura y distancia de salto.
- Modelo biomecánico: con altura, distancia de salto y técnica de caída.
- Modelo biomecánico refinado: con altura, distancia, técnica y 15 parámetros cinemáticos.

Los porcentajes de saltos con caídas en planta (de un único máximo de fuerzas verticales) fueron de un 1.2%, 6.1% y 27.1% para cada uno de los tres sujetos respectivamente, las cuales mostraron mayores valores de fuerzas de reacción.

El análisis de varianza para el primer máximo determinó tres factores influyentes significativamente: la altura, la distancia y la técnica de la caída, así como una interacción entre la altura y la técnica.

La altura del salto fue la variable dominante para predecir el valor del primer máximo de fuerzas en el modelo mecánico, explicando el 59,1% de la varianza, mientras que el modelo biomecánico y el modelo refinado mostraron diferentes resultados entre diferentes sujetos.

La técnica de caída resultó ser la variable más importante para predecir el valor segundo máximo de fuerzas de impacto para los tres modelos en general, explicando un 39,1% de la varianza.

Los autores concluyen que la tendencia general de los resultados sugiere que las fuerzas verticales aumentan con un incremento en la altura del salto, con una menor flexión de las rodillas durante la amortiguación y con una caída de planta.

De estas conclusiones pueden extraerse aplicaciones prácticas que recomiendan, a quienes realizan muchos saltos, caídas comenzando el contacto con el antepié y con amplia flexión de rodillas.

DUFEK, J. S.; BATES, B. T. Dynamic performance assessment of selected sport shoes on impact forces. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1991; 23: 1062-1067.

El propósito de este estudio fue valorar las características dinámicas de rendimiento de cuatro modelos diferentes de zapatillas durante un aterrizaje. Las zapatillas seleccionadas fueron: dos modelos para baloncesto, uno de voleibol y otro de carrera.

Cinco sujetos varones, con experiencia en actividades de saltos y con una edad comprendida entre los 20 y 36 años, participaron en el estudio. Todos los sujetos realizaron 25 caídas desde 0,60 m de altura, dejándose caer desde una barra a la que se sujetaban con sus manos. Cada caída la realizaron contactando con un pie sobre una plataforma de fuerzas y con el otro sobre el suelo. Se comprobó posteriormente que los datos no fueron afectados por la fatiga.

Se estudiaron las caídas observando un patrón con dos máximos de fuerzas de reacción. Se midieron dichos máximos y sus tiempos correspondientes. El criterio de rendimiento sostenido por los autores consideró mejor (con mayor capacidad de protección) a aquel modelo de zapatillas que produjera menores fuerzas de impacto y retrasase más la aparición de los máximos.

Los resultados indicaron que los sujetos no respondían de forma similar a las diferentes condiciones de las zapatillas y no mostraron diferencias inter-sujeto similares. Esto sugirió la necesidad de un análisis post hoc intra-sujeto que detectó diferencias entre las distintas zapatillas para cada sujeto en particular, colocando a una de las zapatillas de baloncesto como la de mejor rendimiento general.

Finalmente obtuvieron un orden de rendimiento para los cuatro modelos de zapatillas creado en base al análisis intra-sujeto:

1. Primer modelo de baloncesto.
2. Modelo de carrera.
3. Modelo de voleibol.
4. Segundo modelo de baloncesto.

Como conclusión, los autores reconocen que las diferencias anatómicas y las respuestas neurológicas individuales afectan a la interacción sujeto-zapatilla y es necesario un avance en la valoración cinemática, dinámica articular y electromiográfica del miembro inferior, buscando la relación entre estos factores y el rendimiento. Por el momento aseguran que ningún modelo de zapatilla puede ser el mejor para toda la gente, aunque algunos modelos parecen ser mejores para más individuos que otros.

FUKUDA, H. Biomechanical analysis of landing on surfaces with different stiffnesses. En: G. De Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijting, G. J. Van Ingen Schenau eds. *Biomechanics XI-B*, Free University Press, Amsterdam 1988; 685- 688.

El propósito del estudio fue determinar el efecto de la rigidez de la superficie de caída, sobre el cuerpo humano tras un salto en profundidad, determinando la dinámica y la energía articular del miembro inferior.

Cuatro sujetos varones, de edades comprendidas entre 24 y 26 años, saltaron cayendo desde una altura constante de 0,20 m, sobre dos plataformas de diferente rigidez. Los sujetos saltaban descalzos y apoyaban con ambos pies de forma simultánea. Los saltos fueron filmados a 100 Hz con una cámara de cine de 16 mm y, posteriormente, las películas digitalizadas para su análisis.

Se calcularon las fuerzas y los momentos actuantes en las articulaciones del cuerpo, modelándolo en los segmentos: cabeza, brazos y tronco, muslos, piernas y pies.

El patrón de momentos en cada articulación mostró pequeña variabilidad en cada sujeto y entre repeticiones en ambas superficies. Cada momento articular registró un pico máximo o mínimo durante los 0,2 segundos siguientes al contacto inicial.

El pico registrado en el momento articular del tobillo mostró diferencias significativas entre ambas superficies (mayores valores para la superficie más blanda). Del mismo modo, los valores de potencia muscular en la rodilla mostraron picos mayores al caer sobre la superficie más dura.

Los autores concluyen que los músculos extensores de la rodilla absorben la energía más rápidamente cuando los sujetos caen sobre superficies más duras; de este modo, la carga sobre esta musculatura se incrementa del mismo modo que la rigidez de la superficie.

GROSS, T. S.; NELSON, R. C. The shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1988; 20, 5: 506-514.

El objetivo del estudio fue analizar la función del tobillo en el proceso de atenuación de los impactos durante la caída tras un salto vertical. Para ello se contó con once sujetos varones, aficionados al baloncesto, que no reportaban lesiones del miembro inferior.

Se fijaron dos acelerómetros piezoeléctricos, uno en el calcáneo y otro en la tibia de los sujetos, con el fin de registrar las aceleraciones de dichos segmentos óseos. Su frecuencia de muestreo se fijó en 1.000 Hz y su masa era de 1 gr. Se determinaron los factores de magnificación de los picos de las señales (68% en calcáneo y 8% en tibia) y se corrigieron los datos previamente a su análisis estadístico.

Durante la caída de los saltos, se registraron las fuerzas verticales con una plataforma de fuerzas piezoeléctrica, muestreando a 1.000 Hz y se filmaron las escenas con cine de alta velocidad a 200 Hz.

Se utilizaron tres tipos de superficie de caída para cubrir la plataforma de fuerzas:

- Aluminio fundido (superficie de la plataforma).
- Goma de 9 mm de espesor (suelo de gimnasio).
- Espuma de goma de 13 mm de espesor (entresuela de zapatillas de carrera).

Cada sujeto realizó tres saltos verticales con contramovimiento, sobre cada una de las condiciones de superficie, en forma randomizada y siempre descalzo. La altura de salto se fijó en el 90% de la capacidad máxima de salto para cada sujeto y caían con los dos pies sobre la plataforma en forma simultánea.

Todos los sujetos contactaron la superficie inicialmente con el metatarso. Cuatro de los once sujetos caían sin llegar a contactar la superficie con el talón. Los restantes siete sujetos poseían patrones típicos de caída con contacto final de talón.

Se analizaron los picos de aceleración en el calcáneo y en la tibia, asociados al contacto de metatarso y los picos de fuerzas verticales de reacción, correspondientes a los contactos de metatarso y de talón.

Después de digitalizar las imágenes cinematográficas, se calcularon los ángulos de flexo-extensión de tobillo y se analizaron:

- Máximo ángulo de flexión plantar.
- Ángulo de flexión plantar al contacto.
- Máximo ángulo de dorsi-flexión.
- Rango total de movimiento de flexo-extensión.

Los resultados obtenidos fueron los siguientes:

Las fuerzas verticales de reacción del suelo y las aceleraciones registradas en la tibia y en el calcáneo mostraron dos picos correspondientes al impacto del metatarso y al impacto del talón. La magnitud de las fuerzas asociadas al impacto de talón fue de 2,2 veces la de los picos asociados al impacto de metatarso.

Los sujetos que no contactaban con el talón mostraron unas curvas de fuerzas de reacción con un máximo más redondeado, siguiendo al contacto del antepié, mientras que en el registro de aceleraciones estos sujetos produjeron un único pico en el 93% de los saltos de los registros del calcáneo y en el 89% de los de tibia.

Las diferentes superficies no influyeron significativamente sobre la magnitud de las aceleraciones medidas en calcáneo y en tibia, correspondientes a los impactos de metatarso, ni tampoco en las fuerzas verticales, tanto para el contacto de metatarso como para el de talón.

Un rango total de movimiento del tobillo de unos 50° refleja la importancia de esta articulación en la amortiguación de los impactos, aunque una vez que el talón contacta el suelo o se detiene en su descenso, pasa a ser la articulación de la rodilla la protagonista.

Los datos de acelerometría muestran una atenuación del 31,3% en la transmisión de los impactos del calcáneo a la tibia. Este dato sugiere que el funcionamiento del tobillo durante la amortiguación de los impactos de la caída responde a patrones cinemáticos individuales pero también a componentes amortiguadores estructurales como el hueso, cartilago y otros tejidos.

La comparación entre las dos técnicas diferentes de caída no reveló diferencias en la magnitud de los picos de aceleración y de fuerzas verticales para el contacto del metatarso. Sin embargo, los valores máximos de las fuerzas verticales fueron significativamente menores (en un 22%) para aquellos sujetos que no contactaban con el talón.

Finalmente, los autores sugieren que caer sin contactar con el talón puede ser buen método para prevenir lesiones por sobrecarga, aunque deben investigarse sus posibles efectos secundarios como el incremento de las cargas sobre el antepié o el descenso del rendimiento.

KAELIN, X.; STACOFF, A.; DENOTH, J.; STUESSI, E. Shockabsorption during landing after a jump. En: G. De Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijing, G. J. Van Ingen Schenau eds. Biomechanics XI-B, Free University Press, Amsterdam 1988; 685- 688.

El propósito del estudio fue determinar la influencia de la dureza de la suela del calzado y del movimiento de los pies en la absorción de las fuerzas de impacto tras un salto.

Con el fin de simular la caída de un jugador de voleibol tras un bloqueo, un sujeto participó en el ensayo, dejándose caer desde una altura de 0,45 m. El contacto con el suelo lo realizó

siempre en forma simultánea con sus dos pies, aunque uno de ellos lo hacía sobre una plataforma de fuerzas, que muestreaba a 500 Hz.

El sujeto realizó diez saltos con cada una de las dos zapatillas del ensayo. La diferencia entre las zapatillas estribaba en la dureza de sus suelas; una presentaba una dureza Shore de 30 y la otra de 50.

La magnitud de las fuerzas de impacto correspondientes al impacto del talón resultaron aproximadamente del doble de las correspondientes al impacto del antepié. Este fenómeno lo explican los autores por la existencia de una palanca (el pie) actuante durante el contacto del antepié aumentando el recorrido durante el cual se desacelera la masa efectiva, palanca que no existe durante el contacto del talón.

Los resultados mostraron diferencias entre zapatillas, para los impactos del antepié, de apenas un 3,3% menores para la de suela más blanda. Para los impactos del talón, la diferencia fue mucho mayor, mostrando una reducción de su valor del 18%, para la zapatilla más blanda. Eso puede explicarse por el efecto que tiene la suela más dura de aumentar el brazo de palanca y hacer descender el pico de impacto durante el contacto de antepié, que se contrarresta a su bajo poder de absorción.

Dentro de ciertos límites, una suela blanda pero no muy fina es capaz de contribuir a una mejor absorción de los impactos del antepié durante la caída de un salto.

Para los impactos del talón la deformación de la suela es el factor principal que determina la distancia de desaceleración; por esto, la diferencia entre una suela dura o blanda es relativamente importante.

En actividades con frecuentes saltos y de altura considerable no debe sorprender encontrar muchos jugadores que sufran de dolores lumbares y de rodilla. En estas situaciones extremas, un calzado con una suela gruesa y blanda en el área del retropié puede contribuir efectivamente a una buena absorción de los impactos y a la prevención del dolor.

LEES, A. Methods of impact absorption when landing from a jump. *Engineering in Medicine* 1981; 10, 4: 207-211.

El autor sugiere la existencia de dos patrones o técnicas de aterrizaje diferentes. Estas técnicas de aterrizaje pueden distinguirse al comparar los registros de las fuerzas de reacción del suelo. Si denominamos a una de estas técnicas como dura y a la otra como blanda, los registros de fuerzas en el primer caso mostrarán fuerzas verticales mayores y tiempos más cortos mientras que para el segundo caso ocurrirá lo contrario.

El autor concluye destacando que ningún control muscular voluntario es posible durante la fase de aterrizaje debido a su corta duración y a que la técnica más blanda debe ser aprendida.

McCLAY, Y.; ROBINSON, J.; ANDRIACCHI, T.; GROSS, T.; MARTIN, P.; VALIANT, G.; WILLIAMS, K.; CAVANAGH, P. A profile of ground reaction forces in professional basketball players. *Journal of Applied Biomechanics* 1994 (a); 10: 222-236.

El propósito del estudio fue describir las fuerzas de reacción experimentadas por jugadores profesionales de baloncesto durante determinados gestos del juego.

En el estudio participaron jugadores de cinco equipos de la NBA (liga profesional de baloncesto de los Estados Unidos de América) y se registraron las fuerzas de reacción del suelo, tomando tres repeticiones de cada jugador para cada uno de los siguientes gestos:

- carrera (run),
- finta (cut),
- arrancadas (start),
- paradas (stop),
- pasos laterales (shuffle),
- despegue del tiro en suspensión (jump shot),
- despegue del tiro en bandeja (layup),
- despegue de salto vertical (vertical jump),
- caída del tiro en suspensión (jump shot),

- caída del tiro en bandeja (layup),
- caída de salto vertical (vertical jump).

De forma adicional se analizaron partidos grabados, con el fin de estudiar algunos de dichos gestos y clasificarlos según su frecuencia de aparición e intensidad.

Los autores ofrecieron los valores medios para 24 jugadores de las componentes verticales, anteroposteriores y mediolaterales de las fuerzas de reacción del suelo, para todos los gestos analizados. Algunos datos son los siguientes:

Fuerzas verticales de reacción, expresados en unidades de peso corporal, para el primero y segundo máximos de las curvas obtenidas:

| | 1° máximo | 2° máximo |
|-----------------------------------|--------------|-----------|
| • Carrera | 1,9 | 2,5 |
| • Finta | 3,0 | 2,3 |
| • Arrancadas | 0,8 | 2,0 |
| • Paradas | 2,7 | 1,2 |
| • Pasos laterales | 2,6 | 1,8 |
| • Despegue del tiro en suspensión | 3,0 | --- |
| • Despegue del tiro en bandeja | 2,7 | 3,2 |
| • Despegue de salto vertical | 1,7 | --- |
| • Caída del tiro en suspensión | 6,0 (2 pies) | 2,0 |
| • Caída del tiro en bandeja | 8,9 (2 pies) | 2,8 |
| • Caída de salto vertical | 4,3 (2 pies) | 1,3 |

Comparación entre los impactos durante las caídas de los saltos y durante la carrera:

| | Máx. Fza. vertical | Rango |
|--------------------------------|--------------------|------------|
| • Caída del tiro en bandeja | 8,9 (2 pies) | 3,16-14,58 |
| • Caída del tiro en suspensión | 6,0 (2 pies) | 3,12-9,76 |
| • Caída de salto vertical | 4,3 (2 pies) | 3,16-7,84 |
| • Carrera | 2,5 (2 pies) | 2,09-3,18 |

Para algunos casos en concreto, las fuerzas verticales registradas durante la caída de un tiro en bandeja llegaron a ser de siete veces las de la carrera.

Mediante el análisis de los juegos grabados en vídeo, se contabilizó una media de 70 saltos por partido para cada jugador, aunque resultó depender de la posición (55 para los bases, 72 para los aleros y 83 para los pivots). Como dato global para los tres puestos, un 30% de los saltos realizados fueron considerados bajos, un 45% medios y un 25% altos.

La distancia media recorrida por los jugadores es de 3.400 metros y la velocidad de unos 14,4 km/h como media. Además se contaron unos 1.000 pasos laterales en acciones de defensa, gesto con los mayores valores de fuerzas mediolaterales.

Estos datos permiten calcular que un jugador realiza unos 1.260 pasos de carrera por partido, que, si se multiplican por 2,5 veces el peso corporal (valor de fuerza vertical durante la carrera), se obtienen 3.150 unidades de peso corporal por carrera. Haciendo lo mismo con los saltos, se toman los 70 realizados por partido y una media de cuatro veces el peso corporal (media entre varios tipos de saltos y considerando solo un pie), y resulta en 280 unidades de peso corporal por saltos. Dejando a un lado que solo serían comparables si la duración de cada carga fuese la misma, el sistema músculo-esquelético responde de distinta forma a las distintos tipos de cargas que recibe. Grandes fuerzas con rápidos incrementos en su valor, como ocurre en la caída de los saltos, parecen ser más dañinos que fuerzas menores aunque más frecuentes, como la carrera.

Los autores concluyen afirmando que los valores obtenidos en el estudio podrían ser superados en la realidad, debido a que, en situaciones simuladas, los esfuerzos nunca llegan a ser máximos. Por otro lado, sugieren que el estudio del calzado y de las superficies de juego puede brindar información valiosa para reducir las fuerzas que experimenta el cuerpo durante el juego de baloncesto.

McCLAY, Y.; ROBINSON, J.; ANDRIACCHI, T.; GROSS, T.; MARTIN, P.; VALIANT, G.; WILLIAMS, K.; CAVANAGH, P. A kinematic profile of skills in professional basketball players. *Journal of Applied Biomechanics* 1994 (b); 10: 205-221.

El objetivo del estudio fue obtener datos cinemáticos de destrezas y movimientos típicos del baloncesto.

En el estudio participaron 24 jugadores de cinco equipos de la NBA (liga profesional de baloncesto de los Estados Unidos de América), obteniéndose registros de tres repeticiones de cada jugador para cada uno de los siguientes gestos:

- Carrera (run).
- Finta (cut).
- Arrancadas (start).
- Paradas (stop).
- Pasos laterales (shuffle).
- Despegue del tiro en suspensión (jump shot).
- Despegue del tiro en bandeja (layup).
- Despegue del salto vertical (vertical jump).
- Caída del tiro en suspensión (jump shot).
- Caída del tiro en bandeja (layup).
- Caída del salto vertical (vertical jump).

Se utilizaron dos cámaras (de vídeo o de cine, dependiendo del centro que colaboró) que se colocaron tomando el plano sagital de los sujetos y el plano frontal desde atrás. Su frecuencia de filmación fue de 100 Hz.

Los sujetos llevaban colocados marcadores de superficie para la posterior digitalización de las escenas en dos estudios planos independientes (2D). Una vez digitalizadas las imágenes de todos los gestos, se utilizaron los datos del plano sagital para calcular las posiciones angulares

extremas y las velocidades angulares de flexo-extensión de la rodilla y flexo-extensión del tobillo, y los datos del plano frontal posterior para estudiar la pronosupinación.

La tabla siguiente ofrece un resumen de los resultados cinemáticos de las caídas de diferentes gestos con salto (en grados):

| | Tiro en bandeja | Tiro en suspensión | Salto vertical |
|-----------------------|-----------------|--------------------|----------------|
| Flex. rodilla inicial | 11,7 | 10 | 15,6 |
| Máx. flex. rodilla | 66 | 52,8 | 59 |
| Flex. plantar inicial | 15,2 | 22,1 | 15,9 |
| Máx. flex. plantar | 20,6 | 22,5 | 19,1 |
| Máx. dorsiflexión | 12,1 | 19,3 | 19,5 |
| Supinación inicial | 5,4 | 8,5 | 13,1 |
| Máx. pronación | 5,3 | 4,1 | 1,3 |
| Máx. supinación | 9,7 | 9 | 13,6 |

Los saltos, entre todos los gestos, mostraron los mayores valores de flexión plantar, especialmente durante su fase de despegue y los máximos valores de dorsiflexión durante sus caídas. El gesto que mayor supinación mostró fue el paso lateral, con 31,7°.

Como era de esperar, comparados con el resto de gestos, se encontraron valores relativamente grandes de flexión de rodilla y de velocidad de dorsi-flexión del tobillo durante las caídas y de extensión de rodilla y de velocidad de flexión plantar durante los despegues.

La pronación durante la carrera mostró valores bastante menores que los normales en corredores de larga distancia. En contraste, la supinación llegó a valores muy altos, con medias de 39° y 32° para las arrancadas y los pasos laterales, respectivamente, gestos que requieren de rápidos cambios de dirección y grandes rangos de movimiento.

Las altas velocidades de supinación y las posturas extremas de supinación observadas en gestos típicos del baloncesto podrían causar la sobrecarga de los ligamentos laterales del tobillo aumentando el riesgo de lesión.

Otro punto que destacan los autores es la variabilidad entre sujetos. Durante la caída de un tiro en bandeja, los valores extremos (de diferentes sujetos) de flexión de rodilla al contacto fueron de 2° y 32°, lo que indica dos técnicas de caída bien diferentes.

Finalmente, los autores concluyen reconociendo la posibilidad de que existan errores por el análisis de movimientos fuera de plano, debido a las limitaciones propias de un 2D que supone que los movimientos son totalmente planos y sugieren futuras investigaciones en 3D.

MIZRAHI, J.; SUZAK, Z. Analysis of parameters affecting impact force attenuation during landing in human vertical free fall. *Eng. Med.* 1982; 11, 3: 141-147.

En este trabajo, se estudiaron las características de las fuerzas de impacto en las piernas, durante el aterrizaje asociado a diferentes condiciones de caída, para revelar qué parámetros toman parte en la atenuación de estas fuerzas de impacto.

Utilizaron cinco instructores de Educación Física de entre 20 y 23 años de edad, quienes realizaban caídas libres desde dos alturas diferentes, colgados por sus manos de un par de anillas, sobre dos plataformas de fuerzas piezoeléctricas. Los movimientos fueron registrados con tres cámaras de vídeo a 50 Hz y se obtuvieron parámetros de ángulos de cadera, rodilla y tobillo.

Utilizando dos tipos de aterrizaje, uno de planta y otro de puntillas, los resultados mostraron diferentes patrones de fuerzas de impacto para una y otra técnica de caída. En los aterrizajes plantares, los picos de impacto fueron siempre mayores. Entre las dos alturas de caída estudiadas, los saltos desde 1 metro siempre mostraron fuerzas de impacto mayores que los realizados desde la altura de 0.5 metros.

Como conclusiones, los autores indican que:

- Los aterrizajes de puntillas provocan menores fuerzas de impacto.
- La acción muscular oportuna pre-programada disminuye los valores de las fuerzas de impacto.

- El pavimento y el calzado influyen positivamente en la amortiguación de las fuerzas de impacto, sea disminuyendo la dureza de las superficies en contacto y/o aumentando el tiempo de contacto.

STACOFF, A.; KAELIN, X.; STUESSI, E. The impact in landing after a volleyball block. En: G. De Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijing, G. J. Van Ingen Schenau eds. Biomechanics XI-B, Free University Press, Amsterdam 1988; 694- 700.

El objetivo del estudio fue encontrar la posible relación entre la técnica de caída después de realizar un bloqueo de voleibol y las cargas que actúan durante el impacto.

Doce jugadores de voleibol participaron en el estudio, realizando cada uno un total de diez saltos para bloquear un remate. Los sujetos caían con uno de sus pies sobre una plataforma de fuerzas y el otro a un lado y muy próximo a ésta.

La frecuencia de muestreo de la plataforma se fijó en 500 Hz y paralelamente se filmó a 100 Hz, tomando un plano lateral de los sujetos. Posteriormente se estudiaron los registros de fuerzas de reacción verticales y, mediante la digitalización de las imágenes filmadas, se procedió al análisis cinemático de las caídas.

La altura de los saltos resultaron entre 0,35 m y 0,65 m. El primer contacto con la plataforma fue siempre de antepié, registrando valores de entre 1.000 y 2.000 N, seguido del contacto de talón con valores de entre 1.000 y 6.500 N. De este modo, se observa un patrón típico de caída de dos picos en la totalidad de los sujetos.

Se detectaron dos patrones extremos, relacionados con la técnica de caída:

- Pico de antepié bajo seguido de pico de talón alto.
- Pico de antepié alto seguido de pico de talón bajo.

Las correlaciones encontradas entre la velocidad de caída (al contactar con el suelo) y el valor de las fuerzas verticales de reacción, durante los impactos de antepié y de retropié, fueron

muy bajas ($r = 0,15$ y $r = 0,17$, respectivamente). De aquí, concluyen los autores que la velocidad de caída solo juega un pequeño papel sobre la magnitud de los impactos debidos a la caída.

Por otra parte, la técnica de caída, determinada por el ángulo de flexión de rodilla durante el contacto, juega un papel mucho más importante, encontrando una correlación con el impacto de antepié de $r = 0,69$ y $r = 0,66$ para antepié y retropié respectivamente (para once de los sujetos). La máxima flexión de rodilla se encontró muy próxima al contacto del talón, momento en el que el descenso se detiene. De acuerdo a estos datos, cuanto más extendida estaba la rodilla al contactar el suelo, mayores resultaron ser las fuerzas de impacto.

Como conclusión, indican que durante la caída tras un bloqueo de voleibol se registran fuertes impactos que influyen sobre la frecuencia de aparición de dolores lumbares y de rodilla. Sin embargo, la técnica de caída utilizada puede reducir significativamente los impactos, especialmente si se controla el grado de flexión de la rodilla.

STACOFF, A.; KÄLIN, X.; STÜSSI, E.; SEGESESSER, B. Die torsionsbewegung des fußes beim landen nach einem sprung. *Z. Orthop.* 1990; 128: 213-217.

El objetivo del estudio fue investigar los movimientos del pie durante una caída y comprobar la hipótesis de que la forma apropiada de la suela de las zapatillas puede estabilizar la parte del retropié y reducir el riesgo de lesiones.

Los autores comienzan introduciendo el concepto de torsión entre antepié y retropié y describiendo sus límites fisiológicos de 35° de inversión (supinación) y 15° de eversión (pronación). Además, descartan la teoría del posible control muscular durante una inversión brusca del tobillo.

Desarrollaron una situación de laboratorio simulando el mecanismo de lesión por inversión del pie, diseñando una superficie inclinada 20° sobre la que los tres sujetos caían al saltar desde una altura de 0,4 m. Estos 20° de inclinación producen una inversión del antepié que se sitúa dentro de los límites fisiológicos referidos.

Las caídas se filmaron desde un plano posterior con cámaras de cine a 100 Hz, habiendo colocado marcadores a los sujetos y a las zapatillas para su posterior análisis.

Se diseñaron tres zapatillas con diferente flexibilidad a la torsión:

1. Rígida, sin ranuras en la parte media de la entresuela.
2. Media rigidez a la torsión, dos ranuras en la parte media de la entresuela.
3. Baja rigidez a la torsión, cuatro ranuras en la parte media de la entresuela.

Cada sujeto realizó un total de diez saltos con cada uno de los tres prototipos y tras la digitalización de las imágenes se calcularon:

- La variación en el ángulo de torsión durante los primeros 0,07 segundos tras el contacto.
- La variación en el ángulo del retropié (inversión-eversión) durante los primeros 0,07 segundos tras el contacto.

Los resultados obtenidos indican que, a partir del análisis cinemático de la caída, el contacto siempre comienza con un apoyo del antepié, el que se invierte unos 20° para amoldarse a la superficie inclinada. Con el pie descalzo, se observó, además de la inversión del antepié, una torsión de 20° que acontece rápidamente y el mantenimiento de la posición vertical del retropié durante toda la caída. Puede decirse que los movimientos producidos por el retropié fueron producto exclusivamente de la influencia del antepié y de su unión con el retropié y no de las características de la parte trasera de la zapatilla.

Con la zapatilla más rígida, se observó una torsión significativamente menor (10°) y mucho más lenta que descalzo. Como consecuencia de esto, el retropié es forzado y sufre una inversión de 10°.

Los resultados demuestran que las modificaciones realizadas en la suela de las zapatillas influyen en la torsión del pie y que zapatillas que permiten este movimiento natural del pie

contribuyen al mantenimiento de la posición vertical del retropié y con ello a prevenir las lesiones del tobillo.

SUSSMAN, D. H. The effect of high and low basketball shoes on subtalar joint pronation and supination. Ph. D. Thesis; Southern Illinois University, Carbondale, USA. 1987.

El presente trabajo de tesis doctoral tuvo como objetivo conocer el efecto de la altura del corte del calzado y del vendaje preventivo sobre una serie de variables cinemáticas y cinéticas asociadas con la extremidad inferior durante la carrera en treadmill, movimientos laterales y el aterrizaje de un salto.

Las variables cinemáticas del ángulo del retropié, se calcularon según Clarke (1980). Las variables cinéticas fueron calculadas a partir del registro de fuerzas de reacción durante la caída de un salto, según describen Valiant y Cavanagh (1985).

Las variables cinemáticas de movimiento del retropié estudiadas fueron la máxima pronación, el ángulo al contacto, el rango total de movimiento, la máxima supinación, el tiempo hasta la máxima supinación, la máxima flexión de rodilla, y el tiempo hasta la máxima flexión de rodilla. Las variables cinéticas estudiadas fueron el impulso negativo total mediolateral, el pico negativo de esta fuerza y su tiempo, primer y segundo pico de fuerzas verticales y sus tiempos correspondientes.

Los resultados del trabajo muestran que tanto las zapatillas de caña alta como el vendaje preventivo controlan la máxima pronación y la máxima supinación durante la carrera en treadmill y movimientos laterales. Sin embargo, el incremento en la altura de la caña de las zapatillas y el vendaje disminuyeron la capacidad de disipación de las fuerzas de impacto durante la fase de aterrizaje de un salto.

SUSSMAN, D. H.; HAMILL, J.; MILLER, M. Effect of shoe height and prophylactic taping on ankle joint motion during simulated basketball rebounding. In: G. De Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijing, G. J. Van Ingen Schenau eds. Biomechanics XI-B, Free University Press, Amsterdam 1988; 826-830.

El propósito del estudio fue precisar las interacciones entre diferentes tipos de zapatillas y un vendaje preventivo durante una acción de rebote de baloncesto.

Ocho estudiantes mujeres, deportistas de tiempo libre, participaron en el estudio. Ninguna presentó historia de lesiones del miembro inferior durante el año previo al estudio.

Los sujetos realizaron una acción de rebote simulada en el laboratorio lo que suponía saltar y caer con uno de sus pies sobre una plataforma de fuerzas, que muestreaba a 1.000 Hz. Cada salto fue filmado con cámaras de cine a 100 Hz desde un plano posterior de la pierna del sujeto, aunque mediante un espejo, se obtuvo también la imagen lateral. Los sujetos llevaron colocados marcadores de superficie en puntos anatómicos de su miembro inferior para la posterior digitalización de las escenas.

Cada sujeto realizó un total de cinco repeticiones en forma randomizada con cada una de las cuatro condiciones siguientes:

- Zapatillas de caña baja.
- Zapatillas de caña baja y vendaje.
- Zapatillas de caña alta.
- Zapatillas de caña alta y vendaje.

Los resultados no mostraron interacción entre diferentes zapatillas y el vendaje. En los registros de fuerzas verticales, tanto el primero como el segundo pico mostraron un adelantamiento en el tiempo para las condiciones con vendaje.

No encontraron diferencias en los valores de las fuerzas verticales entre distintas zapatillas debido, según los autores, a no existir diferencias en la construcción de la entresuela.

Ni el tipo de zapatilla, ni el vendaje alteraron el movimiento de la articulación de la rodilla, quedando intacto el principal mecanismo de amortiguación de los impactos. Sin embargo, el hecho de que con vendaje se acortaran los tiempos de los máximos de las fuerzas verticales sugiere que el rango de movimiento del tobillo se ve restringido. El vendaje limita la flexo-

extensión del tobillo, obligándole a abordar el suelo en una posición de menor flexión plantar, llegando antes a los máximos de fuerzas verticales, por lo que, de este modo, se produce una alteración en el mecanismo de amortiguación de impactos del tobillo. Las zapatillas de caña alta por sí solas pueden ser prevención suficiente durante las caídas de los saltos.

Las zapatillas de caña baja no restringen el movimiento del retropié tanto como las de caña alta aunque la movilidad que permiten puede ser excesiva para algunos otros gestos del baloncesto.

Los autores finalmente sugieren que, debido a que el baloncesto requiere la realización de una variedad de gestos que pueden necesitar diferentes necesidades de protección, es necesaria más investigación para determinar si las zapatillas de caña alta satisfacen todas estas necesidades.

VALIANT, G. A.; CAVANAGH, P. R. A study of landing from a jump: implications for the design of a basketball shoe. En: Winter, D. A. ed. Biomechanics IX-B, Human Kinetics, Champaign, IL 1985; 117-122.

El propósito del estudio fue investigar el mecanismo de caída tras un salto y ofrecer algunos criterios de diseño de zapatillas para baloncesto.

Diez varones, estudiantes y jugadores universitarios de baloncesto, participaron en el estudio. Cada sujeto realizó cinco repeticiones simulando una acción de rebote en la que saltaban cayendo con uno de sus pies sobre una plataforma de fuerzas, que registraba las tres componentes de la fuerza de reacción del suelo y los tres momentos correspondientes a una frecuencia de muestreo próxima a los 1.000 Hz.

Cada salto fue filmado desde tres direcciones con cámaras de cine a 200 Hz y posteriormente las películas digitalizadas, para obtener las coordenadas 3D, utilizando un modelo de tres sólidos con tres marcadores en la pierna, en el retropié y en el antepié.

Se identificaron dos patrones de caídas diferentes: Ocho de los sujetos presentaron un patrón de caída con gran flexión plantar al contactar con la plataforma y un contacto inicial de antepié. Los dos sujetos restantes realizaban un contacto inicial de planta.

Para el grupo con contacto de antepié, el valor medio del primer pico resultó de 1,3 veces el peso corporal, mientras que el segundo de 4,1 y con un tiempo medio correspondiente (para el segundo pico) de 0,037 segundos. Para los que contactaban de planta, el único pico detectado observó valores medios de 6 veces el peso corporal. Los valores máximos de fuerzas de reacción obtenidos oscilaron entre 2,3 y 7,1 veces el peso corporal.

Los autores concluyen sugiriendo que el diseño del calzado para baloncesto deberá tener en consideración la más severa de las condiciones, que es la de la caída plantar y que las grandes fuerzas verticales detectadas durante este gesto en particular, revelan que la amortiguación tanto en el antepié como en el retropié deben primar en su diseño. Sin embargo, debido a la gran cantidad de movimientos laterales que ocurren durante el juego, el diseño de las zapatillas no debe comprometer la protección y el rendimiento demandadas del calzado en esos otros aspectos del juego.

ZATSIORSKY, V. M. PRILUTSKY, B. I. Soft and stiff landing. En: Jonsson, B. ed. Biomechanics X-B, Human Kinetics, Champaign, IL 1987; 739-743.

El propósito del estudio fue medir la suavidad de diferentes caídas y compararlas con sus registros de fuerzas de reacción.

Los autores introducen el "índice de amortiguación de caída" (ISL) como el cociente entre el trabajo negativo de los momentos de control y la reducción de la energía mecánica total en la caída. Cuando este índice es igual a uno, la caída es idealmente amortiguada y la energía es disipada por el trabajo muscular negativo, mientras que cuando es igual a cero, la energía mecánica es disipada totalmente sin trabajo muscular alguno.

Un sujeto de 25 años de edad, 82 Kg de peso y 1,82 m de estatura participó en el estudio, realizando saltos desde una superficie elevada cuya altura se fijó en 0,2 m ó 0,5 m, cayendo

con ambos pies sobre una plataforma de fuerzas. Se instruyó al sujeto para realizar diferentes tipos de caídas, variando la fuerza que ejercía durante la misma, con el objeto de conseguir caídas que fueran desde muy amortiguadas hasta muy poco amortiguadas.

Estudiaron las componentes verticales de las fuerzas de reacción, analizando la pendiente del primer pico del dinamograma.

Se filmaron las caídas a 50 Hz y se determinaron las coordenadas planas de marcadores reflectantes con una precisión de 1,5 mm en las direcciones de X e Y. Posteriormente, utilizando un modelo plano del cuerpo humano, considerando las articulaciones como bisagras y a los segmentos como sólidos, se realizó el análisis cinemático de las caídas.

Mediante el análisis cinemático se calcularon:

- La energía mecánica total del cuerpo justo antes del contacto (TME1).
- La energía mecánica total del cuerpo en el punto más bajo de la caída (TME2).
- La reducción de la energía mecánica ($RTME = TME1 - TME2$).
- Los momentos negativos en las articulaciones (NW).
- El índice de amortiguación de la caída: $ISL = NW / RTME$.

Resultó imposible conseguir valores de ISL inferiores a 0,25, saltando desde 0,2 m y a 0,75, saltando desde 0,5 m, debido al dolor experimentado por los sujetos en las extremidades inferiores y en la columna al intentar rigidizar la caída.

Los resultados indican que entre un 0.005% y un 75% de la energía mecánica total del cuerpo, fue disipada en forma pasiva por el sistema músculo-esquelético, mientras que el resto fue disipado en forma activa como trabajo muscular.

Los autores encontraron una fuerte correlación entre el índice de amortiguación de la caída (ISL) y los registros de fuerzas de reacción. A mayores valores de ISL se obtuvieron menores pendientes. Sin embargo, hallaron una gran diferencia en los valores de los coeficientes de regresión entre las dos altura estudiadas. Por otro lado, atribuyen el primer pico de impacto a fuerzas pasivas que actúan durante la fase inicial de la caída.

CONTENIDO DEL CAPÍTULO 3

3. MATERIAL Y MÉTODOS

| | |
|--|-----|
| 3.1. Estudio epidemiológico y de preferencias. | 97 |
| 3.1.1. Variables buscadas. | 97 |
| 3.1.2. Muestra analizada. | 98 |
| 3.1.3. Instrumento de medida utilizado. | 99 |
| 3.1.4. Proceso de recogida de los datos. | 99 |
| 3.1.5. Tratamiento de los datos. | 99 |
| 3.2. Estudio biomecánico. | 101 |
| 3.2.1. Variables buscadas. | 101 |
| 3.2.1.1. Variables cinemáticas durante la caída de un salto en plano horizontal. | 101 |
| 3.2.1.2. Variables cinéticas durante la caída de un salto. | 102 |
| 3.2.1.3. Variables cinemáticas durante la caída de un salto sobre una superficie irregular. | 103 |
| 3.2.1.4. Variables cinemáticas de rendimiento en el salto vertical. | 103 |
| 3.2.1.5. Variables cinemáticas de rendimiento en carrera con obstáculos. | 104 |
| 3.2.2. Muestra analizada (diseño de experiencias). | 104 |
| 3.2.2.1. Diseño de los prototipos de calzado. | 106 |
| 3.2.2.2. Estudio de la amortiguación de impactos en la caída de un salto. | 109 |
| 3.2.2.3. Ensayos cinemáticos-cinéticos en la caída de un salto. | 110 |
| 3.2.2.4. Ensayos cinemáticos de la caída de un salto sobre una superficie irregular. | 111 |
| 3.2.2.5. Ensayos de rendimiento en salto. | 112 |
| 3.2.2.6. Ensayos de rendimiento en carrera. | 112 |
| 3.2.3. Modelos utilizados. | 113 |

| | |
|---|-----|
| 3.2.3.1. Modelo de análisis cinético para el estudio de amortiguación de impactos. | 113 |
| 3.2.3.2. Modelo de análisis cinemático para el estudio de los movimientos del miembro inferior. | 114 |
| 3.2.4. Puesta a punto de las técnicas de medida (Descripción, aplicación y especificaciones). | 117 |
| 3.2.4.1. Adquisición de las variables cinemáticas de ángulos articulares. | 118 |
| 3.2.4.2. Adquisición de las variables cinéticas de fuerzas de reacción y aceleraciones de los segmentos corporales. | 120 |
| 3.2.4.3. Adquisición de las variables cinemáticas de rendimiento en salto vertical. | 124 |
| 3.2.4.4. Adquisición de las variables cinemáticas de rendimiento en carrera con obstáculos. | 125 |
| 3.2.5. Descripción de las experiencias. | 126 |
| 3.2.5.1. Ensayo de amortiguación de impactos durante la caída de un salto. | 126 |
| 3.2.5.2. Ensayo de control de movimientos durante la caída de un salto. | 129 |
| 3.2.5.3. Ensayo de rendimiento en salto vertical. | 131 |
| 3.2.5.4. Ensayo de rendimiento en carrera con obstáculos. | 132 |
| 3.2.6. Técnicas para el tratamiento de los datos biomecánicos. | 134 |
| 3.2.6.1. Tratamiento de los datos obtenidos del ensayo de amortiguación de impactos durante la caída de un salto. | 134 |
| 3.2.6.2. Tratamiento de los datos obtenidos del ensayo de control de movimientos durante la caída de un salto. | 136 |
| 3.2.6.3. Tratamiento de los datos obtenidos del ensayo de rendimiento en salto vertical. | 136 |
| 3.2.6.4. Tratamiento de los datos obtenidos del ensayo de rendimiento en carrera con obstáculos. | 136 |
| 3.3. Análisis conjunto de los resultados. | 137 |

3. MATERIAL Y MÉTODOS

A continuación se describen el material y el método empleado para la realización de cada uno de los dos grandes apartados experimentales de esta tesis, cuyos objetivos se citan a continuación:

- Estudio epidemiológico y de preferencias: con el objetivo de establecer las características epidemiológicas del baloncesto español y su relación con las características de los jugadores, y aportar datos sobre las preferencias de los jugadores respecto a su calzado.
- Estudio biomecánico: con el objetivo de determinar la influencia de un aumento en la sujeción del tobillo sobre la amortiguación de impactos, el control de los movimientos del retropié y el rendimiento deportivo.

El estudio biomecánico, parte central de esta tesis, puede, a su vez, dividirse en subapartados:

- Estudio cinemático y cinético de la caída de un salto sobre una superficie plana: con el fin de estudiar los impactos y aquellos movimientos asociados a la amortiguación de los mismos.
- Estudio cinemático de la caída de un salto sobre una superficie irregular: con el fin de estudiar los movimientos asociados a las lesiones de tobillo.
- Estudio del rendimiento en carrera y salto: con el fin de estudiar la posible disminución del rendimiento a causa del aumento en la sujeción, para la protección del tobillo.

3.1. ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO Y DE PREFERENCIAS

La información descrita en el estado del arte, en base a la revisión de la literatura relevante, permite establecer cuáles son las lesiones más frecuentes durante la práctica del baloncesto, su localización específica y los medios utilizados para su prevención. Sin embargo, estos resultados se refieren casi siempre a poblaciones de otros países y no ofrecen datos sobre los principales factores de riesgo de lesión. Un estudio específico de la población española, basado en una muestra de la Provincia de Valencia y abarcando diferentes aspectos relacionados con las lesiones deportivas, puede contribuir a enriquecer los datos existentes, estableciendo las características epidemiológicas del baloncesto español y aportando datos sobre los factores de riesgo de lesión. Por otra parte, combinando estos datos referentes a factores de riesgo de lesión (como la estatura, el peso, el sexo, la edad, etc.) con los referentes a preferencias respecto al calzado utilizado por los jugadores de baloncesto, se pueden aportar datos para mejorar el diseño del calzado, adaptándolo al subsector al que va dirigido, como así mismo para orientar a los jugadores de determinadas características personales a seleccionar su calzado idóneo. Con tal fin, se diseñó un estudio epidemiológico y de preferencias, enmarcado en una línea de investigación que desde 1987 desarrolla el Instituto de Biomecánica de Valencia, destinada a la obtención de criterios biomecánicos de diseño del calzado deportivo.

3.1.1. Variables buscadas

Mediante el estudio epidemiológico se pretendió medir una serie de variables que permitiesen describir a la población española que practica el baloncesto formalmente. Dichas variables contemplaron una serie de datos de distintas clases:

- Datos personales: sexo, edad, tipo de pie, peso y estatura.
- Datos técnicos: horas semanales de entrenamiento, nivel deportivo, puesto de juego y tipos de superficie de juego utilizadas.
- Datos sobre lesiones deportivas: localización de las lesiones, estructuras lesionadas y uso de elementos ortésicos.
- Datos sobre el calzado utilizado: criterios de selección, duración, zonas de

desgaste y deformación.

- Datos sobre otros complementos: pregunta abierta sobre los elementos que deberían mejorar sus prestaciones y los problemas relacionados con su uso.

3.1.2. Muestra analizada

Se obtuvo una muestra de la población de jugadores federados de la provincia de Valencia mediante la colaboración de la Federación Valenciana de Baloncesto. El total de jugadores federados durante la temporada 1992-1993 fue de 15745, por lo que se decidió repartir un total de 4000 hojas de entrevista, con la esperanza de recoger 1000. Con un total de 1000 entrevistas, el error muestral para el supuesto de una población normal y de variables binomiales y referido únicamente a las proporciones, E es igual a:

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

donde:

K : Constante del nivel de confianza.

p : Probabilidad de que ocurra un suceso.

$q = (1-p)$: Probabilidad de que no ocurra un suceso.

n : Tamaño de la muestra.

N : Tamaño de la población.

Para el caso más desfavorable, en que $p=0.5$, el error E tomaría los siguientes valores, en función del tamaño de la muestra:

| n | E |
|------|------|
| 500 | 4.4% |
| 800 | 3.4% |
| 1000 | 3.1% |
| 1200 | 2.8% |
| 1500 | 2.5% |

Tabla 1: Error asociado a diferentes números de entrevistas de la encuesta

Se consideró que un error del 3.1% sería aceptable, buscando un equilibrio entre un error relativamente pequeño y un número de entrevistas alcanzable.

3.1.3. Instrumento de medida utilizado

De acuerdo a las variables buscadas, se diseñó una hoja de entrevista simple, fácil de completar por los jugadores. Dicha encuesta fue diseñada y confeccionada en base a experiencias anteriores del grupo de Biomecánica Deportiva del IBV (ver anexo 7.1.).

3.1.4. Proceso de recogida de los datos

Se aprovechó el período inicial de la temporada para adjuntar las hojas de entrevista al sobre que recibe cada jugador con su ficha federativa, la cual debe rellenar al comienzo de cada temporada, facilitando de este modo su distribución entre los jugadores. Se obtuvieron un total de 1996 entrevistas.

3.1.5. Tratamiento de los datos

Las entrevistas se volcaron en bloques de 500, escogidas aleatoriamente, en una base de datos (DataBase III Plus). Con cada bloque de entrevistas se realizó un tratamiento descriptivo de los datos (con el programa Statgraphics v4.2), que permitió caracterizar a la población, obteniendo su distribución porcentual según los subapartados de "datos personales", "datos técnicos", "lesiones deportivas", "calzado deportivo" y "otros complementos". Dicho proceso se realizó incorporando bloques de 250 entrevistas a la muestra, escogidas también aleatoriamente, y comparando los resultados obtenidos al finalizar el procesado de cada bloque. Este proceso se continuó hasta comprobar que los resultados se habían estabilizado (detectando diferencias no mayores de un 1% en los resultados), completando un total de 1008 entrevistas procesadas.

El tratamiento estadístico realizado al total de entrevistas procesadas incluyó:

- Estudio descriptivo de cada variable, obteniendo:
 - Tipo de distribución de los datos.
 - Frecuencia relativa de cada nivel de las variables discretas.
 - Media, mediana, moda y desviación típica de las variables numéricas.

- Estudio de los efectos cruzados entre las variables, obteniendo:
 - Matización de los resultados descriptivos a través de los efectos cruzados de otras variables. Se utilizaron técnicas de tabulación cruzada y Chi cuadrado, fijando un nivel de significación estadística del 95% ($\alpha = 0.05$) y el coeficiente de significación corregido para grandes muestras de “Mantel y Haenszel”.

3.2. ESTUDIO BIOMECÁNICO

La importancia que adquieren los datos de tipo epidemiológico, especialmente los relacionados con el calzado deportivo y las superficies de juego, respaldan y justifican el estudio del calzado desde una perspectiva biomecánica. De este modo, el estudio biomecánico se convierte en la parte central de esta tesis.

3.2.1. Variables buscadas

De acuerdo con los objetivos planteados para el estudio, se determinaron las variables que debían ser medidas. Estas variables son descritas a continuación:

3.2.1.1. Variables cinemáticas durante la caída de un salto en plano horizontal

De acuerdo a la literatura, puede afirmarse que las articulaciones del pie, del tobillo y de la rodilla cumplen un papel muy importante en la amortiguación de los impactos producidos durante la caída de un salto. Además, la utilización de elementos que aumenten la sujeción del tobillo, dirigida a limitar el exceso en movimientos, como la inversión del pie, puede traer aparejada una limitación no deseada en otros movimientos, como la flexo-extensión, disminuyendo la capacidad de amortiguación del tobillo.

La elección de las variables cinemáticas debe involucrar, por un lado, a aquéllas relacionadas con el movimiento de inversión-eversión del retropié, por ser el movimiento que quiere limitarse cuando se protege al tobillo con mayor sujeción, y, por otro lado, a aquéllas relacionadas con los mecanismos naturales de amortiguación de los impactos, como la flexo-extensión del tobillo y de la rodilla.

Para el estudio cinemático de la caída tras un salto sobre una superficie plana horizontal se midieron las siguientes variables:

- Ángulo de flexión de la rodilla.
- Ángulo de flexión dorsal del tobillo.
- Ángulo de inversión del retropié.

3.2.1.2. Variables cinéticas durante la caída de un salto

Durante actividades como la marcha, la carrera y el salto, el contacto de los pies contra el suelo genera fuerzas de impacto que se transmiten a través del sistema músculo-esquelético hacia la cabeza. Esta transmisión de impactos a lo largo del cuerpo humano, que se relaciona con lesiones de tipo articular del miembro inferior y con el dolor lumbar (ver estado del arte), puede estudiarse midiendo la vibración de los segmentos óseos utilizando acelerómetros. La medición simultánea de las fuerzas de reacción del suelo y de las aceleraciones sufridas por los segmentos corporales permite medir las fuerzas de impacto generadas así como su transmisión, permitiendo además el estudio de la amortiguación de dichos impactos a partir de los coeficientes obtenidos al relacionar ambas magnitudes.

En el caso de la caída de un salto vertical, el patrón de caída típico debería obtener un registro de fuerzas de reacción de doble impacto, compuesto de un primer impacto, correspondiente al contacto del antepié con el suelo, y de un segundo impacto, correspondiente al contacto del talón. Respecto a la transmisión de estos impactos a lo largo del cuerpo, se esperaba encontrar también un patrón doble en segmentos corporales intermedios (tibia) y finales (cabeza) del cuerpo.

El criterio de protección, respecto a los impactos que afectan al cuerpo, en general busca niveles de impacto menores y tiempos mayores, como resultado de una interacción adecuada del calzado o de los materiales sobre el sujeto.

Para el estudio cinético de la caída tras un salto vertical, se buscó obtener las siguientes variables:

- Fuerzas de reacción del suelo.
- Aceleración medida en la tibia.
- Aceleración medida en la cabeza.

Además, se consideró necesario obtener una serie de variables, calculadas en base a las



anteriores, para analizar la transmisión de las fuerzas de impacto a través del cuerpo:

- Coeficiente de transmisión de las fuerzas de impacto a la tibia.
- Coeficiente de transmisión de las fuerzas de impacto a la cabeza.
- Coeficiente de transmisión de las aceleraciones de la tibia a la cabeza.

3.2.1.3. Variables cinemáticas durante la caída de un salto sobre una superficie irregular

Esta parte del estudio pretendió analizar los niveles de eversión-inversión del tobillo obtenidos al caer tras un salto sobre una superficie irregular. Para ello la variable analizada fue:

- Ángulo de flexión de rodilla.
- Ángulo de flexión dorsal del tobillo.
- Ángulo de inversión del retropié.

3.2.1.4. Variables cinemáticas de rendimiento en el salto vertical

Un aumento en la sujeción del tobillo, con el propósito de limitar el rango de supinación y disminuir el riesgo de sufrir esguinces, puede influir negativamente en el rendimiento del salto vertical, debido a una limitación en el rango de los movimientos. Para verificar esta hipótesis, la variable a medir deberá poder discriminar entre los rendimientos obtenidos con diferentes niveles de sujeción:

- Altura del salto vertical.

3.2.1.5. Variables cinemáticas de rendimiento en carrera con obstáculos

El rendimiento en la carrera de obstáculos puede ser afectado con un aumento en la sujeción del tobillo. Esta sujeción puede disminuir la libertad de movimiento articular y, de este modo, influir negativamente sobre el rendimiento. La variable buscada debe mostrar el efecto de la sujeción sobre dicho rendimiento:

- Tiempo en completar un circuito de obstáculos a la carrera.

3.2.2. Muestra analizada (diseño de experiencias)

De acuerdo a los objetivos de la tesis y determinadas las variables a buscar, se procedió a realizar el diseño experimental. En primer lugar, se determinó qué elementos del calzado estudiar, eligiendo entre los utilizados por la industria del calzado y los referidos en la bibliografía. A continuación se decidió sobre el diseño experimental óptimo para estudiar el efecto de dichos elementos sobre las variables en estudio.

El diseño experimental idóneo para estudiar los efectos de diferentes factores sobre determinadas variables es el diseño de tipo factorial. Un experimento factorial permite incluir a todos los factores simultáneamente en un único experimento, mientras que, de otro modo, debería realizarse un experimento para cada factor por separado. Este método significa un ahorro considerable de tiempo y de material dedicado a los experimentos y se apoya en que:

- Cuando los factores son independientes, todos los efectos simples de un factor son iguales a su efecto principal, bastando con este último para describir completamente las consecuencias de las variaciones en el factor.
- En un experimento factorial cada efecto principal se estima con la misma precisión que si todo el experimento se hubiese dedicado a ese solo factor.
- Dos experimentos de factor único, necesarios para llevar a cabo experimentos por separado para cada factor, requerirían una muestra del doble de elementos.

Cuando los factores que se van a investigar son numerosos, la principal desventaja de los experimentos factoriales es su tamaño y complejidad. Sin embargo, en este caso su eficiencia es mayor.

En los estudios con sujetos y con varios factores a estudiar, frecuentemente se recurre a un diseño experimental por bloques, en donde cada sujeto (cada bloque) prueba todos o muchos de los tratamientos (factores). De este modo se obtiene un mayor número de datos y se puede, además, eliminar la variabilidad propia entre los sujetos al considerarlos como otro factor.

En el diseño por bloques, se contemplan dos clases de efectos:

- los debidos a las diferencias entre tratamientos, el mayor interés del experimentador,
- los debidos a las diferencias entre bloques, cuya contribución se desea eliminar.

Las ventajas de la experimentación por bloques son que cada sujeto (bloque) realiza un número menor de pruebas, pudiendo concentrar el tiempo dedicado a los ensayos y afectando menos a cada sujeto. Otra ventaja estriba en la posibilidad de generalizar los resultados, de acuerdo a la representatividad y al número de sujetos empleados.

El método de análisis estadístico utilizado fue elegido en concordancia con el diseño experimental. El análisis de la varianza es una técnica muy potente para detectar diferencias entre medias de las observaciones correspondientes a distintos niveles de los diferentes factores. Sin embargo debe tenerse en cuenta que este procedimiento es una aplicación del modelo de regresión lineal y que éste está basado en una serie de hipótesis que deben verificarse para que los resultados sean válidos. Estas condiciones previas son las siguientes:

- Las variables implicadas son continuas, es decir, las observaciones se representan por números reales.
- Se trata de una relación lineal, por lo que la posible relación entre las variables adopta la forma de una línea recta.

- La distribución de residuos alrededor de la recta de regresión debe ser normal, con media cero en cada valor de x .
- La distribución de residuos alrededor de la recta debe ser homocedástica.
- Los residuos deben ser independientes, es decir, no deberá existir autocorrelación.

3.2.2.1. Diseño de los prototipos de calzado

De este modo, de acuerdo al diseño experimental y al tratamiento estadístico a utilizar, se procedió al diseño y la construcción de una serie de prototipos de calzado para baloncesto con la inclusión de determinados elementos en su material de corte e incluso alguna modificación en su entresuela. Los prototipos fueron construidos y diseñados especialmente y fuera de línea de fabricación por la empresa J'Hayber, debido a que la distribución de los elementos entre los prototipos se adaptó a un diseño factorial que se explicará más adelante.

A continuación se describen los distintos elementos que fueron incluidos en el estudio:

Altura de la caña.

Como muchos elementos de los empleados en el diseño del calzado deportivo, la construcción de zapatillas con la caña alta proviene del ámbito del calzado ortopédico. Los calzados ortopédicos en forma de bota han sido ampliamente empleados como tratamiento corrector en una serie de patologías del pie y del tobillo. Durante los últimos años ha perdido vigencia este tipo de tratamientos pero, no obstante, se ha mantenido su uso en calzados deportivos destinados a deportes que exigen movimientos bruscos o repetitivos de tobillo. Su función sería la limitación del grado y la velocidad de los movimientos del tobillo por medio de la prolongación del corte a nivel de la caña por encima de la articulación del tobillo.



Figura 14: Esquema de una zapatilla de caña alta (izquierda) y de una zapatilla de caña baja (derecha).

Contrafuerte.

Es un elemento del material de corte que se ubica en la parte trasera del calzado envolviendo el área del talón. Se suele construir con materiales más rígidos que el corte para que sirva de refuerzo y evite la deformación del calzado. Como en el caso de la caña alta, los contrafuertes se han empleado para intentar corregir las desviaciones patológicas del retropié en el calzado ortopédico. En el calzado para carrera urbana son comúnmente aceptados porque se ha comprobado que limitan la pronación. Para nuestro estudio se han diseñado contrafuertes más elevados que los empleados habitualmente, sin que lleguen a tocar en las prominencias de los tobillos cuando el pie alcanza los últimos grados de movimiento.



Figura 15: Esquema de dos zapatillas con contrafuerte.

Sistema de control de movimientos del retropié.

Con el fin de limitar el movimiento de supinación del retropié se ha diseñado un sistema de tirantes de refuerzo que van añadidos al material de corte. Este sistema consta de una fijación en forma de anillo a nivel del tobillo, otra fijación similar alrededor del retropié y dos tirantes, uno vertical que sujeta el anillo del tobillo al piso de la zapatilla y uno oblicuo que sujeta ambos anillos. Este complejo sistema sigue la orientación de los ligamentos del tobillo y su función es colaborar con ellos en el momento en que se produce una supinación forzada. Su inclusión está limitada a las zapatillas de caña alta.



Figura 16: Esquema de una zapatilla con control del retropié por tirantes.

Vaciado de la entresuela a nivel del mediopié.

Con la eliminación de material de la entresuela en la parte media de la zapatilla se persigue flexibilizarla longitudinalmente, como forma de contrarrestar los efectos de los elementos que se incorporan para controlar los movimientos, que aumentan la rigidez del calzado. Este sistema de vaciado tiene por objeto aumentar la independencia de movimientos entre la parte delantera y la parte trasera del pie.



Figura 17: Esquema de dos zapatillas con vaciado en la entresuela.

Con los elementos descritos y de acuerdo a un diseño de tipo factorial, se construyeron doce prototipos diferentes de zapatillas, obteniendo:

- 8 zapatillas de caña alta y 4 de caña baja.
- 6 zapatillas con contrafuerte estabilizador y 6 sin contrafuerte estabilizador.
- 6 zapatillas con vaciado para flexibilizar la entresuela y 6 sin vaciado.
- 4 zapatillas de caña alta con sistema de tirantes y 4 sin tirantes.



Figura 18: Los doce prototipos de zapatillas del estudio.

En la siguiente tabla se resumen los elementos incluidos en cada modelo de zapatilla de acuerdo al diseño factorial empleado.

| Zapatilla N° | Altura de la caña | Contrafuerte estabilizador | Vaciado en la entresuela | Tirantes de control del retropié |
|--------------|-------------------|----------------------------|--------------------------|----------------------------------|
| 1 | Alta | Si | Si | Si |
| 2 | Alta | Si | Si | No |
| 3 | Alta | No | Si | Si |
| 4 | Alta | No | Si | No |
| 5 | Alta | Si | No | Si |
| 6 | Alta | Si | No | No |
| 7 | Alta | No | No | Si |
| 8 | Alta | No | No | No |
| 9 | Baja | Si | Si | No |
| 10 | Baja | No | Si | No |
| 11 | Baja | Si | No | No |
| 12 | Baja | No | No | No |

Tabla 2: Diseño factorial de los prototipos de zapatillas.

A continuación se describe el diseño llevado a cabo con cada una de las partes del estudio:

3.2.2.2. Estudio de la amortiguación de impactos en la caída de un salto

Los ensayos de amortiguación durante la caída de un salto se llevó a cabo contando con:

- 5 sujetos.
- 3 condiciones de calzado: La zapatilla de menor sujeción (número 12), de caña baja y sin contrafuertes, la de mayor sujeción (número 5), de caña alta con contrafuertes y tirantes, y la condición de descalzo. De este modo se comparan las condiciones extremas de sujeción y se toma la condición de descalzo como referencia natural o neutra.

- 9 saltos para cada sujeto y con cada condición de calzado. Se realizaron en orden randomizado, aunque los saltos sin calzado se hicieron al final para evitar los efectos de acomodación citados en la bibliografía.

Este diseño experimental aportó un total de 45 observaciones por cada nivel del factor calzado, resultando en un diseño equilibrado con un total de 135 observaciones.

En este caso, el análisis de la varianza se llevó a cabo estudiando las variables dependientes descritas anteriormente (en el punto 3.2.1.2), considerando los factores sujeto y tipo de calzado (con tres niveles) y las interacciones entre ellos.

3.2.2.3. Ensayos cinemáticos-cinéticos en la caída de un salto

El estudio cinemático-cinético de la caída de un salto se llevó a cabo contando con:

- 3 sujetos.
- 3 condiciones de calzado: Al igual que en el ensayo de impactos, se tomaron la zapatilla de menor sujeción (número 12), de caña baja y sin contrafuertes, la de mayor sujeción (número 5), de caña alta con contrafuertes y tirantes, y la condición de descalzo. De este modo es posible comparar las condiciones extremas de sujeción y se toma la condición de descalzo como referencia natural o neutra.
- 5 saltos para cada sujeto y con cada condición de calzado. Se realizaron en orden randomizado aunque los saltos sin calzado se hicieron al final para evitar los efectos de acomodación citados en la bibliografía.

Este diseño factorial aporta un total de 15 observaciones por cada nivel del factor calzado y un total de 45 observaciones.

En este estudio el análisis de la varianza se llevó a cabo estudiando las variables dependientes descritas anteriormente (en el punto 3.2.1.1), considerando los factores sujeto y tipo de calzado (con tres niveles) y las interacciones entre ellos.

3.2.2.4. Ensayos cinemáticos de la caída de un salto sobre una superficie irregular

Debido a que el sistema de control del retropié por tirantes sólo fue posible incluirlo en las zapatillas de caña alta, el estudio se dividió en dos partes para ser tratado estadísticamente como dos diseños factoriales equilibrados y llevar a cabo un análisis de varianza de las variables cinemáticas según los factores de interés. De este modo el estudio completo incluyó los dos siguientes sub-estudios:

- Estudio con las 8 zapatillas de caña alta (modelos números 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, y 8), que se realizó con:

- 3 sujetos.
- 3 repeticiones por cada sujeto y por cada zapatilla.

Para esta parte del ensayo el análisis de la varianza se llevó a cabo estudiando las variables dependientes descritas, considerando los factores sujeto, tirantes (con sus dos niveles: si o no), vaciado (con sus dos niveles: si o no), contrafuerte (con sus dos niveles: si o no) y las interacciones entre ellos. De este modo se obtuvieron 36 observaciones para cada uno de los niveles de los factores.

- Estudio con las 8 zapatillas sin tirantes (modelos números 2, 4, 6, 8, 9, 10, 11 y 12), que se realizó con:

- 3 sujetos.
- 3 repeticiones por cada sujeto y por cada zapatilla.

El análisis de la varianza se llevó a cabo estudiando las variables dependientes descritas (en el punto 3.2.1.3), considerando los factores sujeto, altura de la caña (con sus dos niveles: alta o baja), vaciado (con sus dos niveles: si o no), contrafuerte (con sus dos niveles: si o no) y las interacciones entre ellos. Finalmente, se obtuvieron 36 observaciones para cada uno de los dos niveles de los tres factores a estudiar.

3.2.2.5. Ensayos de rendimiento en salto

El diseño experimental para estos ensayos fue el siguiente:

- 3 sujetos.
- 2 zapatillas diferentes, la de menor sujeción (número 12), de caña baja y sin contrafuertes, y la de mayor sujeción (número 5), de caña alta, con contrafuertes y tirantes.
- Cada sujeto realizó 9 saltos con cada condición de calzado.
- Se obtuvieron un total de 27 observaciones para cada nivel del factor calzado.

El número de observaciones se estableció de acuerdo a la potencia de test obtenida una vez tratados los datos.

El análisis de la varianza se llevó a cabo estudiando las variables dependientes descritas, considerando los factores sujeto y zapatilla (prototipo nº 5 o prototipo nº 12) y sus interacciones. Finalmente, se obtuvieron 27 observaciones para cada uno de los niveles del factor zapatilla.

3.2.2.6. Ensayos de rendimiento en carrera

El diseño experimental para este ensayo fue el siguiente:

- 8 sujetos.
- 2 zapatillas diferentes, la de menor sujeción (número 12), de caña baja y sin contrafuertes, y la de mayor sujeción (número 5), de caña alta, con contrafuertes y tirantes.
- 8 carreras por cada condición de calzado.
- Se obtuvieron un total de 32 observaciones por cada nivel del factor calzado.

El análisis de la varianza se llevó a cabo estudiando las variables dependientes descritas, considerando los factores sujeto y zapatilla (prototipo nº 5 o prototipo nº 12) y sus interacciones. Finalmente, se obtuvieron 32 observaciones para cada uno de los niveles del factor zapatilla.

3.2.3. Modelos utilizados

3.2.3.1. Modelo de análisis cinético para el estudio de amortiguación de impactos

Durante el aterrizaje de un salto vertical, se generan grandes fuerzas que crecen rápidamente. Estas fuerzas son denominadas "cargas de impacto" (impact loads) y en el caso particular del aterrizaje de un salto, pueden alcanzar valores de más de nueve veces el peso corporal (Mc Clay et al., 1994(a)). Las cargas pueden clasificarse como "cargas activas" (active loads) o "no impactantes", cuando el sujeto puede disiparlas gracias a su acción muscular, y como "cargas pasivas" (passive loads), cuando le es imposible controlarlas voluntariamente bajo su acción muscular.

La "absorción de impactos" (shock absorption) puede definirse como la reducción de las cargas de impacto, mientras que la "transmisión de los impactos" hace referencia a la propagación de los impactos a través de, por ejemplo, el cuerpo de un sujeto. Durante el aterrizaje de un salto, las articulaciones del tobillo y de la rodilla constituyen un buen ejemplo de mecanismos de absorción de impactos a través de la acción muscular.

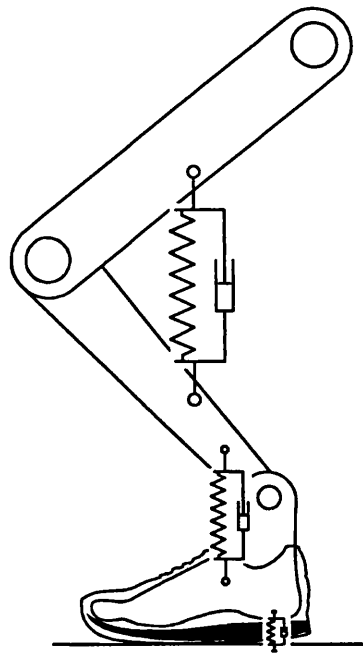


Figura 19: Modelo del miembro inferior compuesto de sistemas muelle-amortiguador en el calzado, el tobillo y la rodilla.

Para estudiar los impactos que llegan al cuerpo humano durante la caída de un salto, éste puede modelarse como un sistema mecánico. Las fuerzas de impacto durante el aterrizaje, generadas por el contacto de los pies con el suelo, pueden ser consideradas como una entrada (input) al sistema que genera una onda de impacto que se transmite a través del sistema músculo-esquelético en dirección hacia la cabeza.

De este modo, en los ensayos destinados a estudiar la absorción de impactos con sujetos y de acuerdo al citado modelo, pueden medirse dos tipos de variables que se corresponden a entradas y salidas del sistema mecánico. Estas son las fuerzas de reacción del suelo, medibles con plataformas dinamométricas (Hennig y Lafortune, 1991; Hennig et al., 1993), y la aceleración de ciertas partes del cuerpo, medible con acelerómetros fijados a los segmentos corporales (Light et al., 1980; Hennig y Lafortune, 1991, Voloshin y Wosk, 1981; Shorten y Winslow, 1992). Además, puede calcularse un tercer tipo de variables a partir de las anteriores, definidas como "coeficientes de transmisión" de las fuerzas de reacción del suelo hacia el resto del cuerpo.

3.2.3.2. Modelo de análisis cinemático para el estudio de los movimientos del miembro inferior

El diseño del modelo de análisis cinemático se realizó buscando la simplificación del cuerpo humano que permitiese la cuantificación de las variables buscadas.

La precisión en la predicción de los modelos depende en gran medida de la precisión de recogida de los datos y de la determinación de la posición y la orientación de los segmentos corporales en el espacio durante su función, siendo esta última una de las variables más críticas. Para el presente estudio, se recogió el modelo sugerido por Soutas-Little (Soutas-Little et al., 1987 (a)) y finalmente propuesto por el ISB (International Society of Biomechanics) en 1995, modelo para estudiar el complejo del tobillo humano compuesto de dos segmentos (pie y pierna) pero que admite la inclusión de un tercer segmento contiguo (el muslo).

El origen del modelo puede remontarse a un modelo basado en los ángulos de Euler (Goldstein, 1960), destinado a medir las rotaciones en el espacio de un cuerpo rígido en relación a otro, utilizando dos sistemas de coordenadas, uno de ellos solidario al segmento (móvil) y el otro al laboratorio (inercial). Este modelo fue revisado por Grood y Suntay (1983), quienes aplicaron un procedimiento similar para estudiar el movimiento de la articulación de la rodilla, desarrollando un "sistema de coordenadas articulares" (Joint Coordinate System) en el cual todas las rotaciones entre dos segmentos corporales tienen un sentido anatómico-funcional y son secuencialmente independientes. Este sistema de coordenadas requiere establecer un sistema de coordenada local en cada segmento. En general, no es un sistema de coordenadas ortogonal pero no presenta problemas de análisis.

Aplicando un modelo de "sistema de coordenadas articulares" al análisis de los datos obtenidos por técnicas cinemáticas tridimensionales se puede analizar el movimiento articular alrededor de tres ejes, obteniendo rotaciones aproximadas a las normalmente definidas en el caso de la articulación del tobillo, como flexo-extensión, inversión-eversión y rotación interna-externa del pie, y, en el caso de la rodilla, flexo-extensión, varo-valgo y rotación interna-externa de la tibia.

La definición de los sistemas de coordenadas ligados a los segmentos incluye la hipótesis de que estos son rígidos y, a efectos prácticos, deben reunir los siguientes requerimientos (Capozzo, et al., 1995):

- Su determinación a partir de datos experimentales debe ser repetible tanto inter-como intra-individualmente.
- Deberían incorporar o permitir la determinación de ejes apropiados, sobre los cuales puedan definirse tanto las rotaciones como las traslaciones (ejes articulares).
- Deberían permitir la localización de los centros de masa y de los ejes principales de inercia de los segmentos para la implementación de técnicas de análisis dinámico.

Un sistema de coordenadas ligado a un segmento corporal (bone-embedded frame) que cumpla los citados requerimientos puede denominarse "anatómico" (anatomical frame).

Las técnicas de fotogrametría tridimensional necesitan puntos o marcadores que, una vez digitalizados, puedan ser utilizados para determinar la posición de los segmentos. Al experimentar con sujetos y descartando las técnicas invasivas, la única posibilidad que cabe es utilizar marcadores externos, adheridos o pintados sobre la piel. Estos marcadores deben ser seleccionados de acuerdo a los siguientes requerimientos (Capozzo, et al., 1995):

- Ser registrados desde todas las cámaras (2 en este caso).
- La distancia entre marcadores asociados a un mismo segmento corporal deberá ser lo mayor posible, para minimizar el error al reconstruir la orientación espacial de los segmentos.
- El movimiento relativo entre los marcadores y el hueso o punto anatómico que demarca deberá ser mínimo.
- El montaje de los marcadores sobre los sujetos deberá ser rápido y fácil de realizar.
- Debería ser posible colocar los marcadores, incluso con presencia de ortesis, prótesis o fijadores externos para fracturas.

De este modo, se diseñó un modelo de análisis cinemático basado en el de Soutas-Little (1987 (a)), de uso aceptado y difundido por los investigadores del área de la biomecánica del calzado, que incluyó tres segmentos rígidos, el muslo, la pierna y el pie, delimitados por tres puntos anatómicos cada uno:

1. Segmento muslo: delimitado por el punto más prominente y externo del trocánter mayor (M1) y dos puntos equidistantes del cóndilo femoral y a su mismo nivel, uno posterior (M2) y otro anterior (M3).
2. Segmento pierna: delimitado por dos puntos al nivel de la cabeza del peroné y equidistantes del mismo, uno posterior (M4) y otro anterior (M5), y un tercero en la parte más prominente y externa del maléolo externo (M6).
3. Segmento pie: formado por tres marcadores adheridos al calzado y delimitado por un primer punto en el centro del talón, a nivel de la inserción del tendón de Aquiles (M7), un segundo punto en el centro del talón, debajo del anterior y a la altura de la planta del talón (M8), y el tercero, fijado en la entresuela de la zapatilla, debajo de la situación del maléolo externo (M9).

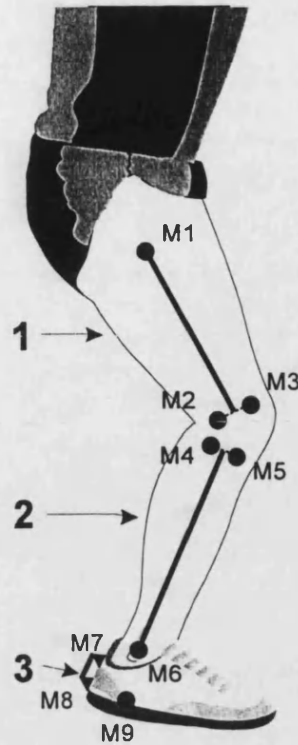


Figura 20: Modelo del cuerpo humano de nueve marcadores externos (M) que definen tres sólidos (1, 2 y 3).

De este modo, un total de 9 marcadores externos, 6 sobre la piel y 3 sobre el calzado, determinaron un modelo de tres sólidos rígidos articulados, el muslo, la pierna y el pie. Este modelo, detallado en el anexo “7.2.”, fue utilizado para el cálculo de las siguientes variables:

- Ángulo de flexo-extensión de rodilla.
- Ángulo de flexo-extensión del tobillo.
- Ángulo de eversión-inversión del retropié.

3.2.4. Puesta a punto de las técnicas de medida (descripción, aplicación y especificaciones)

Teniendo en cuenta las variables buscadas, los modelos contemplados y a las posibilidades materiales de disposición de equipamiento, se procedió a la puesta a punto de las técnicas de medida idóneas. A continuación se describe el instrumental utilizado para obtener cada tipo de variables.

3.2.4.1. Adquisición de las variables cinemáticas de ángulos articulares

De acuerdo a la particularidad de las variables cinemáticas que se estudiaron, que suponen cambios rápidos en las posiciones relativas de los segmentos corporales, por ejemplo la inversión-eversión brusca del tobillo que se produce durante la caída, se hizo necesario recurrir a filmaciones con cámaras de alta velocidad, con el fin de no perder información relevante sobre dichas variables. La velocidades de filmación utilizadas en este tipo de estudios oscilan entre los 100 y los 150 fotogramas por segundo.

Al decidir sobre la dimensionalidad de la técnica fotogramétrica a utilizar (bidimensional o tridimensional), se tuvo en cuenta que las variables seleccionadas describen movimientos que ocurren en diferentes planos; la flexoextensión de rodilla, por ejemplo, podría estudiarse proyectada sobre un plano sagital, mientras la eversión-inversión del retropié sobre un plano frontal. Este primer análisis evidencia la necesidad de filmar desde varios planos distintos. Sin embargo, la realización de un estudio plano de cada movimiento supondría aceptar que los movimientos ocurren exactamente sobre un plano paralelo al de filmación y asociar un error no cuantificable.

Teniendo en cuenta las consideraciones anteriores, el sistema de fotogrametría utilizado resultó ser tridimensional, integrado por dos cámaras de cine de alta velocidad sincronizadas y un equipamiento adecuado a ese tipo de análisis cinemático 3D.

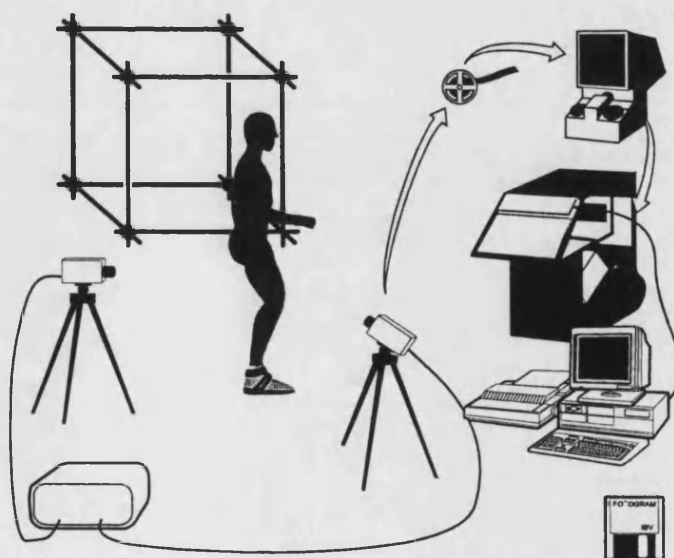


Figura 21: Esquema del proceso de análisis cinemático tridimensional del movimiento, con un equipo "Fotogrametría.cine.3D-IBV".

De este modo se recurrió a la utilización de:

- Dos cámaras cinematográficas de alta velocidad:
 - Marca y modelo: Photo-Sonics, 1PL.
 - Sistema de arrastre: Intermitente, "Pin-registration system".
 - Película: 16 milímetros con doble perforación.
 - Frecuencia de filmación: Entre 10 y 500 fotogramas por segundo. Precisión $\pm 2\%$ ó ± 2 fotogramas (lo que sea mayor).
 - Obturador: Circular de apertura variable de 7.5° a 160° .
 - Sincronización electrónica del obturador de ambas cámaras.
 - Base de tiempos común en ambas cámaras mediante LEDs impresos en el lateral de la película, a 10, 100 ó 1000 Hz.
 - LED de evento para sincronización, simultáneo en ambas cámaras.
 - Almacenado de película: 400 pies, aproximadamente 120 metros.
 - Ópticas: 17mm, 24mm, 28-70mm y 70-210mm.
 - Trípodes.

- Sistema de fotogrametría tridimensional de cine:
 - Para la digitalización de las imágenes se utilizó una mesa de digitalización diseñada por el IBV que contiene un analizador-proyector, una serie de espejos, la superficie translúcida de proyección y un digitalizador de ultrasonidos conectado al ordenador por interfase serie. En el ordenador se utilizan los programas que permiten la digitalización de los marcadores, el cálculo de las coordenadas reales, así como la salida de resultados que incluye gráficas temporales y espaciales de las variables cinemáticas de los marcadores del modelo y del centro de gravedad, animaciones y fotoseriaciones del movimiento.
 - Dimensiones mesa digitalización: 700 x 1.280 x 1.400 mm.
 - Superficie útil: 600 x 390 mm.
 - Salida de resultados: gráficas variables cinemáticas en función del tiempo o combinadas, gráficas 3D, animación, fotoseriación, tablas Numéricas y ficheros ASCII.

- **Proyector analizador:**
 - Marca y modelo: NAC, DF-16C.
 - Película: 16 mm, monocromo o color con perforaciones en uno o ambos laterales.
 - Distancia focal: 50 mm.
 - Lente: 1:1.8.
 - Modo de proyección de la película: En avance, retroceso y detenida.

- **Digitalizador sónico:**
 - Marca y modelo: SAC, GP-7 GRAFBAR MARK II.
 - Fuente de sonido: Cursor emisor de ultrasonidos.
 - Resolución: 0,1 mm.
 - Área activa: 660 mm x 508 mm.
 - Interface en serie: RS-232-C, entre 110 y 19200 Baudios.
 - Frecuencia de digitalización: 35 puntos por segundo a 19200 Baudios.

- **Software utilizado para la digitalización de las imágenes:**
 - Aplicación Fotogrametría-IBV versión 6.0 para Windows.

- **Software utilizado para la obtención de parámetros:**
 - Aplicación desarrollada en Matlab para Windows.

- **Software utilizado para el tratamiento estadístico de los datos:**
 - Programa StatGraphics versión 4.2 para DOS.

3.2.4.2. Adquisición de las variables cinéticas de fuerzas de reacción y aceleraciones de los segmentos corporales

Se recurrió a la utilización de:

- Plataforma dinamométrica Dinascan-IBV:

La plataforma DINASCAN-IBV se basa en el empleo de cuatro transductores extensométricos, cuyo buen comportamiento a frecuencias bajas y alta linealidad los hace particularmente indicados para el estudio de movimientos humanos. Cada captador contiene un puente de Wheatstone, sensible a acciones verticales, y otro sensible a las acciones horizontales, estando ambos compensados térmicamente. El sistema incluye una unidad electrónica de alimentación, multiplexión y amplificación. Finalmente, dispone de una tarjeta de adquisición de datos, instalada en un ordenador personal, cuya función consiste en digitalizar las señales analógicas procedentes de la plataforma, de forma que puedan ser leídas y almacenadas en la memoria o disco del ordenador para su posterior tratamiento. Cuando un individuo incide sobre una plataforma dinamométrica, la fuerza ejercida por el pie sobre la misma se reparte entre los cuatro captadores, que generan las correspondientes señales electrónicas en función de la carga asumida por cada uno de ellos. A partir de las ecuaciones de equilibrio estático de la placa superior de la plataforma, se realiza el cálculo de las tres componentes de la fuerza de reacción, las coordenadas del centro de presión vertical y el momento torsor sobre la plataforma.

-Dimensiones:

Superficie activa: 600 x 370 mm.

Altura: 100 mm.

Peso: 25 Kg.

-Rangos de medida:

Fuerza mínima vertical aconsejable: 250 N.

Fuerza máxima vertical: 15000 N.

Fuerza lateral máxima: 7500 N.

Error máximo para la fuerza: 2%.

Error máximo para el punto de aplicación: 2 mm.

Frecuencia natural de vibración de la placa superior: > 400 Hz.

Sensibilidad cruzada: Nula, por desacoplamiento mecánico.

Frecuencia máxima de muestreo: 1000 Hz.

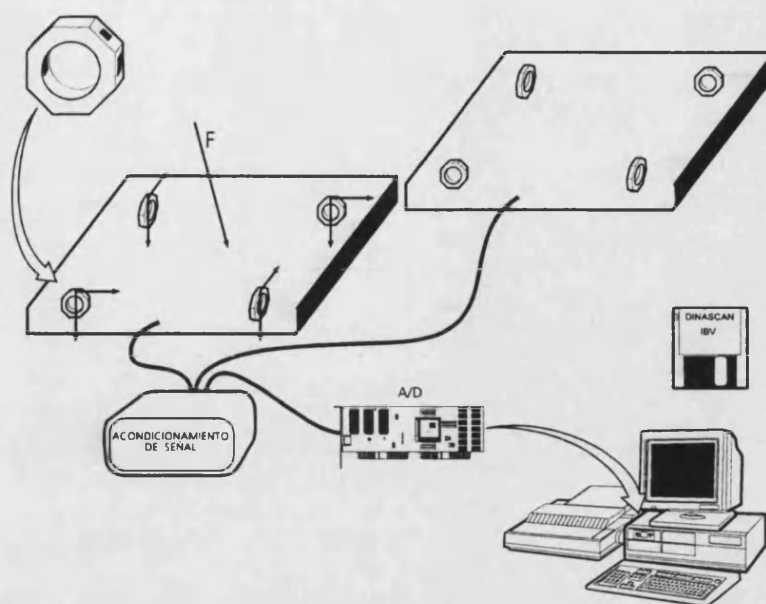


Figura 22: Esquema de dos plataformas dinámicas "Dinascan-IBV".

- Software para la adquisición de las señales de dinamometría:

La adquisición de las señales de dinamometría se realizó mediante la aplicación "Dinascan-IBV" para DOS.

- Software para el tratamiento de las señales de dinamometría:

El tratamiento de las señales de dinamometría, para la obtención de los parámetros buscados, se realizó en una aplicación de LABWIN para DOS. Esta aplicación se desarrolló para estudiar las variables de fuerzas de reacción seleccionadas y almacenar los parámetros analizados de sus curvas $f(t)$.

- Acelerómetros:

Las especificaciones de los acelerómetros piezorresistivos empleados son las siguientes:

- Marca y modelo: ICSSENSORS, 3031
- Rango: 20 g.
- Frecuencia de resonancia: 1200 Hz.
- Sensibilidad: 2.1 mV/g.

-Peso: 0.3 gramos.

-Los acelerómetros se fijaron a un soporte de aluminio, alcanzando el conjunto un peso inferior a los 2.5 gramos.

- Equipo de telemetría:

Las señales generadas por los acelerómetros llegaron a un ordenador personal, para su almacenamiento a través de un sistema de telemetría con las siguientes características:

-Marca y modelo: John + Reilhofer, Miniature-PCM-System.

-Número de canales: 8, de acuerdo a DIN 66224.

-Compuesto de una mochila con tres pequeñas cajas que incluyen el sistema emisor completo.

- Tarjeta de adquisición de datos para las señales de acelerometría:

El equipo de telemetría se conectó a un ordenador personal a través de una tarjeta de adquisición de datos de las siguientes características:

-Marca y modelo: CIO AD 16 jr.

-8 canales DIFF.

-16 canales "single ended".

- Software para la adquisición de las señales de acelerometría:

Se utilizó un programa de adquisición de datos en lenguaje "C" desarrollado específicamente que permitió además disparar la adquisición por un cambio en el nivel digital de una señal externa utilizada para sincronizar el inicio de medición con el de la plataforma dinamométrica.

- Software para el tratamiento de las señales de acelerometría:

El tratamiento de las señales de dinamometría, para la obtención de los parámetros buscados, se realizó en una aplicación de LABWIN para DOS. Esta aplicación se desarrolló para estudiar las variables de aceleración en tibia y en cabeza seleccionadas y almacenar los parámetros analizados de sus curvas $f(t)$.

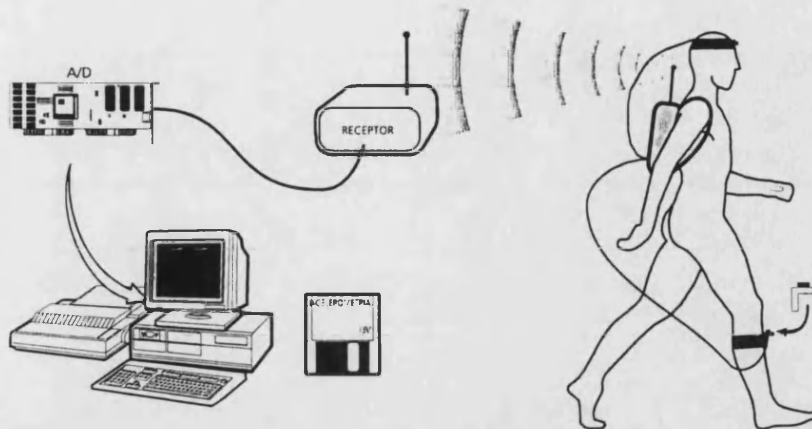


Figura 23: Esquema de un ensayo de marcha con acelerómetros fijados a la piel y conectados a un equipo de telemetría..

3.2.4.3. Adquisición de las variables cinemáticas de rendimiento en salto vertical

Para su obtención se recurrió a:

- Plataforma de contactos: Este instrumento, conectado a un cronómetro, permite medir el tiempo de vuelo durante un salto vertical de manera muy simple. Su funcionamiento se basa en el accionamiento de un interruptor plano y de alta sensibilidad ubicado debajo de su superficie de contacto. Mediante cálculos sencillos puede obtenerse el desplazamiento vertical del centro de gravedad corporal durante el salto, suponiendo una idéntica postura del sujeto durante el despegue y el aterrizaje. La precisión del cronómetro utilizado fue de 0.01 segundos y utilizando la fórmula $h = \frac{1}{2} g (t/2)^2$, en donde h es el desplazamiento vertical del centro de gravedad, g es la aceleración de la gravedad (9.8 m/s^2) y t es el tiempo de vuelo medido, puede estimarse el error asociado a su medición como: $Eh = \frac{1}{4} g t \Delta t$, en donde g es la aceleración de la gravedad (9.8 m/s^2), t es el tiempo de vuelo medido y Δt es el error del instrumento de medida del tiempo (0.01).

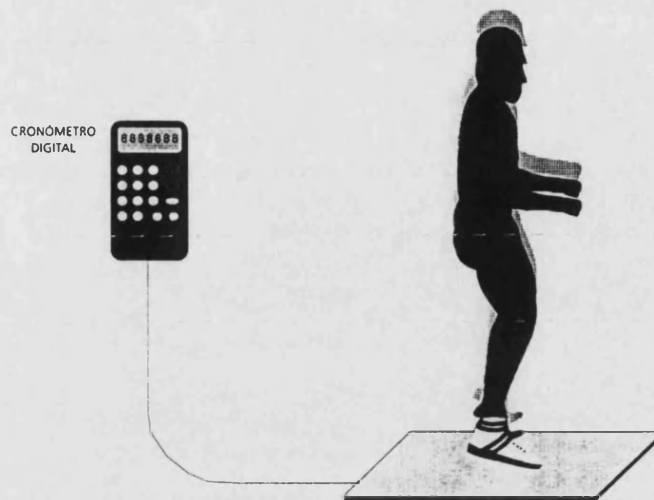


Figura 24: Esquema de funcionamiento de una plataforma de contacto.

3.2.4.4. Adquisición de las variables cinemáticas de rendimiento en carrera con obstáculos

Para su obtención se recurrió a:

- Sistema de cronometraje por fotocélulas:
 - Este sistema se compuso de dos barreras de fotocélulas conectadas como interruptores de disparo y detención de un cronómetro digital, con precisión de 0.001 segundos. Con este sistema de cronometraje se obtuvo el tiempo empleado en completar el circuito de carrera. Las especificaciones de las fotocélulas son las siguientes:
 - Marca y modelo: PZ-51.
 - Máxima distancia de detección: 7 m.
 - Tensión de alimentación: 12 a 24 V.
 - Tiempo de respuesta máximo: 0.0015 s.
 - Emisor de luz: LED infrarrojo.

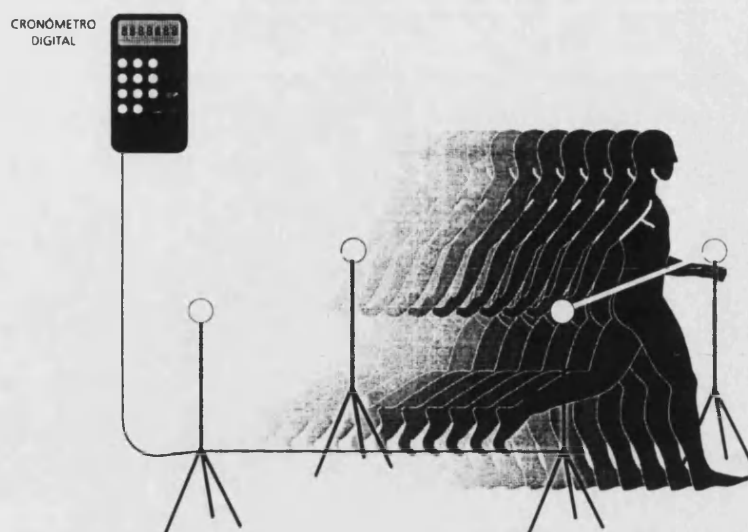


Figura 25: Esquema de funcionamiento del sistema de cronometraje por fotocélulas.

3.2.5. Descripción de las experiencias

Se seleccionaron ocho sujetos varones, estudiantes del Instituto Valenciano de Educación Física, practicantes habituales de baloncesto y con edades comprendidas entre los 24 y los 28 años. Ninguno de ellos había tenido lesiones que pudieran afectar a su rendimiento motor en los tres meses previos al desarrollo de los experimentos. Cada uno de ellos firmó una hoja de consentimiento en la que se describía el tipo de ensayos a que sería sometido y en ella se expresaba que en cualquier momento podrían abandonar el experimento si así lo dispusiesen. De estos ocho sujetos, se decidió que cinco participasen en los ensayos de amortiguación de impactos sobre un plano horizontal, tres en los de control de movimientos sobre una superficie irregular y los ocho en los ensayos de rendimiento.

3.2.5.1. Ensayo de amortiguación de impactos durante la caída de un salto

Este ensayo se realizó con cinco de los sujetos seleccionados, quienes fueron marcados de acuerdo al modelo de análisis cinemático de 9 puntos e instrumentados fijándoles un acelerómetro a la tibia y otro a la cabeza.



Foto 1: Ensayo de amortiguación de impactos durante el aterrizaje de un salto.

Las condiciones de calzado fueron las siguientes:

1. Zapatilla de mayor sujeción (nº5): de caña alta, con contrafuerte estabilizador y sistema de control del retropié con tirantes.
2. Zapatilla de menor sujeción (nº12): de caña baja y sin ningún elemento de control.
3. Descalzo: como condición de referencia.

Durante la caída o aterrizaje del salto se registraron:

- Fuerzas de reacción del suelo: medidas con una plataforma dinamométrica colocada a nivel del suelo en el sitio de contacto del pie derecho
- Aceleraciones medidas en tibia y en cabeza debidas al impacto con el suelo: medidas con acelerómetro fijados a la tibia y a la cabeza.
- Características cinemáticas del movimiento: mediante cinematografía de alta velocidad y digitalización de las imágenes.

Cada sujeto realizó un total de nueve saltos con cada condición, distribuidos en forma aleatoria y en series de tres repeticiones. Con la condición de descalzo se realizaron nueve saltos al final del experimento, para evitar posibles efectos de acomodación que pudiesen afectar al patrón de movimientos durante la ejecución en las condiciones de calzado (Simpson y cols. 1988). De los nueve saltos realizados por cada sujeto con cada condición, cinco fueron

filmados con cámaras cinematográficas de alta velocidad. El tiempo mínimo de recuperación entre repeticiones fue de treinta segundos y entre series de tres minutos para evitar los posibles efectos de la fatiga.

La altura del salto fue fijada al 95% del "alcance máximo" de cada sujeto, definiendo el "alcance máximo" como la máxima altura a la que es capaz de llegar el sujeto con su mano hábil durante un salto a la máxima intensidad. Con esta estandarización de la altura del salto se consigue:

- Que cada sujeto realice, en cada salto, un esfuerzo similar al resto de los sujetos y que éste sea proporcional a su máxima capacidad de salto.
- Que los sujetos puedan mantener el nivel de salto requerido durante la realización de todo el experimento sin que la fatiga les afecte.

Los equipos o instrumentos utilizados en este experimento para la adquisición de datos fueron:

- Plataforma dinamométrica: Frecuencia de muestreo 1000 Hz, disparada con un interruptor de contacto colocado a la altura del "95% del alcance máximo del sujeto".
- Ordenador personal, software y tarjeta de adquisición y unidad electrónica de la plataforma dinamométrica: Dinascan-IBV.
- Dos acelerómetros: Frecuencia de muestreo 1000 Hz, inicio de medición sincronizado con el de la plataforma dinamométrica.
- Ordenador personal, software y tarjeta de adquisición de acelerometría: Acelerometría-IBV.
- Equipo de telemetría: Debido al volumen y el peso excesivos de la mochila del equipo de telemetría disponible, diseñado para el estudio de la marcha, se procedió a realizar los ensayos con un colaborador portando la mochila mientras el sujeto saltaba llevando solamente los acelerómetros unidos por dos cables de conexión.
- Dos cámaras cinematográficas de alta velocidad: accionadas a 150 Hz, sincronizadas digitalmente.
- Equipo de digitalización: compuesto de una mesa de digitalización, un digitalizador sónico GP7/GRAFBAR/MARK II, un proyector-analizador NAC DF-16C.
- Ordenador personal y software de digitalización.

Como resumen, se obtuvieron los siguientes datos brutos:

- Registros de fuerzas de reacción del suelo.
- Registros de aceleraciones en tibia y en cabeza.
- Películas de la filmación del movimiento.

3.2.5.2. Ensayo de control de movimientos durante la caída de un salto

Este experimento se dedicó al estudio del movimiento durante la caída de un salto en particular sobre una superficie irregular como lo es el pie de otro jugador (mecanismo más frecuente de lesión del tobillo). Para ello se construyó una plataforma compuesta de un plano horizontal y un plano inclinado, unidos de modo que, al caer de un salto, los sujetos contactasen con un pie sobre el plano horizontal y con el otro pie sobre el plano inclinado. La inclinación del plano fue de veinte grados, suficiente para ver el efecto de una inversión forzada del pie pero no para causar lesión en los sujetos.



Foto 2: Ensayo de saltos con aterrizaje sobre el plano inclinado.



Foto 3: Detalle del efecto del plano inclinado sobre el movimiento del retropié.

Esta parte del estudio se realizó con tres de los sujetos seleccionados, quienes fueron marcados siguiendo el modelo de análisis cinemático de nueve marcadores, realizando un total de tres saltos cada sujeto calzando cada uno de los doce prototipos de zapatillas. El orden de prueba de cada prototipo fue randomizado para cada sujeto. Cada salto fue filmado con cámaras cinematográficas de alta velocidad y posteriormente digitalizado. El tiempo mínimo de recuperación fue de treinta segundos entre repeticiones y de tres minutos entre series para evitar los efectos de la fatiga.

La elección del número de sujetos para el estudio de control de movimientos sobre el plano inclinado se llevó a cabo teniendo en cuenta la cuantiosa tarea que supondría la digitalización manual de las imágenes obtenidas a una velocidad de 150 fotogramas por segundo de cada sujeto y la posibilidad de poder generalizar los resultados obtenidos.

Los equipos o instrumentos utilizados para llevar a cabo este experimento fueron:

- Plano inclinado.
- Dos cámaras cinematográficas de alta velocidad: accionadas a 150 Hz, sincronizadas digitalmente.
- Equipo de digitalización: compuesto de una mesa de digitalización, un digitalizador sónico GP7/GRAFBAR/MARK II, un proyector-analizador NAC DF-16C.
- Ordenador personal y software de digitalización.

Como resumen, se obtuvieron los siguientes datos brutos:

- Películas de la filmación del movimiento.

3.2.5.3. Ensayo de rendimiento en salto vertical

Este ensayo consistió en la medición de la máxima capacidad de salto vertical de los sujetos con dos condiciones de calzado diferentes. Las condiciones de calzado fueron:

1. Zapatilla de mayor sujeción (nº5): de caña alta, con contrafuerte estabilizador y sistema de control del retropié con tirantes.
2. Zapatilla de menor sujeción (nº12): de caña baja y sin ningún elemento de control.

Cada uno de los tres sujetos seleccionados realizó un total de nueve saltos verticales con contramovimiento en cada una de las condiciones de calzado. Para estandarizar las condiciones del salto los sujetos lo realizaron con sus manos en sus caderas. El orden de prueba de cada prototipo fue randomizado en series de tres saltos. El tiempo mínimo de recuperación fue de treinta segundos entre repeticiones y de tres minutos entre series para evitar los posibles efectos de la fatiga. Cada salto fue medido utilizando una plataforma de contactos, conectada a un cronómetro, obteniendo el tiempo transcurrido entre el instante de despegue y el de aterrizaje (tiempo de vuelo).

Los equipos o instrumentos utilizados en este experimento para la adquisición de datos fueron:

- Plataforma de contactos.
- Cronómetro digital de 0.001 segundos de precisión.

Como resumen, se obtuvieron los siguientes datos brutos:

- Tiempo de vuelo.

3.2.5.4. Ensayo de rendimiento en carrera con obstáculos

Este ensayo consistió en la determinación de la capacidad de desplazamiento sobre el campo de juego con cada prototipo de zapatillas, en términos de tiempo empleado para completar un circuito que incluía salidas y paradas, giros de 45° y de 90°, carrera hacia adelante y hacia atrás (ver Figura 26). Las condiciones de calzado fueron:

1. Zapatilla de mayor sujeción (n°5): de caña alta, con contrafuerte estabilizador y sistema de control del retropié con tirantes.
2. Zapatilla de menor sujeción (n°12): de caña baja y sin ningún elemento de control.



Figura 26: Esquema del circuito para la carrera con obstáculos.

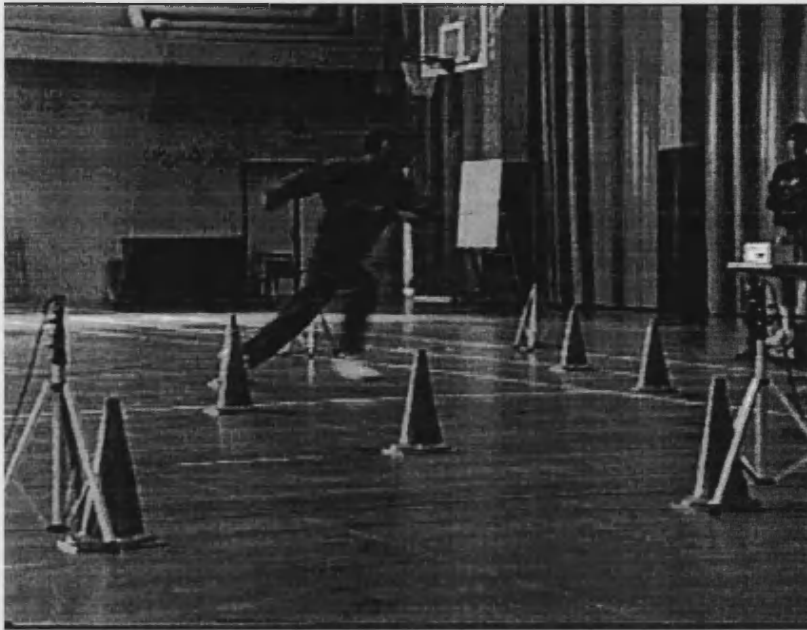


Foto 4: Ensayo de rendimiento en carrera con obstáculos.

Cada uno de los ocho sujetos seleccionados realizó un total de cuatro carreras con cada una de las condiciones de calzado. El orden de prueba de cada prototipo fue randomizado en series de dos repeticiones. El tiempo mínimo de recuperación fue de minuto y medio entre repeticiones y de cinco minutos entre series para evitar los posibles efectos de la fatiga. Se midió el tiempo empleado en cada repetición utilizando dos pares de fotocélulas, ubicados uno en la salida y otro en la llegada, conectadas a un cronómetro digital.

Los equipos o instrumentos utilizados en este experimento para la adquisición de datos fueron:

- Fotocélulas de barrera.
- Cronómetro digital de 0.001 segundos de precisión.

Como resumen, se obtuvieron los siguientes datos brutos:

- Tiempo empleado en completar el circuito.

3.2.6. Técnicas para el tratamiento de los datos biomecánicos

A continuación se describen los tratamientos que se dieron a los datos primarios obtenidos de los experimentos.

3.2.6.1. Tratamiento de los datos obtenidos del ensayo de amortiguación de impactos durante la caída de un salto

Registros de fuerzas de reacción del suelo.

Estos datos de fuerzas de reacción del suelo son obtenidos mediante una plataforma dinamométrica conectada a un ordenador personal. Cada uno de los 135 saltos realizados por los sujetos fue almacenado como un fichero informático, con un nombre descriptivo que contenía información sobre el tipo de ensayo, el nombre del sujeto, el número de prototipo de zapatilla y el número de repetición. Estos ficheros fueron exportados en código ASCII, siendo tratados desde una aplicación que permitió analizar la curva de la señal en función del tiempo y obtener los máximos o mínimos buscados de acuerdo a las variables. Estos valores recogidos de cada repetición se almacenaron automáticamente en un fichero general que guardaría definitivamente una matriz compuesta de las distintas repeticiones en filas, y las distintas variables en columnas para el análisis estadístico final, realizado con el software Statgraphics Plus V7.0.

Registros de aceleraciones en tibia y en cabeza.

Estos datos de aceleraciones de tibia y de cabeza fueron obtenidos y almacenados, mediante la utilización de dos acelerómetros, a través de una aplicación informática de adquisición de datos. Al igual que los registros de plataforma de fuerzas, cada uno de los 135 saltos realizados fue almacenado como un fichero informático, con un nombre descriptivo que contenía información sobre el tipo de ensayo, el nombre del sujeto, el número de prototipo de zapatilla y el número de repetición. Estos ficheros fueron exportados en código ASCII, siendo tratados desde un programa que permitió analizar la curva de la señal en función del tiempo y obtener los máximos o mínimos previstos de acuerdo a las variables buscadas. Estos valores recogidos de cada repetición se almacenaron automáticamente en un fichero general, que guardaría definitivamente una matriz compuesta de las distintas repeticiones en filas y las

distintas variables en columnas para el análisis estadístico final, realizado con el software Statgraphics Plus V7.0.

Coordenadas tridimensionales en función del tiempo, de los puntos que componen el modelo de análisis cinemático.

Con las 45 escenas cinematográficas obtenidas con cada una de las dos cámaras durante la realización de los ensayos, se procedió a la obtención de las coordenadas tridimensionales de cada marcador en función del tiempo. Para ello, el proceso incluyó:

- Revelado y positivado de las películas.
- Preparación y marcaje de las películas para su digitalización.
- Digitalización manual, imagen a imagen, de las 45 escenas de cada cámara. Para ello se utilizó el software "Fotogrametría-Cine-IBV".
- Obtención de las coordenadas tridimensionales utilizando el método de la DLT, cálculo provisto por el mismo software "Fotogrametría-Cine-IBV".

El resultado del proceso anterior ofreció 45 ficheros informáticos independientes, conteniendo cada uno de ellos coordenadas tridimensionales correspondientes a una repetición de un sujeto y con un determinado prototipo. Se procedió posteriormente al suavizado de los datos por medio de funciones Spline de quinto orden y de acuerdo al método "True Predicted Mean Square Error" propuesto por Woltring (1986), utilizando el mismo software y siguiendo el proceso descrito en el anexo "7.3.". A continuación, los datos fueron exportados en formato de códigos ASCII e introducidos, uno a uno, en una aplicación informática desarrollada para calcular los ángulos articulares buscados, de acuerdo con las variables a estudiar y al modelo JCS de Soutas Little (Soutas Little y cols. 1987 (a)). A través de dicha aplicación se extrajeron los valores de las variables buscadas y se generó un fichero conteniendo una matriz compuesta de todas las repeticiones en las filas y las distintas variables en las columnas para el análisis estadístico final, realizado con el software Statgraphics V4.2.

3.2.6.2. Tratamiento de los datos obtenidos del ensayo de control de movimientos durante la caída de un salto

Coordenadas tridimensionales en función del tiempo de los puntos que componen el modelo de análisis cinemático.

El tratamiento que sufrieron los datos primarios obtenidos de la realización de esta parte del estudio fue similar al descrito anteriormente para el análisis cinemático del estudio de amortiguación de impactos.

3.2.6.3. Tratamiento de los datos obtenidos del ensayo de rendimiento en salto vertical

Tiempo de vuelo.

Los datos primarios obtenidos de esta parte del estudio son 54 tiempos de vuelo. En base a estos datos se calculó el recorrido vertical del centro de gravedad durante cada uno de los saltos. El cálculo se realizó mediante una aplicación de la mecánica del tiro parabólico descrita anteriormente. El resultado final es una matriz de datos compuesta de las distintas repeticiones en las filas y de las distintas variables en las columnas. Esta matriz fue introducida en el software Statgraphics V4.2 para su análisis estadístico final.

3.2.6.4. Tratamiento de los datos obtenidos del ensayo de rendimiento en carrera con obstáculos

Tiempo empleado en completar el circuito.

Los datos primarios obtenidos de este ensayo son 64 tiempos de carrera. Estos datos fueron volcados en una matriz compuesta de las distintas repeticiones en las filas y de las distintas variables en las columnas. Esta matriz fue introducida en el software Statgraphics V4.2 para su análisis estadístico final.

3.3. ANÁLISIS CONJUNTO DE LOS RESULTADOS

Si bien este proyecto se dividió en apartados para su descripción y su realización, sus partes han sido pensadas como un todo compuesto de estudios relacionados, cuyos resultados se analizarán en conjunto. A continuación se detalla una serie de relaciones entre las variables a estudiar, las cuales serán relevantes para cubrir las expectativas iniciales de la tesis.

Dentro del estudio de amortiguación de impactos:

- El mayor interés de esta parte del estudio se centrará en relacionar el aumento de la sujeción del tobillo con una posible limitación de los movimientos protagonistas de la amortiguación de los impactos producidos durante el aterrizaje de un salto.

Dentro del estudio de control de movimientos en plano inclinado:

- El interés que despierta el estudio de control de movimientos al aterrizar sobre una superficie irregular se centra en la posibilidad de analizar el efecto de los elementos que aumentan el control del retropié en situaciones de cierta similitud con la realidad y observar si realmente disminuyen los niveles de inversión del retropié. En ese mismo sentido, se podrá observar el efecto de la interacción de elementos destinados a rigidizar el retropié con otros destinados a independizarlo del antepié, flexibilizando la zapatilla.

Dentro del estudio del rendimiento:

- El interés que despierta esta parte del estudio se centra en determinar si elementos útiles en aspectos de protección frente a las lesiones son también útiles al valorar aspectos de rendimiento, tanto durante el salto vertical como en la carrera de obstáculos.

CONTENIDO DEL CAPÍTULO 4

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

| | |
|--|-----|
| 4.1. Resultados epidemiológicos y de preferencias. | 139 |
| 4.1.1. Resultados descriptivos de la población encuestada. | 139 |
| 4.2. Resultados biomecánicos. | 168 |
| 4.2.1. Variables cinemáticas de la caída de un salto sobre una superficie plana. | 170 |
| 4.2.2. Variables cinéticas de la caída de un salto sobre una superficie plana. | 191 |
| 4.2.3. Variables cinemáticas de la caída de un salto sobre una superficie irregular. | 205 |
| 4.2.4. Variables de rendimiento en salto vertical. | 210 |
| 4.2.5. Variables de rendimiento en carrera con obstáculos. | 211 |
| 4.3. Discusión global de los resultados. | 212 |
| 4.3.1. Análisis epidemiológico. | 212 |
| 4.3.2. Análisis biomecánico. | 215 |

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. RESULTADOS EPIDEMIOLÓGICOS Y DE PREFERENCIAS

Se obtuvieron un total de 1996 entrevistas, las que se procesaron siguiendo el procedimiento descrito en la sección de “material y métodos”. Con un total de 1008 entrevistas procesadas se comprobó que los resultados se habían estabilizado (detectando diferencias no mayores de un 1%) y se dio por finalizado el proceso. Estas 1008 entrevistas procesadas suman el 6.4% de los 15745 jugadores federados de la provincia de Valencia durante la temporada 1992-1993 y, de acuerdo a los cálculos realizados en el apartado de material y métodos, en el caso más desfavorable (porcentaje del 50%), el error asociado a los datos aportados es de un 3%.

4.1.1. Resultados descriptivos de la población encuestada

Datos personales

- El puesto de juego de los jugadores se distribuyó del siguiente modo:

Base: 23%.

Alero: 28%.

Pivot: 28%.

Escolta: 10%.

Alero-pivot: 9%.

Otras combinaciones: 2%

- Los años de práctica de los jugadores resultó:

Distribución: Unimodal

Media: 6.8 años.

Mediana: 6 años.

Moda: 5 años.

Desviación típica: 4.8 años.

Mínimo: 1 año.

Máximo: 40 años.

La variable años de práctica mostró una correlación con la edad de los jugadores (Spearman: $r = 0.4124$ y $p < 0.0001$).

- El sexo de los jugadores se distribuyó del siguiente modo:

Hombres: 80%.

Mujeres: 20%.

- La edad de los jugadores se distribuyó del siguiente modo:

14 años o menos: 4%.

15 a 17 años: 33%.

18 a 39 años: 63%.

40 años o más: 1%.

La variable edad mostró una correlación con los años de práctica de los jugadores (Spearman: $r = 0.4124$ y $p < 0.0001$).

- El tipo estructural de pie de los jugadores se distribuyó del siguiente modo:

No lo sabe: 8%.

Pies normales: 88%.

Pies planos: 2%.

Pies cavos: 6%.

Esta distribución del tipo estructural de pie no depende ni de la edad, ni del sexo de los jugadores ($p > 0.05$ para el test "chi cuadrado").

- El peso de los jugadores se distribuyó del siguiente modo:

Menos de 39 Kg: <1%.

40 a 59 Kg: 14%.

60 a 79 Kg: 53 %.

80 a 99 Kg: 31%.

100 Kg o más: 3%.

Como es de esperar, el peso de los hombres es significativamente mayor que el de las mujeres ($p < 0.00001$, para el test chi cuadrado y D de Somers = -0.7278):

Hombres:

60 a 79 Kg: 55%

80 a 99 Kg: 39%

Mujeres:

40 a 59 Kg: 59%.

60 a 79 Kg: 41%.

- La estatura de los jugadores se distribuyó del siguiente modo:

140 a 159 cm: 3%.

160 a 179 cm: 42%.

180 a 199 cm: 54%.

200 cm o más: 1%.

Como es de esperar, la estatura de los hombres fue significativamente mayor que la de las mujeres ($p < 0.00001$, para el test chi cuadrado y D de Somers = -0.67346):

Hombres:

180 a 190 cm: 66%.

160 a 179 cm: 33%.

Mujeres:

160 a 179 cm: 80%.

140 y 159 cm: 16%.

Datos técnicos

- La cantidad de horas semanales dedicadas por los jugadores a la práctica del baloncesto se distribuyó del siguiente modo:

Menos de 5 horas: 34%.

5 a 10 horas: 56%.

10 a 15 horas: 8%.

15 a 20 horas: 1%.

Más de 20 horas: <1%.

- El nivel deportivo de los jugadores se distribuyó del siguiente modo:

Internacional: <1%.

Nacional: 3%.

Autonómico: 25%.

Provincial: 71%.

La distribución del nivel deportivo no depende del sexo de los jugadores ($p > 0.05$ para el test de Chi cuadrado).

- El tipo de pavimento sobre el que los jugadores practicaban baloncesto se distribuyó del siguiente modo:

Tierra:

Nunca: 98%.

Más de la mitad de su tiempo: 0%.

Hierba:

Nunca: 99%.

Más de la mitad de su tiempo: 0%.

Parqué:

Nunca: 87%.

Más de la mitad de su tiempo: 6%.

Cemento:

Nunca: 63%

Más de la mitad de su tiempo: 15%.

Asfalto:

Nunca: 88%.

Más de la mitad de su tiempo: 6%.

Sintéticos:

Nunca: 92%.

Más de la mitad de su tiempo: 6%.

Otros pavimentos:

El 1% practicaba algo de su tiempo en otros pavimentos.

- La distribución de la práctica sobre pavimento de parquet depende del nivel deportivo de los jugadores ($p < 0.00001$ para el test de chi cuadrado):

Nacional:

Nunca: 87%.

Más de mitad de su tiempo: 3%.

Autonómico:

Nunca: 74%.

Más de mitad de su tiempo: 17 %.

Provincial:

Nunca: 91%.

Más de mitad de su tiempo: 3%.

Lesiones

A continuación se ofrecen las frecuencias de lesión de cada una de las zonas corporales estudiadas. Los valores de frecuencia se expresan en valores relativos a la población encuestada (porcentaje de jugadores) y se refieren a haberse lesionado al menos una vez, durante sus años de práctica deportiva. Además, para aquellas lesiones cuya frecuencia puede estar relacionada con el tipo de calzado utilizado, se ofrecen los resultados del test chi cuadrado tras cruzarla con el sexo, la edad, el tipo de pie, el nivel deportivo y el puesto de juego de los jugadores.

- Cráneo: 1%.
- Cara: 4%.
- Cuello: 1%.
- Hombro: 3%.
- Brazo: 2%.
- Codo: 2%.
- Antebrazo: 1%.
- Muñeca: 11%.
- Mano: 3%.
- Dedos de la mano: 22%.
- Clavícula: 1%.
- Tórax: 1%.
- Abdomen: <1%.
- Omóplato: 1%.
- Zona dorsal: 1%.
- Genitales: 1%.
- Nalgas: 1%.
- Ingle: 4%.
- Parte anterior del muslo: 5%.
- Parte posterior del muslo: 2%.
- Parte anterior de la pierna: 2%.
- Parte posterior de la pierna: 1%.
- Talón: 2%.

- Pie: 4%.
- Dedos del pie: 3%.

Las siguientes frecuencias de zonas lesionadas se cruzaron con las variables sexo, edad, tipo de pie, nivel deportivo y horas semanales de entrenamiento por tener mayor relación con las características del calzado utilizado.

- Zona lumbar: 5%.

La frecuencia de esta lesión no depende ($p > 0.05$ en el test de chi cuadrado), ni del sexo, ni de la edad, ni del tipo de pie, ni del nivel deportivo, ni del peso, ni de la estatura, ni de la edad de los jugadores. Sin embargo, depende de las horas semanales de práctica ($p = 0.00254$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = 0.04144):

Menos de 5 horas: 2% lesionados.

De 5 a 10 horas: 6% lesionados.

De 10 a 15 horas: 10% lesionados.

De 15 a 20 horas: 14% lesionados.

- Rodilla: 22%.

La frecuencia de esta lesión no se encontró dependiente ($p > 0.05$ en el test de chi cuadrado) ni de la edad, ni del tipo de pie, ni del puesto de juego, ni de las horas semanales de entrenamiento. Sin embargo, se encontró dependiente del sexo ($p = 0.01161$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = -0.0857):

Hombres: 24%.

Mujeres: 15%.

La frecuencia de esta lesión también depende del peso de los jugadores ($p = 0.00138$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = 0.12706):

Hasta 39Kg: 0%.

De 40 a 59Kg: 15%.

De 60 a 79Kg: 21%.

De 80 a 99Kg: 26%.

100Kg o más: 25%.

La frecuencia de esta lesión también depende de la estatura de los jugadores ($p=0.01625$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = 0.08342):

De 140 a 159cm: 3%.

De 160 a 179cm: 21%.

De 180 a 199cm: 24%.

200cm o más: 17%.

La frecuencia de esta lesión también depende de la edad de los jugadores ($p=0.03016$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = 0.08054):

14 años o menos: 11%.

De 15 a 17 años: 19%.

De 18 a 39 años: 25%.

40 años o más: 0%.

- Tobillo: 49%.

La frecuencia de esta lesión no se encontró dependiente ($p>0.05$ en el test de chi cuadrado) ni del sexo, ni del tipo de pie de los jugadores, ni del puesto de juego. Por el contrario, si se encontró dependiente de la edad de los jugadores ($p<0.00001$ para el test chi cuadrado y D de Somers = 0.17579):

14 años o menos: 30%.

De 15 a 17 años: 38%.

De 18 a 39 años: 56%.

40 años o más: 80%.

La frecuencia de esta lesión también depende del peso de los jugadores ($p=0.00038$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = 0.11637):

Hasta 39Kg: 50%.

De 40 a 59Kg: 37%.

De 60 a 79Kg: 49%.

De 80 a 99Kg: 54%.

100Kg o más: 67%.

La frecuencia de esta lesión también depende de la estatura de los jugadores ($p=0.01504$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = 0.07579):

De 140 a 159cm: 39%.

De 160 a 179cm: 46%.

De 180 a 199cm: 53%.

200cm o más: 58%.

- Jugadores que nunca se lesionaron: 21%.

Esto no depende ($p>0.05$ para el test chi cuadrado) ni del sexo, ni del tipo de pie, ni de las horas semanales de entrenamiento. Por el contrario, sí depende de la edad de los jugadores ($p=0.00001$ para el test chi cuadrado y D de Somers = 0.10648):

14 años o menos: 42%.

De 15 a 17 años: 25%.

De 18 a 39 años: 17%.

40 años o más: 0%.

Tipo de estructura lesionada

- Hueso: 24%.

La frecuencia de esta lesión no depende del sexo, ni de la edad, ni del tipo de pie ($p > 0.05$ en el test de chi cuadrado).

- Músculo: 16%.

La frecuencia de esta lesión no depende del sexo, ni del tipo de pie ($p > 0.05$ en el test de chi cuadrado), aunque sí depende de la edad de los jugadores ($p = 0.00010$ para el test chi cuadrado y D de Somers = 0.08635):

14 años o menos: 3%.

De 15 a 17 años: 12%.

De 18 a 39 años: 19%.

40 años o más: 50%.

- Ligamento: 35%.

La frecuencia de esta lesión no depende del sexo, ni del tipo de pie ($p > 0.05$ en el test de chi cuadrado), aunque sí depende de la edad de los jugadores ($p < 0.00001$ para el test chi cuadrado y D de Somers = 0.19135):

14 años o menos: 12%.

De 15 a 17 años: 24%.

De 18 a 39 años: 43%.

40 años o más: 50%.

- Tendón: 16%.

La frecuencia de esta lesión no depende del sexo, ni de la edad, ni del tipo de pie de los jugadores ($p > 0.05$ en el test de chi cuadrado).

- Nervio: 2%.

La frecuencia de esta lesión no depende del sexo, ni de la edad, ni del tipo de pie de los jugadores ($p > 0.05$ en el test de chi cuadrado).

- Piel: 3%.

La frecuencia de esta lesión no depende del sexo, ni del tipo de pie ($p > 0.05$ en el test de chi cuadrado), aunque sí depende de la edad de los jugadores ($p = 0.00072$ para el test chi cuadrado y D de Somers = 0.04217):

14 años o menos: 0%.

De 15 a 17 años: <1%.

De 18 a 39 años: 5%.

40 años o más: 0%.

- Uñas: 4%.

La frecuencia de esta lesión no depende del sexo, ni del tipo de pie ($p > 0.05$ en el test de chi cuadrado), aunque sí depende de la edad de los jugadores ($p = 0.00005$ para el test chi cuadrado y D de Somers = 0.04505):

14 años o menos: 0%.

De 15 a 17 años: 2%.

De 18 a 39 años: 4%.

40 años o más: 50%.

- Otras lesiones: 2%.

Utilización de elementos ortopédicos para el tratamiento de patologías:

- No usa: 81%.

- Usa: 19%.

De los que usan:

Ha mejorado: 84%.

No ha mejorado: 16%.

Elementos ortopédicos utilizados:

Rodillera: 37%.

Tobillera: 32%.

Calzado deportivo

Criterios de selección del calzado

A continuación se dan los resultados sobre la importancia de determinados criterios personales para la selección del calzado apropiado para la práctica del baloncesto. Las puntuaciones posibles oscilaban entre 0 y 5 puntos, correspondiendo a nada o muy importante respectivamente.

- Experiencia personal:

Importante o muy importante: 52%.

Nada importante 23%.

La importancia dada a este criterio no depende del tipo de pie ($p > 0.05$ para el test de chi cuadrado), aunque depende del sexo de los jugadores ($p = 0.01839$ para el test de chi cuadrado y D de Somers: 0.10029):

Importante o muy importante:

Hombres: 52%.

Mujeres: 57%.

Nada importante:

Hombres: 24%.

Mujeres: 13%.

La importancia dada a este criterio también depende de la edad de los jugadores ($p=0.00388$ para el test de chi cuadrado y D de Somers: 0.12370):

Importante o muy importante:

14 años o menos: 27%

De 15 a 17 años: 46%

De 18 a 39 años: 58%.

40 años o más: 40%.

Nada importante:

14 años o menos: 39%.

De 15 a 17 años: 20%.

De 18 a 39 años: 21%.

40 años o más: 40%.

La importancia dada a este criterio también depende del nivel deportivo de los jugadores ($p=0.02737$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = -0.03837):

Importante o muy importante:

Nacional: 7%.

Autonómico: 53%.

Provincial: 52%.

Nada importante:

Nacional: 16%.

Autonómico: 17%.

Provincial: 24%.

- Recomendación de otros:

Importante o muy importante: 8%.

Nada importante 41%.

La importancia dada a este criterio no depende del sexo, ni de la edad, ni del tipo de pie, ni del nivel deportivo de los jugadores ($p > 0.05$ para el test de chi cuadrado).

- Relación comercial:

Importante o muy importante: 5%.

Nada importante 73%.

La importancia dada a este criterio no depende del sexo, ni del tipo de pie, ni del nivel deportivo ($p > 0.05$ para el test de chi cuadrado), aunque si depende de la edad de los jugadores ($p = 0.00387$ para el test chi cuadrado y D de Somers = -0.10203):

Importante o muy importante:

14 años o menos: 3%.

De 15 a 17 años: 6%.

De 18 a 39 años: 4%.

40 años o más: 0%.

Nada importante:

14 años o menos: 70%.

De 15 a 17 años: 66%.

De 18 a 39 años: 77%.

40 años o más: 90%.

- Fama de la marca:

Importante o muy importante: 16%.

Nada importante 39%.

La importancia dada a este criterio no depende del sexo, ni del tipo de pie ($p > 0.05$ para el test de chi cuadrado), aunque si depende de la edad de los jugadores ($p = 0.00015$ para el test chi cuadrado y D de Somers = -0.12743):

Importante o muy importante:

14 años o menos: 24%.

De 15 a 17 años: 22%.

De 18 a 39 años: 13%.

40 años o más: 10%.

Nada importante:

14 años o menos: 33%.

De 15 a 17 años: 34%.

De 18 a 39 años: 41%.

40 años o más: 10%.

La importancia dada a este criterio también depende del nivel deportivo de los jugadores ($p = 0.04717$ para el test chi cuadrado y D de Somers = -0.05144):

Importante o muy importante:

Nacional: 19%.

Autonómico: 19%.

Provincial: 16%.

Nada importante

Nacional: 36%.

Autonómico: 31%.

Provincial: 41%.

- De acuerdo al pavimento de uso habitual:

Importante o muy importante: 31%.

Nada importante 35%.

La importancia dada a este criterio no depende del sexo, ni del tipo de pie ($p > 0.05$ para el test de chi cuadrado), aunque si depende de la edad de los jugadores ($p = 0.04130$ para el test chi cuadrado y D de Somers = -0.06839):

Importante o muy importante:

14 años o menos: 36%.

De 15 a 17 años: 34%.

De 18 a 39 años: 40%.

40 años o más: 20%.

Nada importante:

14 años o menos: 30%.

De 15 a 17 años: 32%.

De 18 a 39 años: 36%.

40 años o más: 70%.

La importancia dada a este criterio también depende del nivel deportivo de los jugadores ($p = 0.00100$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = -0.06285):

Importante o muy importante:

Nacional: 58%.

Autonómico: 36%.

Provincial: 29%.

Nada importante:

Nacional: 23%.

Autonómico: 31%.

Provincial: 36%.

- Estabilidad:

Importante o muy importante: 46%.

Nada importante 26%.

La importancia dada a este criterio no depende ni del sexo, ni de la edad, ni del tipo de pie ($p > 0.05$ para el test de chi cuadrado), aunque si depende del nivel deportivo de los jugadores ($p = 0.00194$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = -0.05883):

Importante o muy importante:

Nacional: 61.3%.

Autonómico: 53.9%.

Provincial: 43.8%.

Nada importante:

Nacional: 13%.

Autonómico: 21%.

Provincial: 27%.

- Transpirabilidad:

Importante o muy importante: 36%.

Nada importante 26%.

La importancia dada a este criterio no depende ni del sexo, ni de la edad ni del tipo de pie, ni del nivel deportivo ($p > 0.05$ para el test de chi cuadrado).

- Amortiguación:

Importante o muy importante: 54%.

Nada importante 23%.

La importancia dada a este criterio no depende del sexo, ni de la edad, ni del tipo de pie ($p > 0.05$ para el test de chi cuadrado), sin embargo depende de su nivel deportivo ($p = 0.01018$ y D de Somers = -0.06052):

Importante o muy importante:

Nacional: 68%.

Autonómico: 63%.

Provincial: 52%.

Nada importante:

Nacional: 16%.

Autonómico: 19%.

Provincial: 22%.

- **Peso de la zapatilla:**

Importante o muy importante: 37%.

Nada importante 28%.

La importancia dada a este criterio depende del sexo de los jugadores
($p=0.00052$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = 0.17087):

Importante o muy importante:

Hombres: 35%.

Mujeres: 48%.

Nada importante:

Hombres: 29%.

Mujeres: 20%.

La importancia dada a este criterio también depende de la edad de los jugadores
($p=0.00978$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = -0.09393):

Importante o muy importante:

14 años o menos: 24%.

De 15 a 17 años: 43%.

De 18 a 39 años: 36%.

40 años o más: 0%.

Nada importante:

14 años o menos: 24%.
De 15 a 17 años: 23%.
De 18 a 39 años: 29%.
40 años o más: 60%.

La importancia dada a este criterio también depende del tipo de pie de los jugadores ($p=0.00986$ para el test de chi cuadrado):

Importante o muy importante:

Normales: 36%.
Planos: 42%.
Cavos: 52%.

Nada importante:

Normales: 28%.
Planos: 32%.
Cavos: 17%.

La importancia dada a este criterio también depende del nivel deportivo de los jugadores ($p = 0.00875$ y D de Somers = -0.05327):

Importante o muy importante:

Nacional: 41.9%.
Autonómico: 43%.
Provincial: 35%.

Nada importante:

Nacional: 23%.
Autonómico: 22%.
Provincial: 28%.

- Innovación tecnológica:

Importante o muy importante: 22%.

Nada importante 36%.

La importancia dada a este criterio no depende del sexo de los jugadores ($p > 0.05$ para el test de chi cuadrado) aunque sí depende de su edad ($p = 0.02488$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = -0.08695):

Importante o muy importante:

14 años o menos: 21%.

De 15 a 17 años: 23%.

De 18 a 39 años: 22%.

40 años o más: 10%.

Nada importante:

14 años o menos: 39%.

De 15 a 17 años: 30%.

De 18 a 39 años: 38%.

40 años o más: 60%.

La importancia dada a este criterio también depende del tipo de pie de los jugadores:

Importante o muy importante:

Normales: 22%.

Planos: 32%.

Cavos: 30%.

Nada importante:

Normales: 37%.

Planos: 32%.

Cavos: 25%.

La importancia dada a este criterio también depende del nivel deportivo de los jugadores ($p = 0.00069$ y D de Somers = -0.06588):

Importante o muy importante:

Nacional: 45%.
Autonómico: 22%.
Provincial: 22%.

Nada importante:

Nacional: 19%.
Autonómico: 30%.
Provincial: 38%.

- Grosor de la suela:

Importante o muy importante: 25%.

Nada importante 69%.

La importancia dada a este criterio no depende ni de la edad, ni del nivel deportivo ($p > 0.05$ para el test de chi cuadrado) aunque sí depende del sexo de los jugadores ($p = 0.00756$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = 0.11904):

Importante o muy importante:

Hombres: 25%.

Mujeres: 32%.

Nada importante:

Hombres: 32%.

Mujeres: 24%.

La importancia dada a este criterio también depende del tipo de pie de los jugadores ($p = 0.02980$ para el test de chi cuadrado):

Importante o muy importante:

Normales: 26%.

Planos: 11%.

Cavos: 37%.

Nada importante:

Normales: 31%.

Planos: 42%.

Cavos: 17%.

- **Precio:**

Importante o muy importante: 36%.

Nada importante 29%.

La importancia dada a este criterio no depende ni del sexo, ni de la edad, ni del tipo de pie, ni del nivel deportivo de los jugadores ($p > 0.05$ para el test de chi cuadrado).

- **Duración:**

Importante o muy importante: 48%.

Nada importante 24%.

La importancia dada a este criterio no depende ni de la edad, ni del tipo de pie, ni del nivel deportivo ($p > 0.05$ para el test de chi cuadrado), aunque si depende del sexo de los jugadores ($p = 0.01962$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = 0.08876):

Importante o muy importante:

Hombres: 49%.

Mujeres: 51%.

Nada importante:

Hombres: 25%.

Mujeres: 15%.

- **Flexibilidad:**

Importante o muy importante: 52%.

Nada importante 22%.

La importancia dada a este criterio no depende ni del tipo de pie, ni del nivel deportivo ($p > 0.05$ para el test de chi cuadrado), aunque si depende de la edad de los jugadores ($p = 0.01239$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = - 0.10144):

Importante o muy importante:

14 años o menos: 49%.

De 15 a 17 años: 58%.

De 18 a 39 años: 51%.

40 años o más: 30%.

Nada importante:

14 años o menos: 30%.

De 15 a 17 años: 15%.

De 18 a 39 años: 23%.

40 años o más: 50%.

La importancia dada a este criterio también depende del sexo de los jugadores ($p = 0.00579$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = 0.13950):

Importante o muy importante:

Hombres: 51%.

Mujeres: 61%.

Nada importante:

Hombres: 22%.

Mujeres: 14%.

- Adherencia al suelo:

Importante o muy importante: 48%.

Nada importante 27%.

La importancia dada a este criterio no depende ni del sexo, ni de la edad, ni del tipo de pie, ni del nivel deportivo de los jugadores ($p > 0.05$ para el test de chi cuadrado).

- La duración del calzado se distribuyó del siguiente modo:

6 o más pares al año: 2%.

3 a 5 pares al año: 22%.

2 pares al año: 43%.

1 par al año: 28%.

Menos de 1 par al año: 5%.

La duración del calzado no depende ni del sexo, ni del tipo de pie de los jugadores ($p > 0.05$ para el test chi cuadrado), aunque sí depende de su edad ($p < 0.00001$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = 0.27859):

6 o más pares al año:

14 años o menos: 0%

De 15 a 17 años: 2%

De 18 a 39 años: 2%

40 años o más: 0%

3 a 5 pares al año:

14 años o menos: 25%

De 15 a 17 años: 34%

De 18 a 39 años: 16%

40 años o más: 30%

2 pares al año:

14 años o menos: 56%

De 15 a 17 años: 45%

De 18 a 39 años: 42%

40 años o más: 20%

1 par al año:

14 años o menos: 16%

De 15 a 17 años: 17%

De 18 a 39 años: 35%

40 años o más: 50%

Menos de 1 par al año:

14 años o menos: 3%

De 15 a 17 años: 2%

De 18 a 39 años: 7%

40 años o más: 0%

La duración del calzado también depende del nivel deportivo de los jugadores
($p = 0.03465$ y D de Somers = 0.04576):

6 o más pares al año:

Nacional: 10%

Autonómico: 1%

Provincial: 1%

3 a 5 pares al año:

Nacional: 16%

Autonómico: 25%

Provincial: 21%

2 pares al año:

Nacional: 45%

Autonómico: 45%

Provincial: 42%

1 par al año:

Nacional: 26%

Autonómico: 26%

Provincial: 29%

Menos de 1 par al año:

Nacional: 3%

Autonómico: 3%

Provincial: 6%

Zonas de desgaste de la suela del calzado

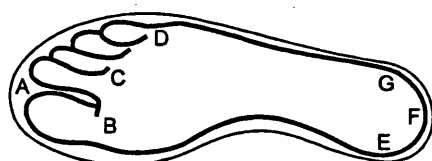


Figura 27: Diferentes zonas de desgaste demarcadas con letras de la "A" a la "G".

- Desgaste en la zona anterior (A): 29%

La frecuencia de desgaste en esta zona no depende del sexo, ni del tipo de pie ($p > 0.05$ para el test chi cuadrado), aunque sí depende de la edad de los jugadores ($p < 0.00001$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = -0.14466):

14 años o menos: 36%.

De 15 a 17 años: 40 %.

De 18 a 39 años: 24 %.

40 años o más: 20%.

- Desgaste en la zona de la cabeza del primer metatarsiano (B): 50%.

La frecuencia de desgaste en esta zona no depende de la edad, ni del tipo de pie ($p > 0.05$ para el test chi cuadrado), aunque sí depende del sexo de los jugadores ($p = 0.00155$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = -0.12957):

Hombres: 54%.

Mujeres: 41%.

- Desgaste en la zona central de las cabezas de los metatarsianos (C): 19%.

La frecuencia de desgaste en esta zona no depende ni del sexo, ni de la edad, ni

del tipo de pie de los jugadores ($p > 0.05$ para el test chi cuadrado).

- Desgaste en la zona de la cabeza del quinto metatarsiano (D): 17%.

La frecuencia de desgaste en esta zona no depende ni del sexo, ni de la edad, ni del tipo de pie de los jugadores ($p > 0.05$ para el test chi cuadrado).

- Desgaste en la zona posterior interna (E): 17%.

La frecuencia de desgaste en esta zona no depende del sexo, ni de la edad ($p > 0.05$ para el test chi cuadrado), aunque sí depende del tipo de pie de los jugadores ($p = 0.00533$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = 0.13023):

Pies normales: 17%

Pies planos: 32%

Pies cavos: 30%

- Desgaste en la zona posterior central (F): 31%.

La frecuencia de desgaste en esta zona no depende ni del sexo, ni de la edad, ni del tipo de pie de los jugadores ($p > 0.05$ para el test chi cuadrado).

- Desgaste en la zona posterior externa (G): 29%.

La frecuencia de desgaste en esta zona no depende ni de la edad, ni del tipo de pie ($p > 0.05$ para el test chi cuadrado), aunque sí depende del sexo de los jugadores ($p = 0.00006$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = 0.14938):

Hombres: 27%.

Mujeres: 42%.

Deformación del corte del calzado

Figura 28: Alternativas de deformación del material de corte.

- No deforma el corte: 50%.
- Deformación de la parte posterior del corte hacia afuera: 12%.

La frecuencia de deformación de esta parte del corte no depende de la edad de los jugadores ($p > 0.05$ para el test chi cuadrado), aunque sí depende de su sexo ($p = 0.02572$ para el test de chi cuadrado y D de Somers = 0.06028):

Hombres: 11%.

Mujeres: 17%.

La frecuencia de esta deformación del corte también depende del tipo de pie de los jugadores ($p = 0.02632$ para el test de chi cuadrado):

Pies normales: 11%

Pies planos: 21%

Pies cavos: 20%

- Deformación de la parte posterior del corte hacia adentro: 17%.

La frecuencia de deformación de esta parte del corte no depende ni del sexo, ni de la edad, ni del tipo de pie de los jugadores ($p > 0.05$ para el test chi cuadrado).

- Deformación de la parte delantera del corte hacia afuera: 17%.

La frecuencia de deformación de esta parte del corte no depende ni del sexo, ni

de la edad de los jugadores ($p>0.05$ para el test chi cuadrado), aunque sí depende de su tipo de pie ($p=0.00823$ para el test de chi cuadrado):

Pies normales: 16%

Pies planos: 37%

Pies cavos: 27%

- Deformación de la parte delantera del corte hacia adentro: 12%.

La frecuencia de deformación de esta parte del corte no depende ni del sexo, ni de la edad, ni del tipo de pie de los jugadores ($p>0.05$ para el test chi cuadrado).

4.2. RESULTADOS BIOMECÁNICOS

En este apartado se describen los resultados obtenidos en el estudio biomecánico, el cual incluyó tres grandes subestudios:

- Estudio cinemático y cinético de la caída de un salto sobre una superficie plana.
- Estudio cinemático de la caída de un salto sobre una superficie irregular.
- Estudio del rendimiento en salto y carrera.

De los anteriores subestudios se obtuvieron y analizaron las siguientes variables:

- Variables cinemáticas de la caída de un salto sobre una superficie plana:
 - Ángulo de flexión de rodilla.
 - Ángulo de flexión dorsal del tobillo.
 - Ángulo de inversión del retropié.
- Variables cinéticas de la caída de un salto sobre una superficie plana:
 - Fuerzas de reacción del suelo.
 - Aceleración medida en la tibia.
 - Aceleración medida en la cabeza.
 - Coefficientes de transmisión de las fuerzas de impacto a la tibia.
 - Coefficientes de transmisión de las fuerzas de impacto a la cabeza.
 - Coefficientes de transmisión de las aceleraciones de la tibia a la cabeza.
- Variables cinemáticas de la caída de un salto sobre una superficie irregular:
 - Ángulo de inversión del retropié.
- Variables de rendimiento en salto vertical:
 - Altura del salto.
- Variables de rendimiento en carrera con obstáculos.
 - Tiempo en completar el circuito.

Cada una de las variables cinemáticas y cinéticas fue estudiada interpretando la gráfica de su función temporal y buscando un patrón de parametrización que se repitiese en todos los aterrizajes. A continuación se parametrizaron las gráficas de cada variable para todos los aterrizajes, almacenando los valores de parametrización en una nueva variable con la que se realizó el tratamiento estadístico. De este modo, cada una de las variables con las que se realizó el tratamiento estadístico se obtuvo de un mismo parámetro tomado de todos los aterrizajes.

A continuación se describen las variables, los parámetros extraídos y los resultados estadísticamente significativos obtenidos de su análisis. Todos los resultados obtenidos se resumen en las tablas de resultados ubicadas en el “Anexo 7.4.”.

4.2.1. Variables cinemáticas de la caída de un salto sobre una superficie plana

Ángulo de flexión de rodilla.

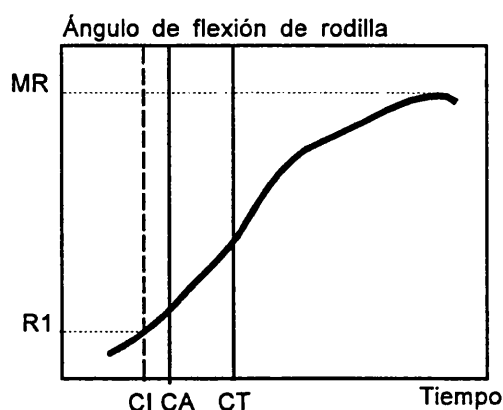


Figura 29: Ángulo de flexión de rodilla en función del tiempo (CI: Contacto inicial; CA: Contacto del antepié; CT: Contacto del talón).

Esta variable presentó una curva ascendente con un máximo absoluto (MR) muy próximo al final de la digitalización. Esta forma de la curva puede interpretarse como una flexión de rodilla continua desde unos instantes previos al contacto con el suelo hasta conseguir la máxima flexión, instante en el que se dio por terminado el aterrizaje y de detuvo el proceso de digitalización. De este modo los parámetros analizados fueron:

R1: Ángulo de flexión de rodilla en el instante de contacto del pie con la superficie.

MR: Máximo ángulo de flexión de rodilla.

TMR: Tiempo del máximo ángulo de flexión de rodilla.

MR-R1: Rango de flexión de rodilla.

El máximo ángulo de flexión de rodilla (MR) resultó menor para la zapatilla de mayor sujeción, en comparación con las otras dos condiciones ($p = 0.0010$ y test LSD), mostrando además interacción ($p=0.0174$) entre los factores sujeto y calzado.

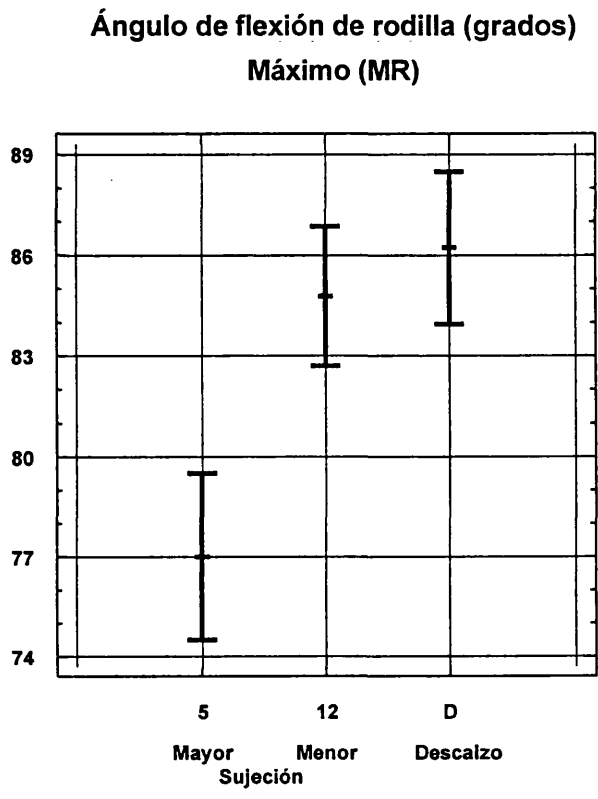


Figura 30: Ángulo de flexión de rodilla medido según el calzado utilizado.

La interacción entre los factores sujeto y calzado para la variable de máximo ángulo de flexión de rodilla (MR) mostró un efecto distinto para uno de los sujetos (GA), para el cual, con la condición de mayor sujeción se observó mayor grado de flexión de rodilla que con la condición de menor sujeción.

Interacción sujeto-calzado para MR

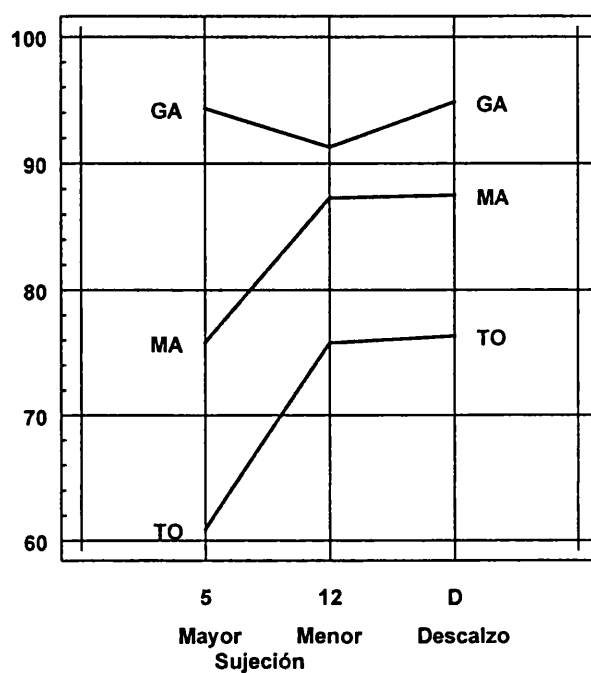


Figura 31: Interacción sujeto-calzado para el máximo ángulo de flexión de rodilla.

El tiempo correspondiente al máximo ángulo de flexión de rodilla (TMR) resultó mayor para la condición de descalzo ($p = 0.0046$ y test LSD) y no mostró interacción entre los factores sujeto y calzado ($p > 0.05$).

**Tiempo del máximo ángulo de flexión de rodilla (ms)
(TMR)**

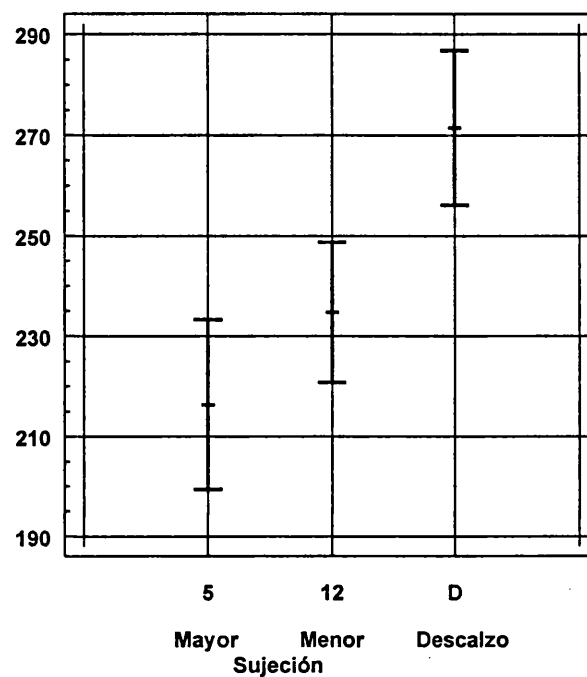


Figura 32: Tiempo del máximo ángulo de flexión de rodilla según el calzado utilizado.

El rango de movimiento de flexión de rodilla (MR-R1) resultó menor para la zapatilla de mayor sujeción, frente a las otras dos condiciones ($p = 0.0107$ y test LSD) y no mostró interacción entre los factores sujeto y calzado ($p > 0.05$).

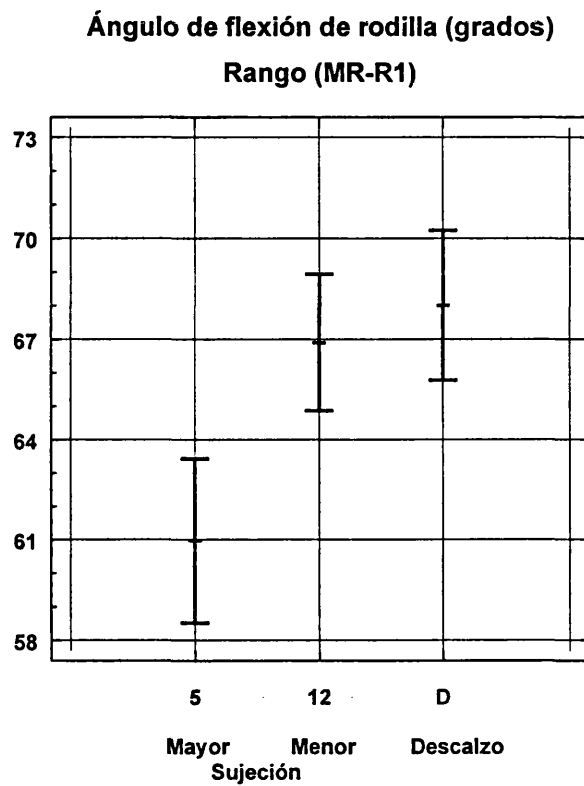


Figura 33: Rango de flexión de rodilla según el calzado utilizado.

Ángulo de flexión dorsal del tobillo.

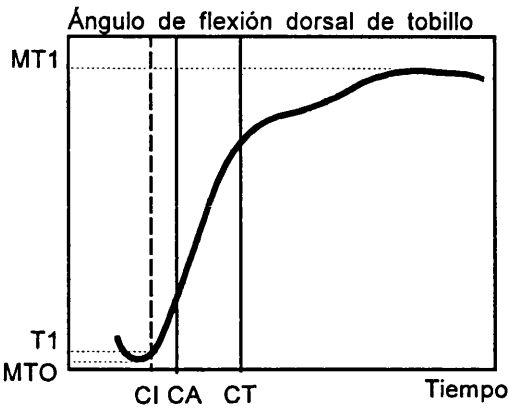


Figura 34: Ángulo de flexión dorsal en función del tiempo (CI: Contacto inicial; CA: Contacto del antepié; CT: Contacto del talón).

Esta variable presentó una curva con un mínimo de flexión dorsal (MTO) (coincidente con la máxima flexión plantar) en los instantes previos al contacto inicial del pie con la superficie, momento a partir del cual se produce una flexión dorsal continuada hasta alcanzar un valor máximo (MT1) en instantes próximos al final de la digitalización. De este modo, los parámetros analizados fueron:

- T1: Ángulo de flexión dorsal en el instante de contacto del pie con la superficie.
- MT1: Máximo ángulo de flexión dorsal.
- MTO: Mínimo ángulo de flexión dorsal.
- MT1-MTO: Rango de flexión dorsal.

El ángulo de flexión dorsal en el instante de contacto inicial (T1) resultó mayor para la condición de descalzo, frente a las dos condiciones de calzado ($p < 0.0001$ y test LSD) mostrando además interacción ($p = 0.0052$) entre los factores sujeto y calzado.

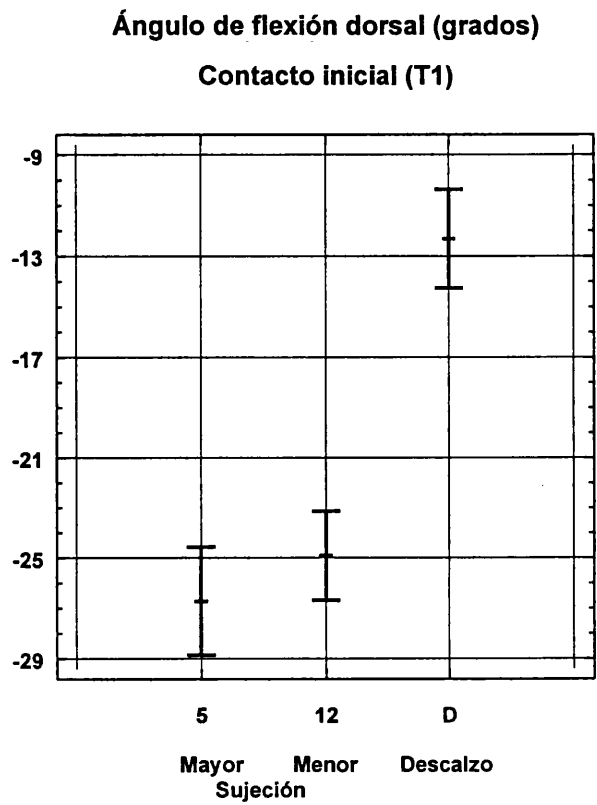


Figura 35: Ángulo de flexión dorsal inicial según el calzado utilizado.

La interacción entre los factores sujeto y calzado, para la variable de ángulo de flexión dorsal en el instante de contacto inicial (T1) mostró una tendencia similar para todos los sujetos, observándose mayores valores para la condición de descalzo.

Interacción sujeto-calzado para T1

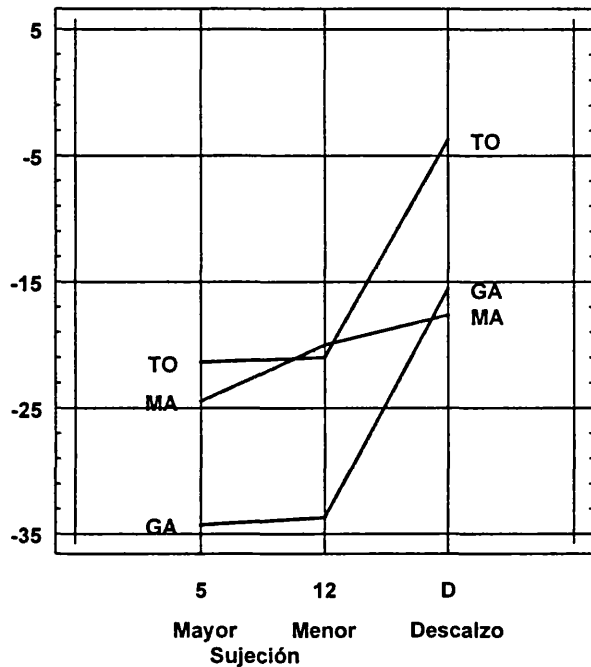


Figura 36: Interacción sujeto calzado para el ángulo de flexión dorsal inicial.

El máximo ángulo de flexión dorsal (MT1) resultó ser el mayor para la condición de descalzo y el menor para la zapatilla de mayor sujeción, obteniéndose diferencias entre las tres condiciones ($p < 0.0001$ y test LSD) mostrando además interacción ($p=0.0361$) entre los factores sujeto y calzado.

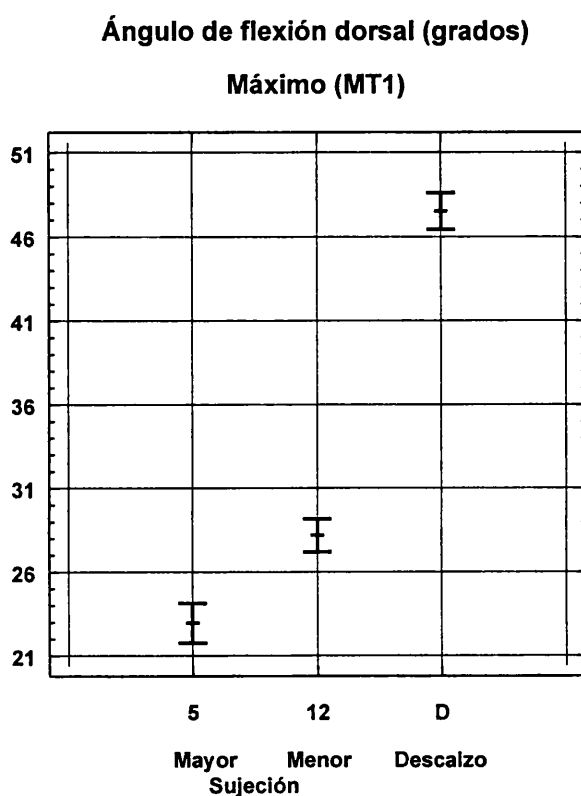


Figura 37: Máximo ángulo de flexión dorsal según el calzado utilizado.

La interacción entre los factores sujeto y calzado, para la variable máximo ángulo de flexión dorsal (MT1) mostró una tendencia similar para todos los sujetos, observándose mayores valores para la condición de descalzo.

Interacción sujeto-calzado para MT1

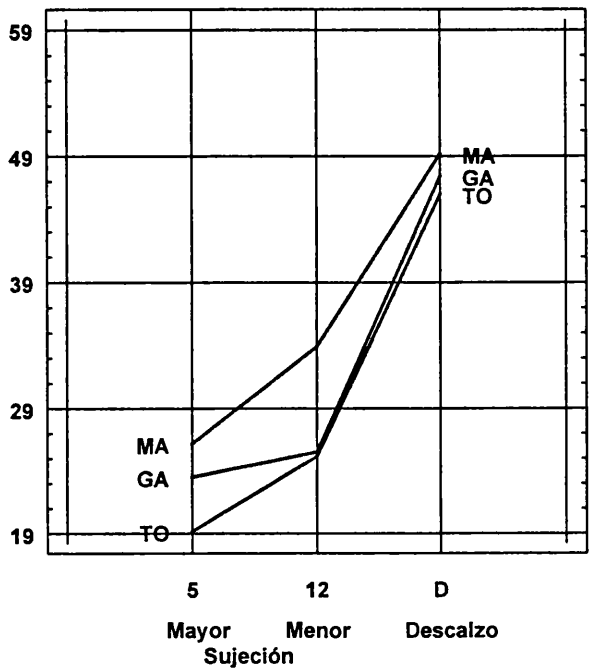


Figura 38: Interacción sujeto calzado para el máximo ángulo de flexión dorsal.

El mínimo ángulo de flexión dorsal (MTO), resultó mayor para la condición descalzo, en comparación con las condiciones de calzado ($p < 0.0001$ y test LSD) mostrando además interacción ($p=0.0081$) entre los factores sujeto y calzado.

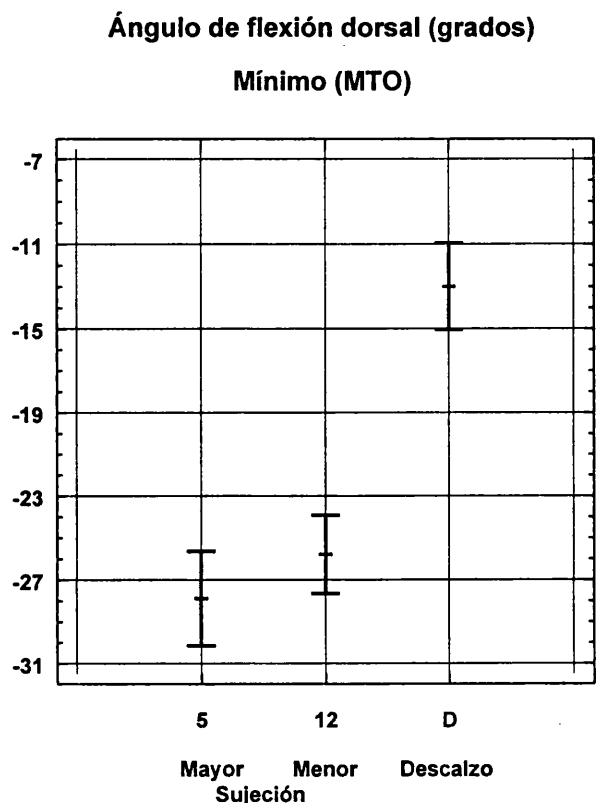


Figura 39: Mínimo ángulo de flexión dorsal según el calzado utilizado.

La interacción entre los factores sujeto y calzado, para la variable mínimo ángulo de flexión dorsal (MTO) mostró una tendencia similar para todos los sujetos, observándose mayores valores para la condición de descalzo.

Interacción sujeto-calzado para MTO

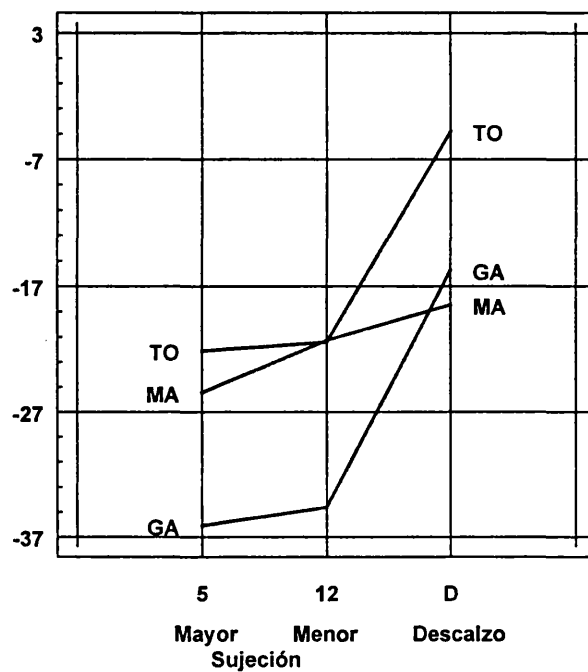


Figura 40: Interacción sujeto calzado para el mínimo ángulo de flexión dorsal.

El rango de movimiento de flexión dorsal del tobillo (MT1-MTO) resultó mayor para la condición de descalzo en comparación con la zapatilla de mayor sujeción ($p = 0.0011$ y test LSD) y no mostró interacción entre los factores sujeto y calzado ($p > 0.05$).

Ángulo de flexión dorsal (grados)
Rango (MT1-MTO)

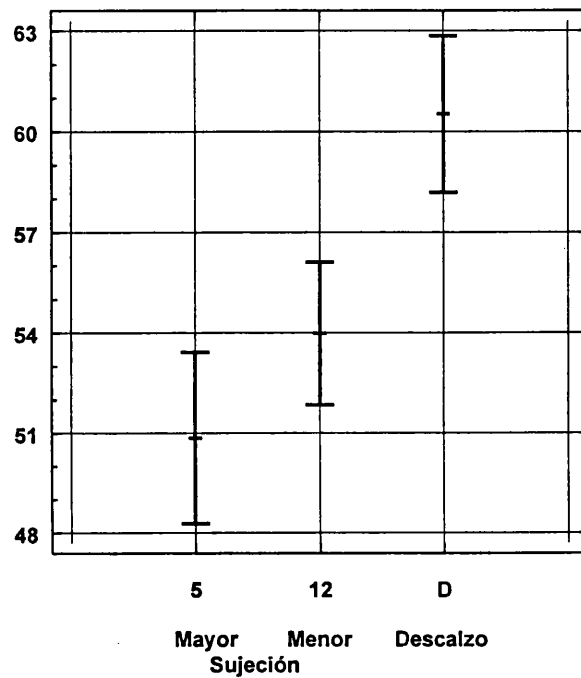


Figura 41: Rango de flexión dorsal según el calzado utilizado.

Ángulo de inversión del retropié.

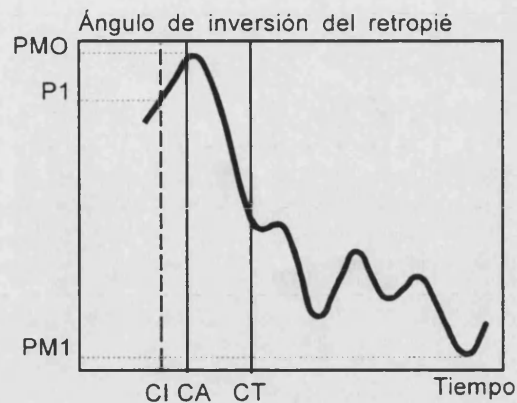


Figura 42: Ángulo de inversión del retropié en función del tiempo (CI: Contacto inicial; CA: Contacto del antepié; CT: Contacto del talón).

Esta variable presentó una curva con una subida durante los primeros instantes de contacto del pie con la superficie, hasta alcanzar un máximo de inversión del retropié (PMO) en instantes próximos y posteriores al contacto de las cabezas de los metatarsianos (contacto del antepié). A continuación, el grado de inversión va disminuyendo hasta alcanzar el valor mínimo (PM1) hacia el final del aterrizaje y de la digitalización. De este modo, los parámetros analizados fueron:

P1: Ángulo de inversión en el instante de contacto del pie con la superficie.

PM1: Mínimo ángulo de inversión.

PMO: Máximo ángulo de inversión.

TPMO: Tiempo del máximo ángulo de inversión.

PMO-PM1: Rango de inversión.

El ángulo de inversión en el instante de contacto inicial (P1) resultó menor para la condición de descalzo ($p = 0.0001$ y test LSD), mostrando además interacción ($p=0.0001$) entre los factores sujeto y calzado.

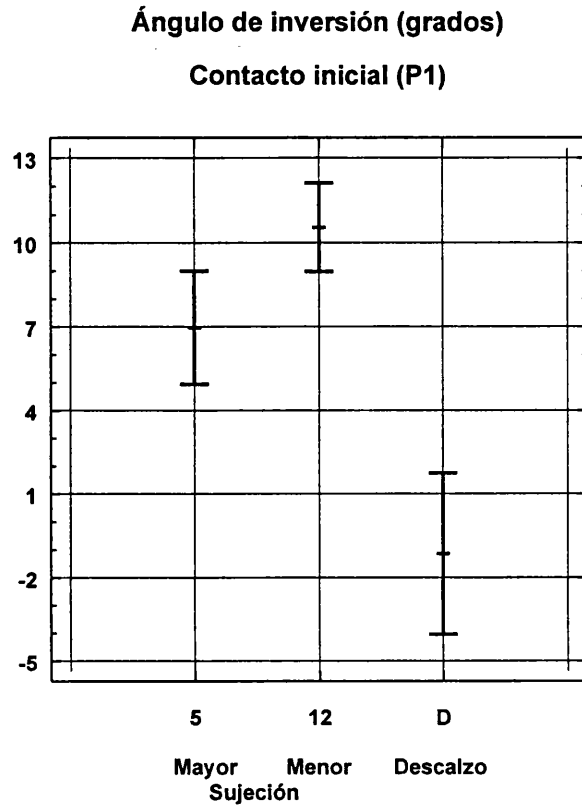


Figura 43: Ángulo de inversión del retropié inicial según el calzado utilizado.

La interacción entre los factores sujeto y calzado, para la variable ángulo de inversión del retropié en el instante de contacto inicial (P1) mostró una tendencia similar en dos de los tres sujetos, aunque para el tercero (GA) el grado de inversión observado con la condición descalzo resultó mucho menor.

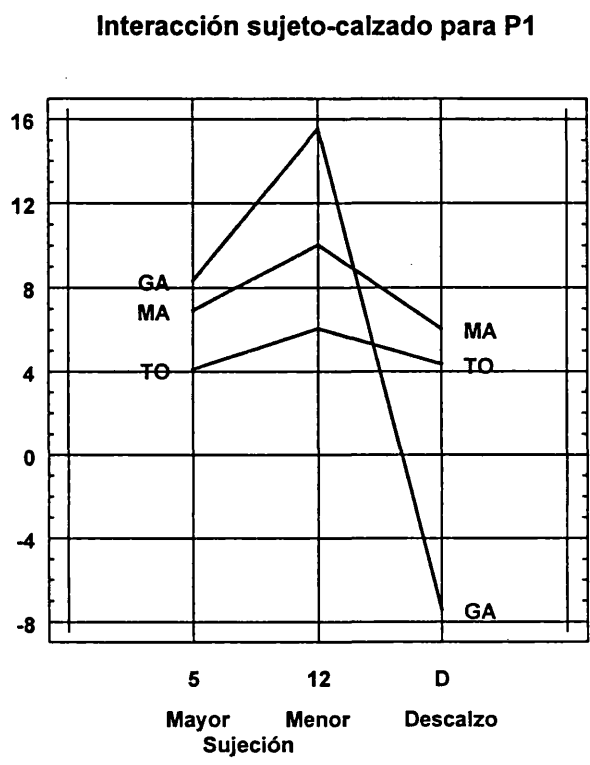


Figura 44: Interacción sujeto calzado para el ángulo de inversión del retropié inicial.

El mínimo ángulo de inversión (PM1) (o de mayor eversión) resultó ser el mayor para la zapatilla de menor sujeción y el menor para la condición de descalzo, mostrando diferencias entre las tres condiciones ($p < 0.0001$ y test LSD) y no mostró interacción entre los factores sujeto y calzado ($p > 0.05$).

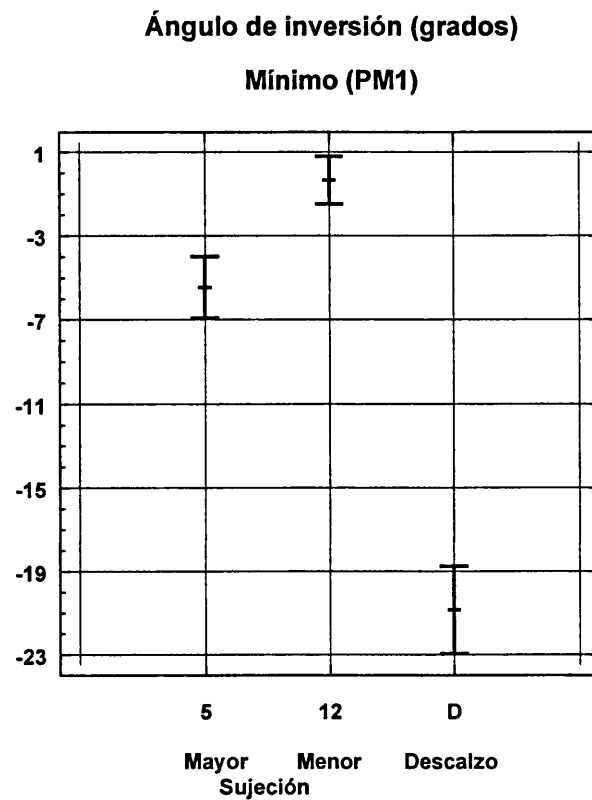


Figura 45: Mínimo ángulo de inversión del retropié según el calzado utilizado.

El máximo ángulo de inversión (PMO) resultó mayor para la zapatilla de menor sujeción, en comparación con las otras dos condiciones ($p = 0.0025$ y test LSD) y no mostró interacción entre los factores sujeto y calzado ($p > 0.05$).

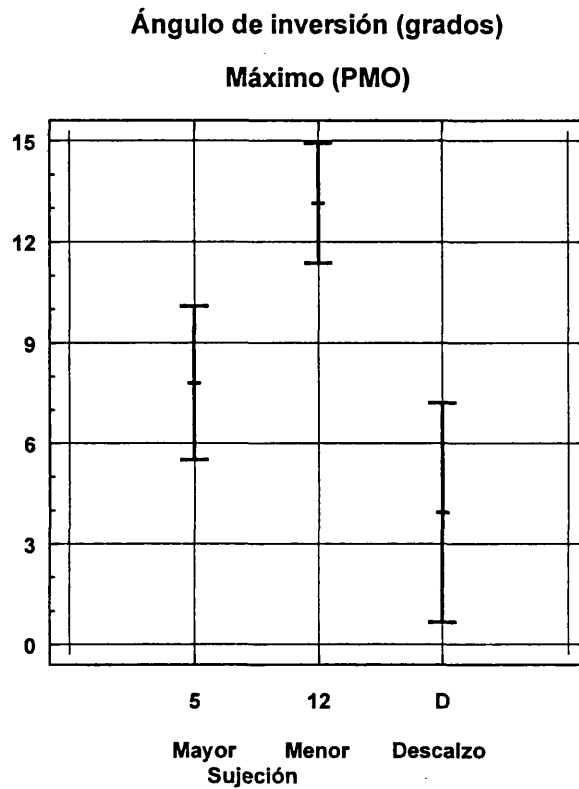


Figura 46: Máximo ángulo de inversión del retropié según el calzado utilizado.

El tiempo correspondiente al máximo ángulo de inversión (TPMO) resultó el mayor para la condición de descalzo ($p = 0.0001$ y test LSD), mostrando además interacción entre los factores sujeto y calzado ($p=0.0072$).

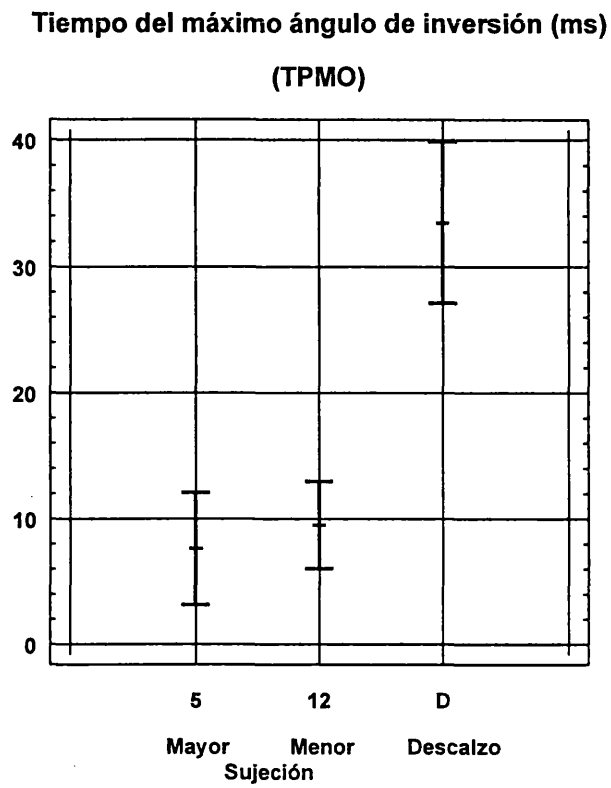


Figura 47: Tiempo del máximo ángulo de inversión del retropié según el calzado utilizado.

La interacción entre los factores sujeto y calzado, para la variable tiempo del máximo ángulo de inversión del retropié (TPMO) mostró, para uno de los sujetos (GA), valores mucho mayores con la condición descalzo.

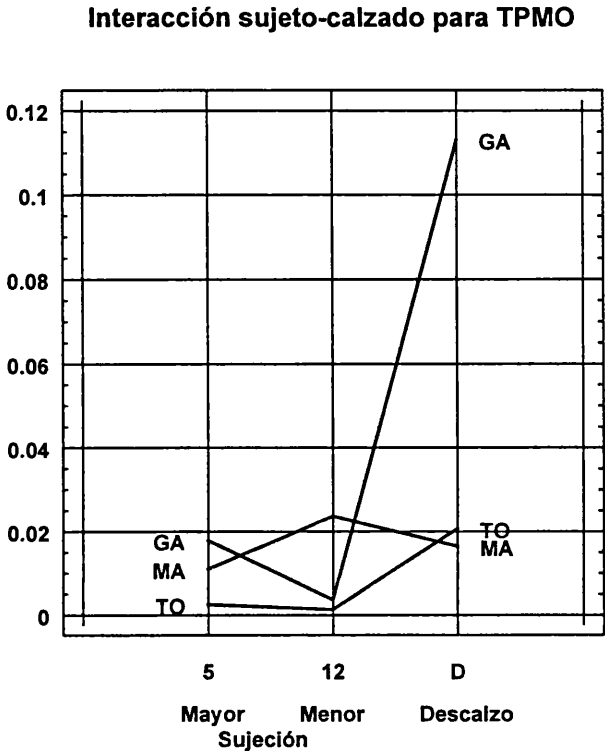


Figura 48: Interacción sujeto calzado para el tiempo del máximo ángulo de inversión.

El rango de movimiento de inversión (PMO-PM1) resultó el mayor para la condición de descalzo, frente a las condiciones de calzado ($p = 0.0014$ y test LSD) y no mostró interacción entre los factores sujeto y calzado ($p > 0.05$).

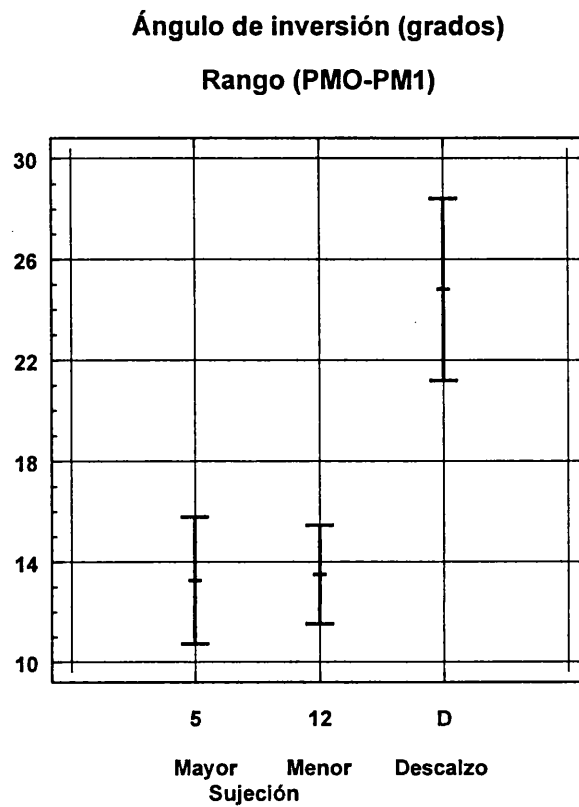


Figura 49: Rango de inversión del retropié según el calzado utilizado.

4.2.2. Variables cinéticas de la caída de un salto sobre una superficie plana

Fuerzas verticales de reacción del suelo.



Figura 50: Fuerzas verticales de reacción en función del tiempo (CI: Contacto inicial; CA: Contacto del antepié; CT: Contacto del talón).

Esta variable presentó una curva típica con dos máximos en el 90% de los aterrizajes. El primer máximo (FZ1) corresponde con el contacto del antepié (al impactar la zona de las cabezas de los metatarsianos), mientras que el segundo máximo (FZ2) corresponde al contacto del talón. El 10% de los aterrizajes presentó un único máximo, correspondiente a un contacto plantar de mayor magnitud, los cuales fueron eliminados del estudio. Los valores de las fuerzas de reacción se expresan en veces el peso corporal de los sujetos. De este modo, los parámetros analizados fueron:

FZ1: Primer máximo de fuerzas, correspondiente al impacto del antepié.

FZ2: Segundo máximo de fuerzas, correspondiente al impacto del talón.

MFZ: Máximo absoluto de fuerzas.

TFZ2-TFZ1: Retraso del máximo de fuerzas de impacto del talón respecto al del antepié.

El primer máximo de fuerzas, correspondiente al impacto del antepié (FZ1) resultó menor para la zapatilla de menor sujeción, frente a las otras dos condiciones ($p=0.0001$ y test LSD) mostrando además interacción entre los factores sujeto y calzado ($p<0.0001$).

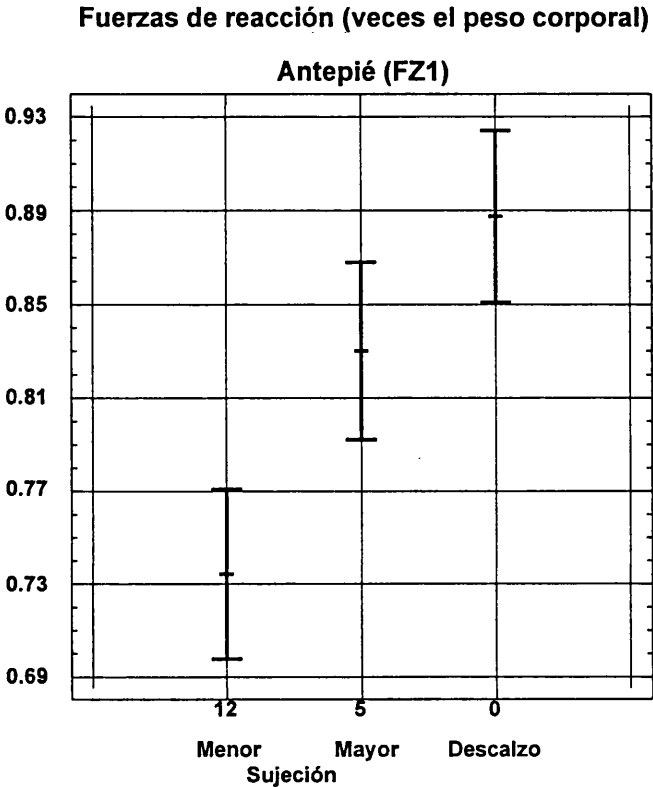


Figura 51: Fuerzas verticales de contacto del antepié según el calzado utilizado.

La interacción entre los factores sujeto y calzado, para la variable fuerza de impacto del antepié (FZ1) mostró, para cuatro de los cinco sujetos, mayores valores con la condición descalzo. Sin embargo para uno de los sujetos (G), la condición de mayor niveles de impacto fue la de mayor sujeción.

Interacción sujeto-calzado para FZ1

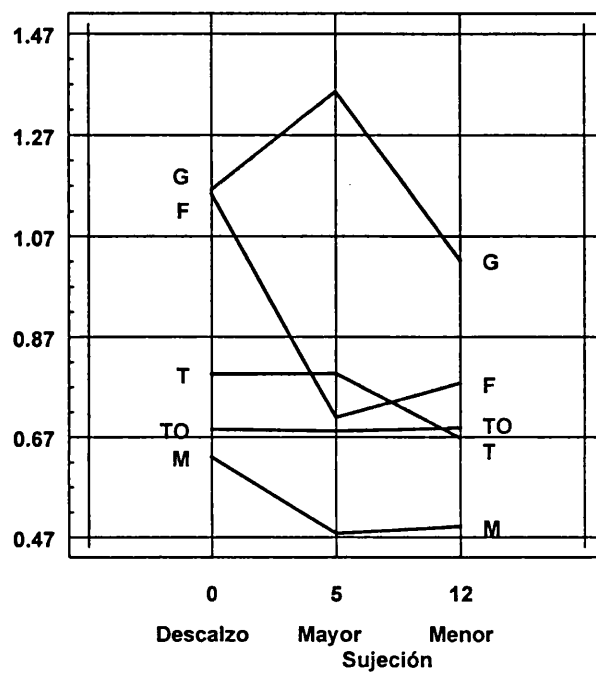


Figura 52: Interacción sujeto calzado para las fuerzas verticales de contacto del antepié.



El retraso del impacto del talón respecto al impacto del antepié (TFZ2-TFZ1) resultó mayor para la condición de descalzo en comparación con las condiciones de calzado ($p=0.0186$ y test LSD) y no mostró interacción entre los factores sujeto y calzado ($p>0.05$).

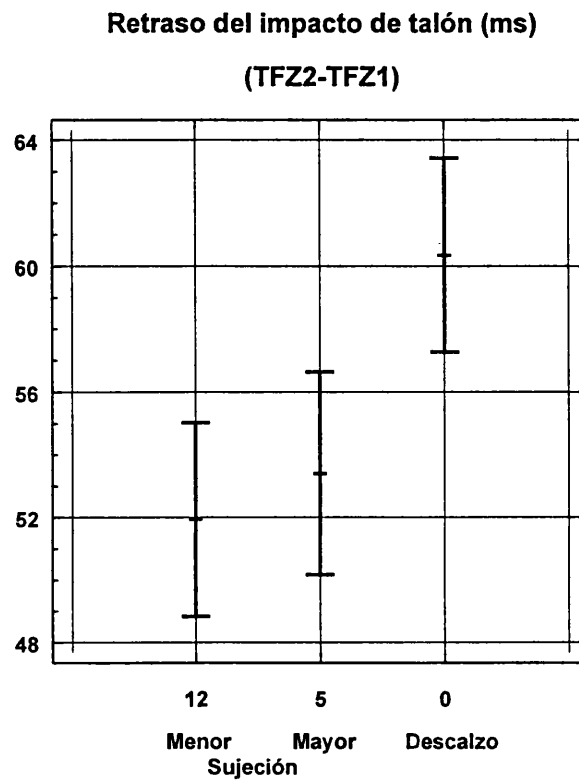


Figura 53: Retraso del impacto de talón según el calzado utilizado.

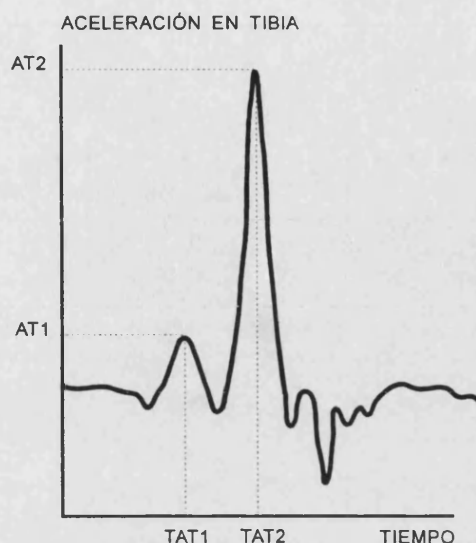
Aceleración medida en la tibia.

Figura 54: Aceleración de la tibia en función del tiempo (CI: Contacto inicial; CA: Contacto del antepié; CT: Contacto del talón).

Esta variable presentó, para el 90% de los aterrizajes, una curva típica con dos máximos y, al igual que para la variable de fuerzas de reacción, el primer máximo (AT1) corresponde con el contacto del antepié (al impactar la zona de las cabezas de los metatarsianos), mientras que el segundo máximo (AT2) corresponde al contacto del talón. De este modo, los parámetros analizados fueron:

AT1: Primer máximo de aceleración en tibia, correspondiente al impacto del antepié.

AT2: Segundo máximo de aceleración en tibia, correspondiente al impacto del talón.

MAT: Máximo absoluto de aceleración en tibia.

TAT2-TAT1: Retraso del máximo de aceleración correspondiente al impacto del talón respecto al del antepié.

Los resultados no mostraron diferencias estadísticamente significativas entre las diferentes condiciones, para ninguno de los parámetros estudiados.

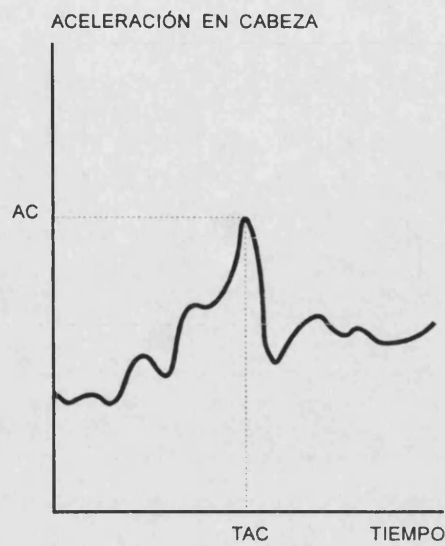
Aceleración medida en la cabeza.

Figura 55: Aceleración de la cabeza en función del tiempo (CI: Contacto inicial;
CA: Contacto del antepié; CT: Contacto del talón)

Esta variable presentó sistemáticamente un único máximo, correspondiente a la máxima aceleración medida en la cabeza durante el aterrizaje. De este modo, el parámetro analizado fue:

AC: Máximo absoluto de aceleración en la cabeza.

El máximo de aceleración en la cabeza (AC) resultó mayor para las dos condiciones de calzado frente a la condición de descalzo ($p = 0.0046$ y test LSD) y no mostró interacción entre los factores sujeto y calzado ($p > 0.05$).

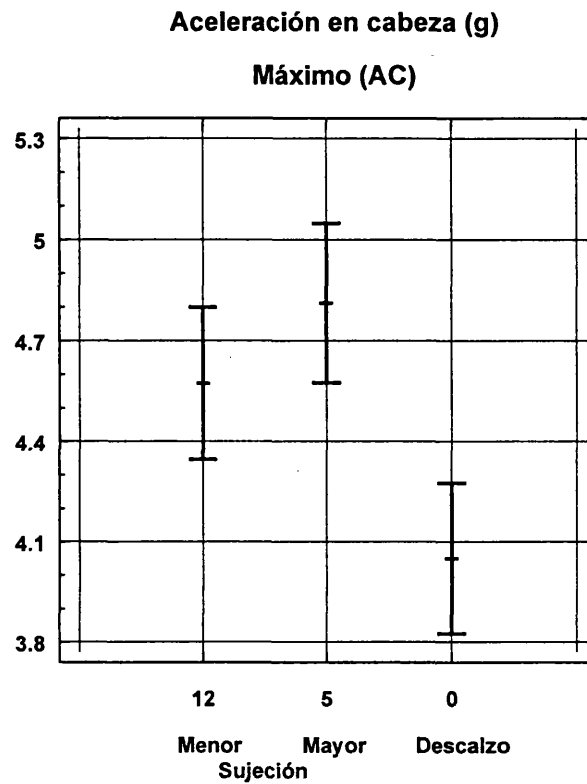


Figura 56: Aceleración de la cabeza según el calzado utilizado.

Coefficientes de transmisión de las fuerzas de impacto a la tibia.

Esta variable puede interpretarse como la transmisión de los impactos en forma de vibraciones que ascienden al cuerpo y se miden en la tibia en forma de aceleración del segmento óseo. Su cálculo las hace adimensionales debido a que proceden del cociente entre el producto de la aceleración medida y la masa del sujeto, y la fuerza medida ($a \cdot m / F$). De este modo se calcularon dos coeficientes de transmisión, uno correspondiente al impacto del antepié y otro al contacto del talón:

AT1/FZ1: Coeficiente de transmisión de las fuerzas de reacción del suelo a la tibia, correspondientes al impacto del antepié.

AT2/FZ2: Coeficiente de transmisión de las fuerzas de reacción del suelo a la tibia, correspondientes al impacto del talón.

El coeficiente de transmisión de las fuerzas de reacción del suelo a la tibia, correspondientes al impacto del talón (AT2/FZ2) resultó mayor para la zapatilla de menor sujeción, en comparación con la condición de descalzo ($p = 0.0152$ y test LSD) y no mostró interacción entre los factores sujeto y calzado ($p > 0.05$).

Transmisión de las fuerzas de reacción a la tibia
Impacto de talón (AT2/FZ2)

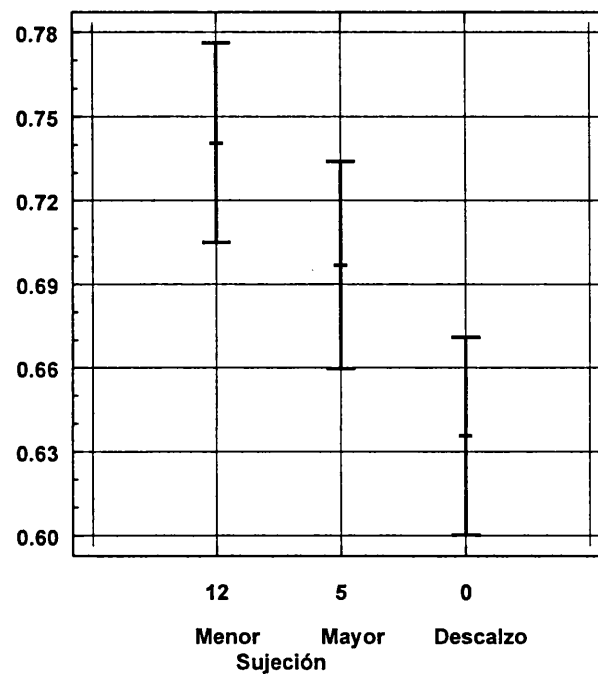


Figura 57: Transmisión del impacto de talón a la tibia según el calzado utilizado.

Coefficientes de transmisión de las fuerzas de impacto a la cabeza.

Esta variable puede interpretarse como la transmisión de los impactos en forma de vibraciones que ascienden al cuerpo y se miden en la cabeza en forma de aceleración del segmento. Su cálculo la hace adimensional debido a que procede del cociente entre el producto de la aceleración medida y la masa del sujeto, y la fuerza medida ($a \cdot m / F$). De este modo, la variable analizada fue:

AC/MFZ: Coeficiente de transmisión de las fuerzas de reacción del suelo a la cabeza.

El coeficiente de transmisión de las fuerzas de reacción del suelo a la cabeza (AC/MFZ) resultó mayor para las condiciones de calzado frente a la condición de descalzo ($p = 0.0069$ y test LSD), mostrando además interacción entre los factores sujeto y calzado ($p=0.0399$).

Transmisión de las fuerzas de reacción a la cabeza

Máximo (AC/MFZ)

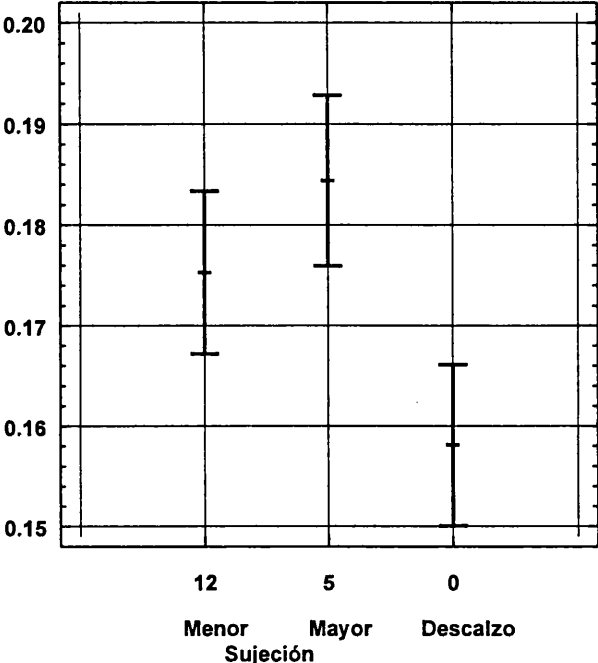


Figura 58: Transmisión de las fuerzas de impacto a la cabeza según el calzado utilizado.

La interacción entre los factores sujeto y calzado, para la variable de transmisión de las fuerzas de reacción del suelo a la cabeza mostró que para dos de los cinco sujetos (TO y M) la condición de menor transmisión no es la de descalzo.

Interacción sujeto-calzado para AC/MFZ

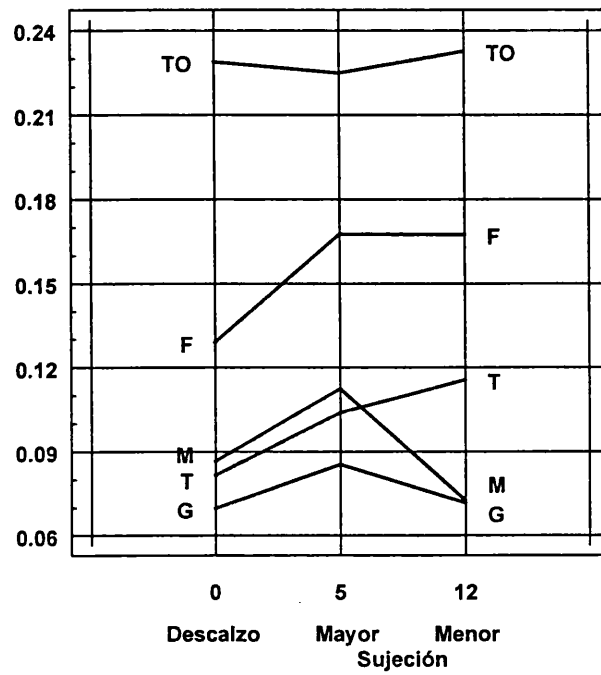


Figura 59: Interacción sujeto calzado para la transmisión de los impactos a la cabeza.

Coefficientes de transmisión de las aceleraciones de la tibia a la cabeza.

Esta variable puede interpretarse como la transmisión de la máxima aceleración medida en la tibia hasta la cabeza. Su cálculo la hace adimensional debido a que proceden del cociente entre dos aceleraciones. De este modo, la variable analizada fue:

AC/MAT: Coeficiente de transmisión de las aceleraciones de la tibia a la cabeza.

El coeficiente de transmisión de las aceleraciones de la tibia a la cabeza (AC/MAT) resultó mayor para la zapatilla de mayor sujeción, frente a la condición de descalzo (test LSD) y no mostró interacción entre los factores sujeto y calzado.

Transmisión de la aceleración de tibia a la cabeza

Máximo (AC/MAT)

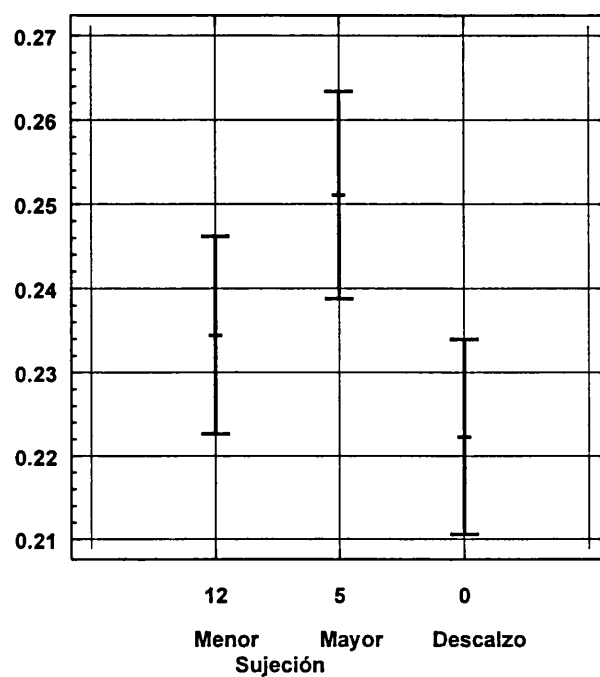


Figura 60: Transmisión de la aceleración de la tibia a la cabeza según el calzado utilizado.

4.2.3. Variables cinemáticas de la caída de un salto sobre una superficie irregular

Ángulo de inversión del retropié.

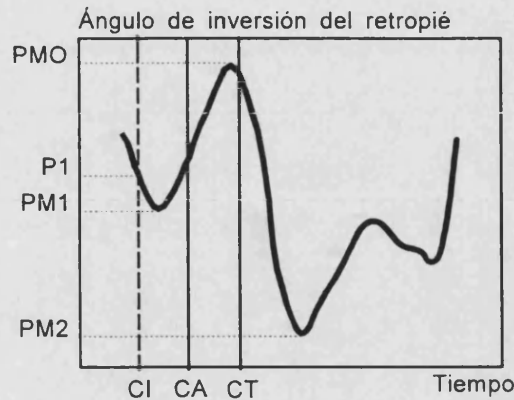


Figura 61: *Ángulo de inversión del retropié en función del tiempo (superficie irregular)*
(CI: Contacto inicial; CA: Contacto del antepié; CT: Contacto del talón).

Esta variable presentó una curva en la que se observan un mínimo local de inversión del retropié (PM1) en los primeros instantes posteriores al contacto inicial del pie con la superficie, seguido de una aumento brusco de la inversión durante el contacto del antepié y hasta los instantes próximos al contacto del talón, cuando se alcanza un máximo absoluto de inversión del retropié (PMO) y una posterior disminución de este valor hasta alcanzar un mínimo absoluto de inversión (PM2) hacia la fase media o final del aterrizaje. De este modo los parámetros analizados fueron:

PMO: Máximo ángulo de inversión.

PMO-PM1: Rango de inversión.

Para la variable máximo ángulo de inversión (PMO) se observaron las siguientes interacciones entre factores:

- Interacción contrafuerte-caña alta ($p=0.0197$).

Se observaron los mayores valores del máximo ángulo de inversión del retropié (PMO) si no se incluye ninguno de estos dos elementos (16.5°), valores algo menores si se incluye solamente la caña alta (12.6°) y los menores valores si se incluye solamente el contrafuerte (11.4°) o ambos elementos (11.3°).

| Contrafuerte | Caña alta | Media \pm SE (grados) |
|--------------|-----------|----------------------------|
| Si | Si | 11.3 ± 0.9 |
| Si | No | 11.4 ± 0.8 |
| No | Si | 12.6 ± 0.8 |
| No | No | 16.5 ± 0.8 |

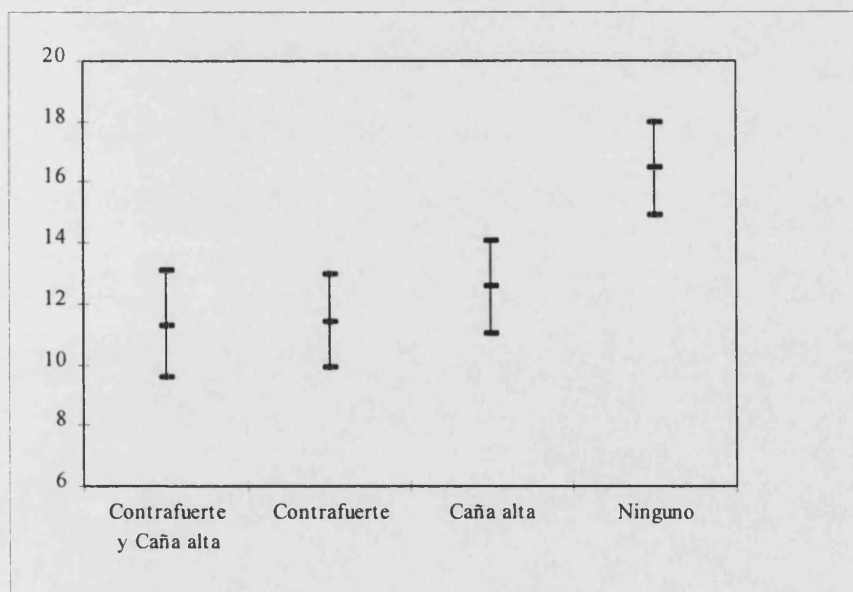


Figura 62: Interacción contrafuerte caña alta para el máximo ángulo de inversión.

- Interacción vaciado-caña alta ($p < 0.0001$).

Se observaron los mayores valores del máximo ángulo de inversión del retropié (PMO) si no se incluye ninguno de estos dos elementos (16°), valores algo menores si se incluyen ambos elementos (13.6°), valores todavía menores si se incluye solamente el vaciado (12°) y los menores valores si se incluye solamente la caña alta (10.3°).

| Vaciado | Caña alta | Media \pm SE (grados) |
|---------|-----------|-------------------------|
| Si | Si | 13.6 ± 0.8 |
| Si | No | 12.0 ± 0.8 |
| No | Si | 10.3 ± 0.8 |
| No | No | 16.0 ± 0.8 |

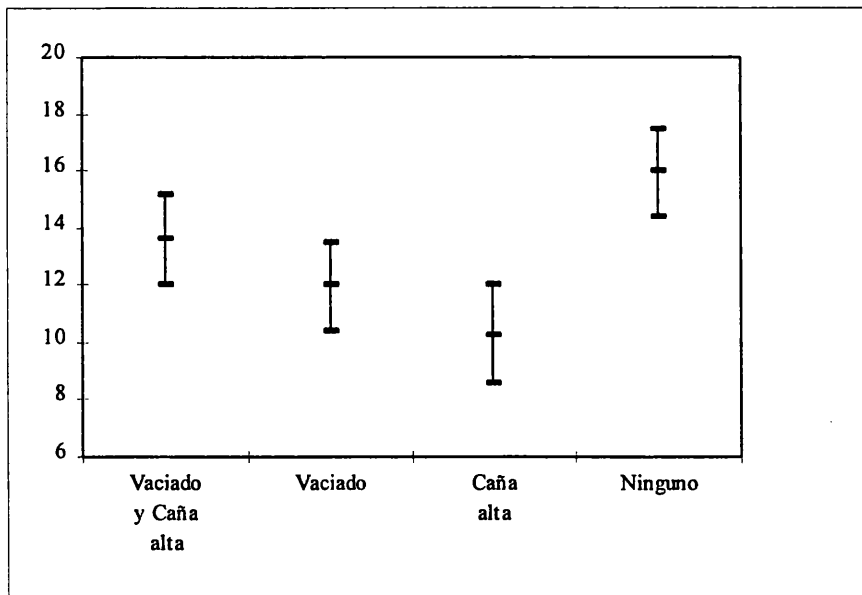


Figura 63: Interacción vaciado caña alta para el máximo ángulo de inversión.

Para la variable rango de movimiento de inversión (PMO-PM1) se detectó la siguiente interacción entre factores:

- Interacción “contrafuerte-vaciado” ($p = 0.0225$):

Se observaron los mayores valores del rango de inversión del retropié (PMO-PM1) si no se incluye ninguno de estos dos elementos (5.8°) o ambos (5.1°), valores algo menores (4.5°) si se incluye solamente el vaciado y los menores valores (2.3°) si se incluye solamente el contrafuerte.

| Contrafuerte | Vaciado | Media \pm SE (grados) |
|--------------|---------|----------------------------|
| Si | Si | 5.1 ± 0.9 |
| Si | No | 2.3 ± 0.9 |
| No | Si | 4.5 ± 0.9 |
| No | No | 5.8 ± 0.9 |

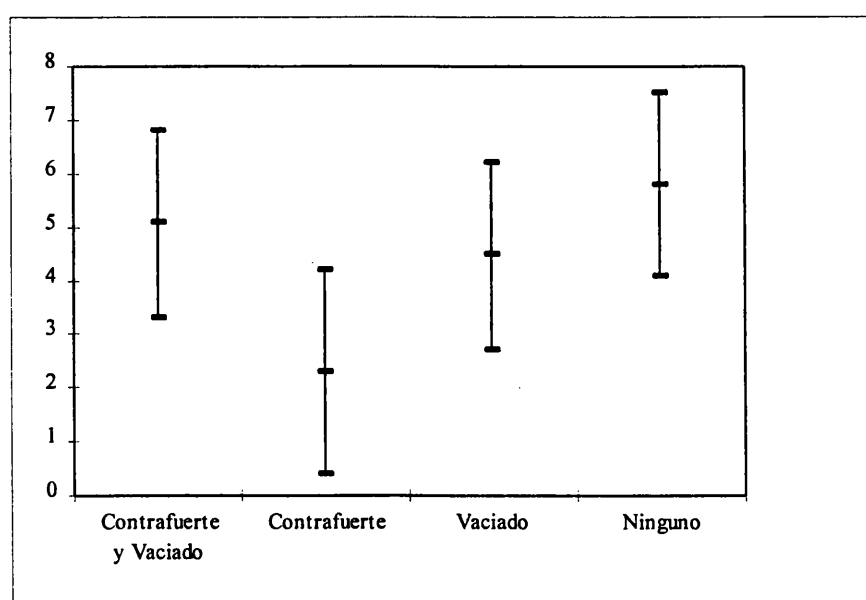


Figura 64: Interacción contrafuerte vaciado para el rango de inversión del retropié.

Zapatillas de caña alta.

Para el estudio exclusivo de las zapatillas de caña alta, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en las variables de inversión del retropié, entre la inclusión o no del elemento de control del retropié por tirantes.

4.2.4. Variables de rendimiento en salto vertical

Altura del salto.

La variable altura del salto fue calculada a partir del tiempo de vuelo medido y en la forma descrita en el apartado de material y método y se expresa en centímetros. La variable estudiada fue:

H: Altura del salto vertical.

La altura del salto vertical (H) resultó mayor con la condición de menor sujeción del tobillo ($p < 0.0001$) y no presentó interacción entre los factores sujeto y calzado ($p < 0.05$).

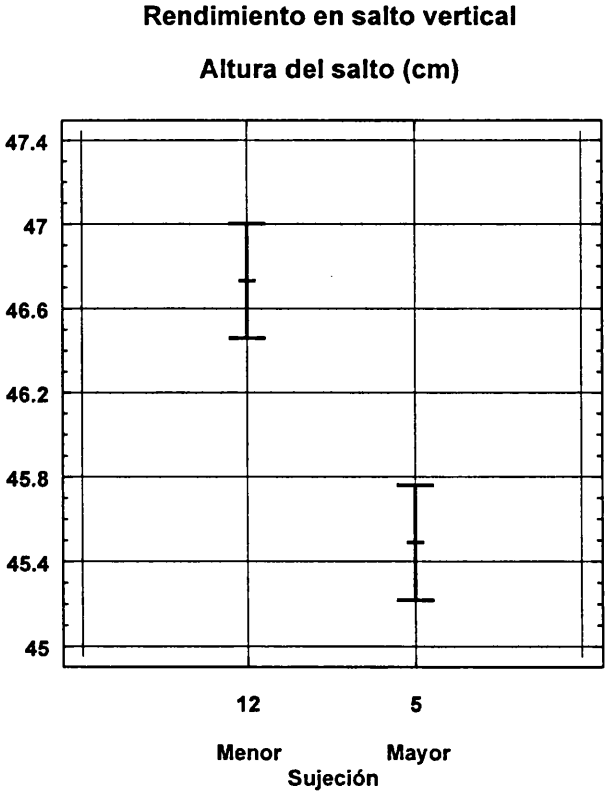


Figura 65: Rendimiento en el salto vertical según el calzado utilizado.

4.2.5. Variables de rendimiento en carrera con obstáculos

Tiempo en completar el circuito.

La variable tiempo empleado (T) no sufrió ningún tratamiento previo a su estudio y se expresa en segundos. La variable estudiada fue:

T: Tiempo empleado.

El tiempo empleado en completar el circuito de carrera (T) resultó mayor para la condición de mayor sujeción del tobillo, con un nivel de significación de $p = 0.0553$ y no mostró interacción entre los factores sujeto y calzado ($p < 0.05$).

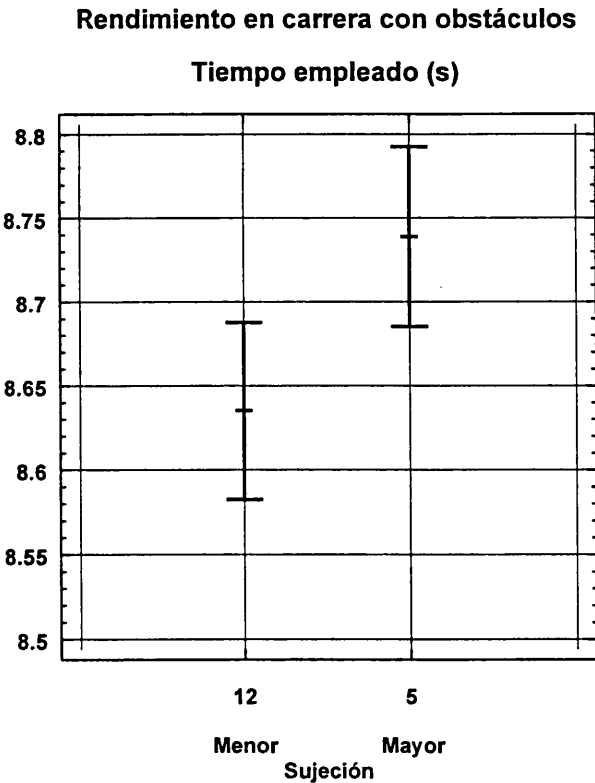


Figura 66: Rendimiento en la carrera con obstáculos según el calzado utilizado.

4.3. DISCUSIÓN GLOBAL DE LOS RESULTADOS

A continuación se discuten los resultados del trabajo, comparándolos con los obtenidos por otros autores y analizando sus implicaciones para la práctica del baloncesto.

4.3.1 Análisis epidemiológico

Lesiones

Del estudio epidemiológico se puede concluir que la lesión más frecuente entre los jugadores de baloncesto de la provincia de Valencia es la de tobillo. Este resultado concuerda con otros autores que estudiaron otras poblaciones (Martínez Romero, 1985; Garrick, 1987; Garrick y Requa, 1988; Fintelman, 1989; Pfeifer y cols., 1992). El porcentaje de jugadores que se ha lesionado el tobillo en Valencia asciende al 49% y en el mismo sentido que Pfeifer y cols. (1992), se encontró que la lesión de tobillo es más frecuente en jugadores de mayor edad, lo cual es bastante lógico si se tiene en cuenta que la principal causa de lesión de tobillo es una torcedura accidental.

La lesión de rodilla resultó la segunda más frecuente, involucrando al 22% de los jugadores. Estos resultados concuerdan con los obtenidos por Apple y cols. (1982), Martínez Romero (1985) y Fintelman (1989). Esta lesión, en nuestro estudio, resultó más frecuente en hombres que en mujeres, con un 24% y un 15% de jugadores lesionados respectivamente. Debe destacarse que esta observación se hace descartando posibles diferencias en el nivel deportivo entre hombres y mujeres, aunque existen diferencias entre ambos grupos respecto al peso y la estatura, variables que se relacionan positivamente con la incidencia de lesiones de rodilla.

En tercer y cuarto lugar por frecuencia están las lesiones de los dedos de la mano (22%) y de la muñeca (11%), resultados comparables a los obtenidos por Martínez Romero (1985). Con menor frecuencia se presentaron las lesiones de la zona lumbar (5%), comparables con los porcentajes obtenidos por Fintelman

(1989), que resultaron más frecuentes en quienes entrenan un mayor número de horas a la semana.

El tipo de estructura más frecuentemente lesionada ha sido el ligamento (35%), en el mismo sentido que Martínez Romero (1985), Apple (1988), Birrer y cols. (1988), Fintelman (1989) y Backx y cols. (1991), seguido del hueso (24%), el músculo (16%) y el tendón (16%). Debido a esto, es lógico que los medios de protección utilizados se dirijan a la evitación de los esguinces, fundamentalmente del tobillo.

Los resultados también destacan que los tipos de pavimentos más utilizados son aquellos menos amortiguadores como los de cemento o asfalto, cuya utilización podría relacionarse con las lesiones por sobrecarga. El 21% de los jugadores juegan más de la mitad de su tiempo en estas superficies, mientras que en parqué o sintéticos, superficies más amortiguadoras de los impactos, apenas lo hace un 12%. Estos resultados destacan la importancia que debe tomar el calzado como principal elemento amortiguador externo al propio cuerpo del deportista, teniendo en cuenta que algunos autores (Wosk y Voloshin, 1985), relacionan una mayor transmisión de impactos al cuerpo, con un aumento en el dolor lumbar.

Calzado

Los criterios personales que los jugadores de baloncesto consideran importantes o muy importantes, para la selección de su calzado son:

- la amortiguación, más valorada por los jugadores de mayor nivel deportivo,
- la estabilidad, más valorada por los jugadores de mayor nivel deportivo,
- la flexibilidad, más valorada por las mujeres, mientras que menos valorada por los más mayores,
- la adherencia al suelo,

- la duración del calzado y
- su experiencia personal, más valorada por las mujeres y por los jugadores de mayor nivel deportivo y menos valorada por los más jóvenes.

Los criterios personales de los jugadores para la selección de su calzado reflejan la preocupación sobre la capacidad de amortiguación del mismo e incluyen a la flexibilidad y a la estabilidad entre las más importantes.

La suela del calzado refleja un desgaste no homogéneo. Las zonas más frecuentemente desgastadas son:

- Zona de la cabeza del primer metatarsiano “B” (50%). Esta zona es más desgastada por los hombres que por las mujeres (54% frente a 41%), posiblemente debido al mayor peso corporal aplicado durante los giros con el pie fijo al suelo.
- Zona trasera central “F” (31%).
- Zona anterior central “A” (29%).
- Zona postero-externa “G” (29%). Las mujeres la desgastan más frecuentemente que los hombres (42% frente a 27%), debido posiblemente a una mayor laxitud articular que da un mayor rango de pronosupinación.

La deformación excesiva del material de corte del calzado se encontró sobre todo en aquellos jugadores que presentaban alteraciones funcionales en sus pies (pies planos o cavos). Este hecho, sumado a que la mayor parte de los jugadores utilizan una media de 2 pares de zapatillas al año, sugiere que la rigidez aportada por las zapatillas actuales es suficiente.

4.3.2 Análisis biomecánico

Caída de un salto sobre una superficie plana

Los registros de fuerzas de reacción obtenidas durante la caída de los saltos verticales resultaron similares a los reportados en la bibliografía, destacando la aparición de dos picos de impacto (Sussman y cols., 1988; Devita y Skelly, 1992; Dufek y Bates, 1991; Gross y Nelson, 1988; Kaelin y cols., 1988; Mc Clay y cols., 1994 (a); Stacoff y cols., 1988; Valiant y Cavanagh, 1985).

Los valores de los picos de fuerzas de impacto resultaron similares a los reportados por Stacoff y cols. (1988) aunque el valor del primer pico fue algo menor que el observado por dicho autor.

La relación segundo/primer pico de fuerzas de impacto resultó de 3.2, similar a la referida por Valiant y Cavanagh (1985) y algo mayor al del resto de la literatura (Gross y Nelson, 1988; Kaelin y cols., 1988; Mc Clay y cols., 1994 (a)), por presentar un primer pico algo menor.

Los registros de aceleración en tibia también se mostraron acordes a la literatura consultada (Gross y Nelson 1988), destacando la aparición de dos picos de impacto y de similares valores.

El tiempo transcurrido entre el primer pico de fuerzas de impacto y el segundo resultó algo mayor que en la literatura (Devita y Skelly, 1992; Valiant y Cavanagh, 1985).

Para la zapatilla de mayor sujeción del tobillo se encontraron:

- Mayores fuerzas de reacción (13%) para el impacto del antepié con el suelo (respecto a la zapatilla de menor sujeción).
- Mayor transmisión de las fuerzas (15%) y las aceleraciones (12%) a

cabeza (respecto a la condición de descalzo, mientras que la zapatilla de menor sujeción no es diferente a esta condición).

- Menor transmisión de las fuerzas de reacción a la tibia (6%), correspondientes al impacto del talón (respecto a la zapatilla de menor sujeción).

Esta disminución de la capacidad de amortiguación puede explicarse si se relaciona con los resultados cinemáticos obtenidos, en los que se observa que para la zapatilla de mayor sujeción se obtuvo:

- Menor flexión de rodilla (máximo ángulo) (10%).
- Menor rango de flexión de rodilla (10%).
- Menor flexión dorsal del tobillo (máximo ángulo) (20%).
- Menor inversión del retropié (máximo ángulo) (48%).

Estos resultados destacan la disminución de la capacidad de amortiguación al utilizar zapatillas de mayor sujeción del tobillo a través de una reducción, no solamente del rango de flexión dorsal del tobillo, sino también del rango de flexión de la rodilla, hecho sugerido, aunque no observado por otros autores (Sussman, 1987; Sussman y cols., 1988).

Los valores de los máximos de inversión del retropié se corresponden con los referidos por Mc Clay y cols. (1994 (b)), aunque los máximos de flexión de rodilla, de flexión dorsal y de flexión plantar son algo mayores. Sin embargo el trabajo de Mc Clay se llevó a cabo con jugadores profesionales de la NBA, seguramente más fuertes, quienes detendrían la flexión de rodilla antes, en base a una más potente acción muscular.

Finalmente, se ha podido comprobar que un aumento en la rigidez vertical de las zapatillas (para brindar mayor sujeción al tobillo), producido mediante un aumento de la altura de la caña y la inclusión de un contrafuerte y un sistema de control del retropié por tirantes, aumentan el nivel de las fuerzas de impacto

al aterrizar de un salto vertical, así como su transmisión a la parte superior del cuerpo (medido en la cabeza). Sin embargo, la inclusión de un contrafuerte puede ser la causa de una menor transmisión de las fuerzas de impacto a la tibia, correspondientes al contacto del talón, debido al efecto de confinamiento del tejido blando del talón citado por Jorgensen y Ekstrand (1988), Jorgensen y Bojsen-Moeller (1989) y Ferrandis y cols. (1994).

Además se comprobó que la disminución de la capacidad de amortiguación de los impactos y de su transmisión al resto del cuerpo, ocasionada por la mayor sujeción del tobillo, según se sugirió en el estado del arte, está causada por una limitación en los rangos de movimiento articular, de flexión dorsal del tobillo y de flexión de la rodilla.

Esta limitación de la flexión de la rodilla por medio del aumento de la sujeción del tobillo puede explicarse como efecto de la limitación de la flexión dorsal, movimientos cuyos máximos son simultáneos y, para mantener una posición de equilibrio, la flexión de la rodilla no puede aumentar sin que aumente la del tobillo.

Aterrizaje de un salto sobre una superficie irregular

De los distintos elementos incorporados a los prototipos, destinados todos a limitar la inversión del retropié, mediante la rigidización vertical de la zapatilla o mediante su flexibilización longitudinal, se observó lo siguiente:

- **Contrafuerte:**

La inclusión de un contrafuerte reduce la máxima inversión del retropié (PMO), tanto si se asocia o no a la inclusión de una caña alta. Además, siempre que no se incluya un vaciado en la entresuela, el contrafuerte reduce también el rango de inversión del retropié (PMO-PM1).

- **Caña alta:**

La inclusión de una caña alta reduce la máxima inversión del retropié (PMO), pero en menor medida que la inclusión de un contrafuerte. La combinación de ambos elementos produce un control mayor que si se incluye solamente la caña alta, aunque similar al otorgado por el contrafuerte sin la inclusión de la caña alta. Además, la acción limitadora de la caña alta es máxima cuando no exista un vaciado en la entresuela y mínima si se combina con el vaciado.

- **Vaciado:**

La inclusión de un vaciado en la entresuela, en las zapatillas que no incluyen caña alta, disminuye la máxima inversión del retropié (PMO). Sin embargo, si se asocian ambos elementos (vaciado y caña alta) la capacidad de control de la máxima inversión se anula.

Además, si se asocia la inclusión de un vaciado a la de un contrafuerte, el vaciado reduce el control del rango de inversión del retropié (PMO-PM1) que consigue la inclusión del contrafuerte.

- **Sistema de control con tirantes (para zapatillas de caña alta):**

Con la inclusión de un sistema de control con tirantes, en las zapatillas de caña alta no se observaron diferencias ni en el máximo de inversión del retropié (PMO), ni en su rango de movimiento (PMO-PM1).

Los resultados referidos a la inclusión de un vaciado en la entresuela para aumentar la flexibilidad longitudinal de la zapatilla son coincidentes con los obtenidos por Stacoff y cols. (1990), quien encontró menores valores de inversión del retropié con zapatillas de caña baja que incluían un vaciado en su entresuela. El mecanismo de limitación de la inversión del retropié, propiciado por el vaciado en la entresuela, permite que mientras el antepié se inclina con la superficie irregular, el retropié mantenga su nivel de inversión neutro.

El análisis visual de las filmaciones y su contrastación con los datos cinemáticos expuestos permitió generar una hipótesis explicativa del porqué del efecto observado con la inclusión de los elementos estudiados:

En primer lugar se observó que los sujetos, se adaptaban al aterrizaje sobre la superficie irregular, intentando que la planta del pie con el que contactaban con el plano inclinado no llegara a contactar plenamente. El apoyo del pie sobre el plano inclinado lo realizaban de modo que el contacto se efectuaba fundamentalmente sobre el borde interno de la suela, buscando un efecto de “canteo” para mantener la posición neutra del retropié (con un grado de inversión igual a cero).

De acuerdo a esto, todos aquellos elementos que contribuyen a rigidizar la zapatilla resultaron efectivos para controlar la inversión del retropié, ayudando a simular la no existencia del plano inclinado. Con un pretensado de la musculatura y valiéndose de la rigidez de la zapatilla, los sujetos lograban mantenerse sobre el borde interno de la suela.

En segundo lugar, cuando las zapatillas utilizadas fueron más flexibles, como es el caso de las zapatillas sin caña alta, el mecanismo de canteo se dificultó y se observó el efecto de control del máximo ángulo de inversión del retropié, causado por el vaciado en la entresuela, descrito por Sttacof y cols. (1990).

Finalmente, para obtener conclusiones, debe tenerse en consideración que el mecanismo de canteo puede ser una adaptación específica de los sujetos a la caída sobre el plano inclinado y lo ejecutan porque saben que contactarán sobre dicha superficie. Sin embargo, este mecanismo podría no existir en situaciones con sorpresa o fatiga durante el juego, y especialmente, tras largos periodos de actividad. Para futuros estudios sería recomendable simular la realidad de un aterrizaje peligroso en el que el deportista no espera contactar con una superficie irregular.

Rendimiento

Para el salto vertical con contramovimiento, se encontró que con la zapatilla de mayor sujeción del tobillo se obtuvieron saltos un 3% menores que los obtenidos con las zapatillas de menor sujeción. Estos resultados concuerdan con los reportados por Burks y cols. (1991) y Greene y Hillman (1990).

En el mismo sentido, para la carrera con obstáculos se encontró que los tiempos obtenidos con las zapatillas de mayor sujeción fueron mayores en un 1%, aunque el nivel de significación obtenido se encuentra en el límite del 95% de confianza. Estos resultados concuerdan con los reportados por Bauer (1970), Burks y cols. (1991) y Robinson y cols. (1986).

Resulta evidente que un aumento en la sujeción del tobillo repercute en una disminución del rendimiento del jugador, y de acuerdo a los resultados cinemáticos extraídos del aterrizaje de los saltos, la sujeción extra del tobillo repercute en una limitación del grado de movilidad de flexo-extensión del tobillo (flexión dorsal y plantar) y, en cierta medida, del rango de flexión de la rodilla, factores que seguramente causen la disminución del rendimiento motor.

CONTENIDO DEL CAPÍTULO 5

5. CONCLUSIONES

| | |
|---------------------------------------|-----|
| 5.1. Conclusiones metodológicas. | 223 |
| 5.2. Conclusiones de resultados. | 224 |
| 5.3. Futuras líneas de investigación. | 225 |

5. CONCLUSIONES

A continuación se presentan las conclusiones del trabajo, ordenadas según la clase de aportación con que contribuyen al aumento del conocimiento sobre el tema estudiado. De este modo las conclusiones se subdividen en:

- Conclusiones metodológicas: Destacan de entre los métodos empleados, aquellos que presentan un avance en la forma de estudio del tema.
- Conclusiones derivadas de los resultados: Destacan los hallazgos más importantes y sus implicaciones prácticas.
- Futuras líneas de investigación: Destacan los aspectos que no han podido resolverse y sugieren el tema de estudio de futuros trabajos relacionados con éste.

5.1. CONCLUSIONES METODOLÓGICAS

- La aplicación de un diseño factorial para construir las zapatillas de una muestra hizo posible estudiar el efecto de cada uno de los elementos que se incluyen en el calzado y fundamentalmente las interacciones entre ellos. Esta metodología permitió estudiar el efecto de la inclusión simultánea de diversos elementos evitando la realización de tantos experimentos como elementos se estudiaron.
- Desarrollo de un método para el cálculo de la transmisión de las fuerzas de impacto a través del cuerpo, definido como “coeficiente de transmisión”, que permite asignar valores numéricos (entre 0 y 1) a dicha transmisión y de este modo cuantificar su amortiguación.
- Desarrollo de un método de análisis cinético y cinemático del aterrizaje de un salto vertical que permite explicar los datos cinéticos a partir de las observaciones cinemáticas.

5.2. CONCLUSIONES DERIVADAS DE LOS RESULTADOS

- Respecto a aspectos epidemiológicos del baloncesto español, se ha verificado cuáles son las lesiones más frecuentes entre los jugadores de baloncesto españoles y se ha diferenciado entre los distintos grupos de clasificación (según sexo, edad, peso, estatura, nivel deportivo, etc.).
- Respecto a las preferencias de los jugadores de baloncesto, se han determinado cuáles son los aspectos de diseño del calzado más relevantes para ellos y diferenciado según los distintos grupos de clasificación.
- Respecto a aspectos de amortiguación de los impactos, se ha determinado el efecto de un aumento de la sujeción del tobillo sobre la capacidad de amortiguación de los impactos del deportista durante el aterrizaje de un salto vertical.
- Respecto al control de los movimientos del retropié, se ha determinado el efecto que tienen los elementos utilizados frecuentemente para la construcción del calzado deportivo sobre la limitación del movimiento de inversión del retropié en aterrizajes sobre superficies irregulares.
- Respecto al rendimiento, se ha determinado el efecto de un aumento de la sujeción del tobillo sobre el rendimiento motor en el salto vertical y en la carrera con obstáculos.

Las aportaciones se resumen en la conjunción de resultados sobre las preferencias y necesidades de los jugadores, con los resultados obtenidos de los estudios de amortiguación de los impactos, de control de los movimientos del retropié y de rendimiento motor, para establecer cuáles son los criterios de selección o de diseño de mayor peso a la hora de seleccionar o de construir el calzado más apropiado para la práctica del baloncesto.

5.3. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Una de las aportaciones del presente trabajo es el planteamiento de futuras líneas de investigación dedicadas al esclarecimiento de determinados aspectos que no han podido resolverse en esta tesis. De este modo se sugiere:

- Estudiar las interacciones entre las posibles variaciones en el material de corte y los diferentes diseños de suela y entresuela del calzado.
- Estudiar el efecto de los diferentes elementos de control incluidos en el calzado, simulando un aterrizaje en el que el jugador no espera caer sobre una superficie irregular y no ejecuta una técnica adaptada.
- Aplicar el método de análisis cinético y cinemático puesto a punto al estudio de otras cuestiones de la biomecánica deportiva.
- Aplicar el método desarrollado para el análisis de la transmisión de los impactos a través del cuerpo humano a otros estudios en los que sea relevante, como el estudio de las características de amortiguación de los pavimentos deportivos.

CONTENIDO DEL CAPÍTULO 6

6. BIBLIOGRAFÍA

| | |
|------------------------------------|-----|
| 6.1. Bibliografía citada. | 227 |
| 6.2. Otra bibliografía consultada. | 235 |

6. BIBLIOGRAFÍA

6.1. BIBLIOGRAFÍA CITADA

- ABDEL-AZIZ, Y. I.; KARARA, H. M. Direct linear transformation from comparator coordinates into objectspace coordinates in close range photogrammetry. En: ASP Symposium on close range photogrammetry, Editado por American Society of Photogrammetry, ASP, Falls Church, 1971: 1-18
- APPLE, D. F. Basketball injuries: An overview. *Physician Sportsmed.* 1988; 16, 12: 64-74.
- APPLE, D. F.; O'TOOLE, J.; ANNIS, C. Professional basketball injuries. *Physician Sportsmed.* 1982; 10, 11: 81-86.
- AREBLAD, M.; NIGG, B. M.; EKSTRAND, J.; OLSSON, K. O.; EKSTRÖM, H. Three-dimensional measurement of rearfoot motion during running. *J. Biomech.* 1990; 23, 9: 933-940.
- ARIEL, G. B. Biomechanics of athletic shoe design. En: Komi, P. V. ed. *Biomechanics V-B*, University Park Press, Baltimore, Maryland 1976; 361-367.
- BACKX, F. J. G.; BEIJER, H. J. M.; BOL, E.; ERICH, W. B. M. Injuries in high-risk persons and high-risk sports. A longitudinal study of 1818 school children. *Am. J. Sports Med.* 1991; 19, 2: 124-130.
- BARNES, R. A.; SMITH, P. D. The role of footwear in minimizing lower limb injury. *J. Sports Sci.* 1994; 12: 341-353.
- BARRETT, J. R.; TANJI, J. L.; DRAKE, C.; FULLER, D.; KAWASAKI, R. I.; FENTON, R. M. High versus low top shoes for the prevention of ankle sprains in basketball players. *Am. J. Sports Med.* 1993; 21, 4: 582-585.
- BAUER, H. The effect of high top and low cut football shoes on speed and agility. *Athl. J.* 1970; 50: 74-77.

- BIRRER, R. B.; CROSS, A. M.; WIENER, M. Sports injuries in medical school. A retrospective study. *J. Sports Med. Phys. Fitness* 1988; 28, 4: 348-351.
- BOCCHINFUSO, C.; SITLER, M. R.; KIMURA, I. F. Effects of two semirigid prophylactic ankle stabilizers on speed, agility, and vertical jump. *J. Sport Rehab.* 1994; 3: 125-134.
- BURKS, R. T.; BEAN, B. G.; MARCUS, R.; BARKER, H. B. Analysis of athletic performance with prophylactic ankle devices. *Am. J. Sports Med.* 1991; 19: 104-106.
- CAPPOZZO, A.; CATANI, F.; DELLA CROCE, U.; LEARDINI, A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clin. Biomech.* 1995; 10, 4: 171-178.
- CHAN, K.M.; YUAN, Y.; LI, C.K.; CHIEN, P.; TSANG, G. Sports causing most injuries in Hong Kong. *J. Sports Med.* 1993; 27, 4: 263-267.
- CLARKE, T. E.; FREDERICK, E. C.; HLAVAC, H. F. Effects of a soft orthotic device on rearfoot movement in running. *Podiatr. Sports Med.* 1983, 1, 1: 20-23.
- De LOËS, M. Epidemiology of sports injuries in the swiss organization youth and sports 1987-1989. Injuries, exposure and risks of main diagnoses. *Int. J. Sports Med.* 1995; 16, 2: 134-138.
- DENOTH, J. Indoor athletic playing surfaces-floor vs shoe. En: Segesser, B.; Pfoerringer, W. eds. *The Shoe in Sport.* Wolfe Publishing, London, 1989; 65-69.
- DEVITA, P.; SKELLY, W. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1992; 24, 1: 108-115.
- DUFEK, J. S.; BATES, B. T. The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1990; 22, 3: 370-377.
- DUFEK, J. S.; BATES, B. T. Dynamic performance assessment of selected sport shoes on impact forces. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1991; 23: 1062-1067.
- FERRANDIS, R.; GARCÍA, A. C.; RAMIRO, J.; HOYOS, J. V.; VERA, P. Rearfoot motion and torsion in running: The effects of upper vamp stabilizers. *J. App. Biomech.* 1994, 10: 28-42.
- FINTELMAN, L. F. J. Injuries in dutch male and female competition basketball. English summary of TNO publication 1989; 89103. Comunicación personal.

- FREDERICK, E. C. Biomechanical requirements of basketball shoes. Ed. International Society of Biomechanics. Working Group on Functional Footwear. Second Symposium on Footwear Biomechanics; June 28-30, 1995: 13.
- FREDERICK, E. C.; HIMMELSBACH, J. A. Biomechanics of court sports. En: Högfors, C.; Andréasson, G. eds. Proceedings of the ninth Biomechanics Seminar 1995; Centre for Biomechanics, Göteborg; 1-19.
- FUKUDA, H. Biomechanical analysis of landing on surfaces with different stiffnesses. En: G. De Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijting, G. J. Van Ingen Schenau eds. Biomechanics XI-B, Free University Press, Amsterdam 1988; 685- 688.
- GARCÍA FERRANDO, M. Los españoles y el deporte. Ministerio de Educación y Ciencia. Consejo Superior de Deportes. Madrid. 1991.
- GARRICK, J. G.; REQUA, R. K. Role of external support in the prevention of ankle sprains. *Med. Sci. Sports* 1973; 5, 3: 200-203.
- GARRICK, J. G. Epidemiology of foot and ankle injuries. *Med. Sport Sci.* 1987; 22: 1-7.
- GARRICK, J. G.; REQUA, R. K. The epidemiology of foot and ankle injuries in sports. *Clin. Sports Med.* 1988; 7, 1: 29-36.
- GOLDSTEIN, H. Classical mechanics. NY; Addison-Wesley, 1960: 107-109.
- GREENE, T. A.; HILLMAN, S. K. Comparison of support provided by a semirigid orthosis and adhesive ankle taping before and after exercise. *Am. J. Sports Med.* 1990; 18: 498-506.
- GROOD, E. S.; SUNTAY, W. J. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J. Biomech. Eng., Trans. ASME*, 1983; 105: 136-144.
- GROSS, T. S.; NELSON, R. C. The shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1988; 20, 5: 506-514.
- HENNIG, E. M.; LAFORTUNE, M.A. Relationship Between Ground Reaction Forces and Tibial Bone Acceleration Parameters. *Int. J. Sports Biomech.* 1991; 7: 303-309.

- HENNIG, E. M., MILANI, T. L., LAFORTUNE, M. A. Use of Ground Reaction Force Parameters in Predicting Peak Tibial Accelerations in Running. *J. Appl. Biomech.* 1993; 9: 306-314.
- HENRY, J. H.; LAUREAU, B.; NEIGUT, D. The injury rate in professional basketball. *Am. J. Sports Med.* 1982; 10, 1: 16-18.
- HERNÁNDEZ CORVO, R. *Morfología funcional deportiva. Sistema locomotor.* Paidotribo. Barcelona. 1989.
- INMAN, V. T. *Joint of the ankle.* Waverly Press Inc., Baltimore, 1976.
- INTERNATIONAL SOCIETY OF BIOMECHANICS. A joint coordinate system for the ankle complex. *ISB News' Letter* 1995; 59: 6-8.
- JORGENSEN, U.; BOJSEN-MOELLER, F. Shock absorbency of factors in the shoe/heel interaction with special focus on the role of the heel pad. *Foot Ankle* 1989; 9, 11: 294-299.
- JORGENSEN, U.; EKSTRAND, J. Significance of heel pad confinement for the shock absorption at heel strike. *Int. J. Sports Med.* 1988; 9: 468-473.
- KAELIN, X.; STACOFF, A.; DENOTH, J.; STUESSI, E. Shockabsorption during landing after jumping. En: G. De Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijing, G. J. Van Ingen Schenau (eds.) *Biomechanics XI-B*, Free University Press, Amsterdam 1988; 685-688.
- KAPANDJI, I. A. *Cuadernos de fisiología articular. Cuaderno 2: Miembro Superior.* Ed. Toray-Masson, Barcelona, 1982.
- KIM, W.; VOLOSHIN, A. S.; JOHNSON, S. H.; SIMKIN, A. Measurement of the impulsive bone motion by skin-mounted accelerometers. *J. Biomech. Eng.* 1993; 115: 47-52.
- KREIGHBAUM, E.; BARTHELS, K. M. *Biomechanics: a qualitative approach for studying human movement.* Ed. Macmillan, New York, 1990.
- LEES, A. Methods of impact absorption when landing from a jump. *Eng. Med.* 1981; 10, 4: 207-211.
- LIGHT, L. H. MCLELLAN, G. E. Skeletal transients associated with heel strike. *J. Physiol.* 1977; 272: 9-10.

- LIGHT, L. H., MCLELLAN, G. E., KLENERMAN, L. Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *J. Biomech.* 1980; 13: 477-480.
- MACLELLAN, G. E. Skeletal heel strike transients, measurement, implications and modification by footwear. En: Frederick, E. C. ed., *Sport shoes and playing surfaces.* Human Kinetics, Champaign, IL. 1984; 76-86.
- MANN, R. A. Biomechanics of running. En: *Prevention and treatment of running injuries.* D'ambrosia, R.; Drez. D. Ed. Charles B. Slack, New Jersey, 1982.
- MARTÍNEZ ROMERO, J. L. Patología lesional del baloncesto. *Arch. Med. Dep.* 1985; 2, 8: 341-348.
- McCLAY, Y.; ROBINSON, J.; ANDRIACCHI, T.; GROSS, T.; MARTIN, P.; VALIANT, G.; WILLIAMS, K.; CAVANAGH, P. A profile of ground reaction forces in professional basketball players. *J. App. Biom.* 1994 (a); 10: 222-236.
- McCLAY, Y.; ROBINSON, J.; ANDRIACCHI, T.; GROSS, T.; MARTIN, P.; VALIANT, G.; WILLIAMS, K.; CAVANAGH, P. A kinematic profile of skills in professional basketball players. *J. App. Biom.* 1994 (b); 10: 205-221.
- MIZRAHI, J.; SUZAK, Z. Analysis of parameters affecting impact force attenuation during landing in human vertical free fall. *Eng. Med.* 1982; 11, 3: 141-147.
- NIGG, B. M. External force measurements with sport shoes and playing surfaces. En: Nigg, B. M.; Kerr, B. A. eds. *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces;* University fo Calgary, 1983; 11-23.
- NIGG, B. M.; DENOTH, J.; LUETHI, S.; SMITH, D.; STACOFF, A. Load sport shoes and playing surfaces. En: Frederick E.C. ed. *Sport Shoes and Playing Surfaces.* Champagne IL., Human Kinetics Publishers 1984: 1-23.
- NIGG, B.M.; HERZOG, W. *Biomechanics of the Musculo-skeletal System.* Chichester, UK, John Wiley and Sons, 1994: 220-250.
- OTTAVIANI, R. A.; ASHTON-MILLER, J. A.; KOTHARI, S. U.; WOJTYS, E. M. Basketball shoe height and the maximal muscular resistance to applied ankle inversion and eversion movements. *Am. J. Sports Med.* 1995; 23, 4: 418-423.

- PALASTANGA, N.; FIELD, D.; SOAMES, R. Anatomy and human movement. Structure and function. Ed. Butterworth-Heinemann Ltd, Oxford, 1989.
- PETROV, O.; BLOCHER, K.; BRADBURY, R. L.; SAXENA, A.; TOY, M. L. Footwear and ankle stability in the basketball player. Clin. Podiatr. Med. Surg. 1988; 5: 275-290.
- PFEIFER, J. P.; GAST, W.; PFORRINGER, W. Traumatologie und sportschaden im basketballsport. Sportverletz, Sportschaden 1992; 6, 3: 91-100.
- RAMIRO, J. (coordinador); RAMIRO, J.; ALCÁNTARA, E.; FORNER, A.; FERRANDIS, R.; GARCÍA-BELENGUER, A.; DURÁ, J.V.; VERA, P. (autores); BRIZUELA, G.; LLANA, S. (colaboradores). Guía de recomendaciones para el diseño de calzado. Editado por IBV. Valencia, 1995. ISBN 84-605-1906-6
- RASCH, P. J.; BURKE, R. K. Kinesiología y anatomía aplicada. El ateneo. Buenos Aires. 1986.
- ROBBINS, S. E.; GOW, G. J. Athletic footwear and chronic overloading. A brief review. Sports Med. 1990; 9, 2: 76-85.
- ROBINSON, J. R.; FREDERICK, E. C.; COOPER, L. B. Systematic ankle stabilization and the effect on performance. Med. Sci. Sports Exerc. 1986; 18, 6: 625-628.
- ROOT, M. L.; ORIEN, W. P.; WEED, J. H.; HUGHES, R. J. Exploración biomecánica del pie. Volumen 1. Ed. Ortocen, Madrid, 1991.
- ROVERE, G. D.; CLARKE, T. J.; YATES, C. S.; BURLEY, K. Retrospective comparison of taping and ankle stabilizers in preventing ankle injuries. Am. J. Sports Med. 1988; 16, 3: 228-233.
- SAHA, S.; LAKES, R. The effect of soft tissue on wave-propagation and vibration tests for determining the in-vivo properties of bone. J. Biomech. 1977; 10, 5: 393-401.
- SEGESSER, B. Typical injuries and overload problems in indoor athletic events-Implications for the court shoe. En: Segesser, B.; Pfoerringer, W. eds. The Shoe in Sport. Wolfe Publishing, London, 1989; 70-76.
- SHORTEN, M.; WINSLOW, D.S. Spectral analysis of impact shock during running. Int. J. Sport Biomech. 1992; 8: 288-304.

- SITLER, M. J.; RYAN, J.; WHEELER, B.; McBRIDE, J.; ARCIERO, R.; ANDERSON, J.; HORODYSKI, M. Efficacy of a semirigid ankle brace to reduce acute ankle injuries in basketball: A randomized clinical study at West Point. *Am. J. Sports Med.* 1994; 22, 4: 454-461.
- SMEATHERS, J. E. Measurement of transmissibility for the human spine during walking and running. *Clin. Biomech.* 1989, 4, 1: 34-40.
- SMITH AGREDA, V. Anatomía aplicada y biomecánica de los miembros. Facultad de Medicina de Valencia. Valencia. 1981.
- SOUTAS-LITTLE, R.W.; BEAVIS, G.C.; VERSTRAETE, M.C.; MARKUS, T.L. Analysis of foot motion during running using a joint co-ordinate system. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1987 (a); 19: 285-293.
- STACOFF, A.; KAELIN, X. Technological and biomechanical criteria of the court shoe. En: Segesser, B.; Pfürringer, W. eds. *The shoe in sport.* Wolfe Publishing, London, 1986: 77-86.
- STACOFF, A.; KAELIN, X.; STUESSI, E. The impact in landing after a volleyball block. En: G. De Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijting, G. J. Van Ingen Schenau eds. *Biomechanics XI-B,* Free University Press, Amsterdam 1988; 694- 700.
- STACOFF, A.; KÄLIN, X.; STÜSSI, E.; SEGESSER, B. Die torsionsbewegung des fußes beim landen nach einem sprung. *Z. Orthop.* 1990; 128: 213-217.
- SUSSMAN, D. H. The effect of high and low basketball shoes on subtalar joint pronation and supination. Ph. D. Thesis; Southern Illinois University, Carbondale, USA. 1987.
- SUSSMAN, D. H.; HAMILL, J.; MILLER, M. Effect of shoe height and prophylactic taping on ankle joint motion during simulated basketball rebounding. In: G. De Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijting, G. J. Van Ingen Schenau eds. *Biomechanics XI-B,* Free University Press, Amsterdam 1988; 826-830.
- VALIANT, G., A. Transmission and attenuation of heelstrike accelerations. En: Cavanagh, P. R. ed. *Biomechanics of distance running.* Human Kinetics, Champaign, Illinois, 1990.

- VALIANT, G. A.; CAVANAGH, P. R. A study of landing from a jump: implications for the design of a basketball shoe. En: Winter, D. A. ed. Biomechanics IX-B, Human Kinetics, Champaign, IL 1985; 117-122.
- VALIANT, G. A.; McMAHON, T. A.; FREDERICK, E. C. A new test to evaluate the cushioning properties of athletic shoes. En: Biomechanics X, Johnson, B. Ed., Champaign, IL, Human Kinetics, 1987: 937-941.
- VALMASSY, R. L. Clinical biomechanics of the lower extremities. Ed. Mosby-Year Book, Inc., St. Louis, Missouri, 1996.
- VOLOSHIN, A.; WOSK, J. Influence of Artificial Shock Absorbers on Human Gait. Clin. Orthop. Rel. Res. 1981; 160: 52-56.
- VOLOSHIN, A.; WOSK, J. An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. J. Biomech. 1982; 15: 21-27.
- WOLTRING, H.J. A Fortran package for generalized, cross-validatory spline smoothing and differentiation. Adv. Eng. Software 1986; 8, 2: 104-111.
- WOSK, J.; VOLOSHIN, A. S. Low back pain: Conservative treatment with artificial shock absorbers. Arch. Phys. Med. Rehabil. 1985; 66: 145- 148.
- ZATSIORSKY, V. M. PRILUTSKY, B. I. Soft and stiff landing. En: Jonsson, B. ed. Biomechanics X-B, Human Kinetics, Champaign, IL 1987; 739-743.
- ZELISKO, A. J.; NOBLE, H. B.; PORTER, M. A. A comparison of men's and women's professional basketball injuries. Am. J. Sports Med. 1982; 10, 5: 297-299.
- ZIEGERT, J. C.; LEWIS, J. L. The effect of soft tissue on measurements of vibrational bone motion by skin-mounted accelerometers. J. Biomech. Eng. 1979; 101: 218-220.

6.2. OTRA BIBLIOGRAFÍA CONSULTADA

- ADRIAN, M. J.; LAUGHLIN, C. K. Magnitud of ground reaction forces while performing volleyball skills. En: Matsui, H.; Kobayashi, K. eds. Biomechanics VIII-B; Human Kinetics, Champaign, IL 1983; 903-914.
- ALVES, J. W.; ALDAY, R. V.; KETCHAM, D. L.; LENTELL, L. A comparison of the passive support provided by various ankle braces. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1992; 15: 10-18.
- ANDRÉASSON, G.; KARLSSON, J.; RENSTRÖM, P.; PETERSON, L. Mechanism behind the effect of external ankle support, with special reference to sports tape. En: Lindgren, S. et al, eds. Proceedings of the Second Biomechanics Seminar. Centre for Biomechanics: Chalmers University of Technology and Göteborg University. Göteborg: 10-22.
- ANDRÉASSON, G.; OLOFSSON, B. Surface and shoe deformation in sport activities and injuries. En: Nigg, B. M.; Kerr, B. A. eds. Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces; University fo Calgary, 1983; 51-61.
- ANDRÉASSON, G.; PETERSON, L. Effect of shoe and surface characteristics on lower limb injuries in sports. *Int. J. Sports Biomech.* 1986; 2: 202-209.
- BACKX, F. J. G.; ERICH, W. B. M.; KEMPER, A. B. A.; VERBEEK, A. L. M. Sports injuries in school-aged children - an epidemiological study. *Am. J. Sports Med.* 1989; 17: 234-239.
- BAHR, R.; KARLSEN, R.; LIAN, O.; OBREVO, V. Incidence and mechanisms of acute nkle inversion injuries in volleyball. *Am. J. Sports Med.* 1994; 22, 5: 595-600.
- BATES, B. T.; DEVITA, P.; KINOSHITA, H. The effect of intra-individual variability on sample size. En: Nigg, B. M.; Kerr, B. A. eds. Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces; University fo Calgary, 1983; 191-198.
- BAUER, T. C.; ZERPA, C. A method for kinetic power measurement for jumping using video analysis techniques. En: Hamill, J.; Derrick, T. R.; Elliott, E. H. Biomechanics in Sports XI. University of Massachusetts 1993; 266-269.

- BAUMHAUER, J. F.; ALOSA, D. M.; RENSTRÖM, F. H.; TREVINO, S.; BEYNNON, B.
A prospective study of ankle injury risk factors. *Am. J. Sports Med.* 1995; 23, 5: 564-570.
- BAUMHAUER, J. F.; ALOSA, D. M.; RENSTRÖM, F. H.; TREVINO, S.; BEYNNON, B.
Test-retest reliability of ankle injury risk factors. *Am. J. Sports Med.* 1995; 23, 5: 571-574.
- BEYNNON, B. D.; RENSTRÖM, P. The effect of bracing and taping in sports. *Ann. Chir. Gynecol.* 80: 230-238.
- BDENOUR, T. E.; SAVILLE, W. A.; WHITE, R. C. The effect of ankle taping upon torque and range of motion. *Athl. Training* 1979; 14: 227-228.
- BLACK, S. A. Technique to investigate the level of support and quality of fit of athletic footwear. Master's thesis, Drexel university, Philadelphia, PA, July 1991.
- BOBBERT, M. F.; HIUJING, P. A.; van INGEN SCHENAU, G. J. Drop jumping I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1987; 19:332-338.
- BOBBERT, M. F.; VAN INGEN SCHENAU, G. J. Coordination in vertical jumping. *J. Biomech.* 1988; 21: 249-262.
- BOBBERT, M. F.; VAN SOEST, A. J. Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1994; 26, 8: 1012-1020.
- BRIZUELA, G.; FERRANDIS, R.; LLANA, S. Aspectos epidemiológicos del calzado para baloncesto. *Arch. Med. Dep.* 1995, 48: 1-5.
- BRIZUELA, G.; GARCÍA, A.C.; FERRANDIS, R.; LOZANO, L.; LLANA, S. Influence of footwear on the ankle sprain production mechanism in basketball. *Proceedings del XIV Symposium on Biomechanics in Sports, organizado por la International Society of Biomechanics in Sports (ISBS) en Funchal-Madeira (Portugal). Editado por Abrantes, J.M.C.S.1996: 350-353. ISBN 972-735-030-5.*
- BRIZUELA, G.; LLANA, S.; FERRANDIS, R. Influencia del calzado sobre el mecanismo de producción de esguinces de tobillo en el baloncesto. *Selección. Revista Española de Medicina de la Educación Física y el Deporte*, 1996, V, 5, 1: 55-59.

- BRIZUELA, G.; LLANA, S.; FERRANDIS, R.; GARCÍA, A.C. The influence of basketball shoes with increased ankle support on shock absorption and performance in running and jumping. *J. Sports Sci.* 1996. En proceso de publicación.
- BRIZUELA, G.; LLANA, S.; GARCÍA, A.C.; FORNER, A. Calzado para baloncesto: su efecto sobre la amortiguación de impactos y el rendimiento. Selección. *Revista española de Medicina de la Educación Física y el Deporte.* 1995, V, 4, 3: 146-151.
- BULLARD, R. H.; DAWSON, J.; ARENSON, D. J. Taping the athletic ankle. *Am. Podiatry Ass.* 1979; 69, 12.
- BUNCH, R. P.; BEDNARSKI, K.; HOLLAND, D.; MANCINANTI, R. Ankle joint support: A comparison of reusable lace-on braces with taping and wrapping. *Physician Sportsmed.* 1985; 13: 59-62.
- BURKS, R. T.; MORGAN, J. Anatomy of the lateral ankle ligaments. *Am. J. Sports Med.* 1994; 22, 1: 72-77.
- CAIRNS, M. A.; CATALONO, G.; BEEBE, B. The effect of orthotics in altering rearfoot motion. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1988; 20, 54.
- CASTER, B. L. The effect of height and post-landing movement task on landing performance. En: Hamill, J.; Derrick, T. R.; Elliot, E. H. eds. *Biomechanics in Sport XI.* Dep. of Exercise Science, University of Massachusetts Amherst, 1993; 60-63.
- CAVANAGH, P. R. Current approaches, problems, and future directions in shoe evaluation techniques. En: Winter, D. A. et al. *Biomechanics IX-B, Human Kinetics, Champaign, IL.* 1985; 123-127.
- CAVANAGH, P.R.; ROBINSON, J. R. A biomechanical perspective on stress fractures in NBA players. A final report to the National Basketball Association, CELOS, Penn State; 1989.
- CAVANAGH, P.R.; VALIANT, G.A.; MISEVICH, K.W. Biological aspects of modeling shoe/foot interaction during running. En: Frederick E.C. ed. *Sport Shoes and Playing Surfaces.* Champagne I.L: Human Kinetics Publishers 1984: 24-46.
- CHAN, K.M.; FU, F.; LEUNG, L. Sports injuries survey on university students in Hong Kong. *Br. J. Sports Med.* 1984; 18: 195-202.

- CHU, M. L.; YAZDANI-ARDAKANI, S.; GADISAR, I. A.; ASKEW, M. J. An in vitro simulation study of impulsive force transmission along the lower skeletal extremity. *J. Biomech.* 1986; 19, 12: 979-987.
- COLDER, C. A.; SMITH, C. E.; YING, J. Measurement of shock absorption characteristics of athletic shoes. *Experim. Tech.* 1985; 21-24.
- COLLIANDER, E.; ERIKSSON, E.; HERKEL, M.; SKÖLD, P. Injuries in swedish elite basketball. *Orthopedics* 1986; 9, 2: 225-227.
- COOPER, J. M. Biomechanics of basketball. *Asian J. Phys. Education* 1981; 4, 4: 109-136.
- CORNER, L. L. A biomechanical analysis of the forefoot region of the basketball shoe. M. S. Thesis 1986; Pennsylvania State University, USA.
- COX, J. S. How to prevent ankle instability. *J. Musculoskeletal Med.* 1985; May: 65-75.
- DELACERDA, F. Ankle taping. *Athl. J.* 1975; v. 56.
- De LOËS, M.; GOLDIE, I. Incidence rate of injuries during sport activity and physical exercise in a rural swedish municipality: Incidence rates in 17 sports. *Int. J. Sports Med.* 1988; 9: 461-467.
- De LOËS, M.; MARTI, B. On the epidemiology of sports injuries in Switzerland. *Schweiz Ztschr. Sportmed.* 1992; 40: 123-128.
- DeHAVEN, K. E.; LINTNER, D. M. Athletic injuries: comparison by age, sport, and gender. *Am. J. Sports Med.* 1986; 14: 218-224.
- DENOTH, J. The dynamic behavior of a three link model of the human body during impact with the ground. En: Winter, D. A.; Norman, R. W.; Wells, R. P.; Hayes, K. C.; Patla, A. E. eds. *Biomechanics IX-A. Human Kinetics, Champaign, IL* 1985; 102-106.
- DENOTH, J. Load on the locomotor system and modelling. En: Nigg, B. M. ed. *Biomechanics of running shoes; Human Kinetics, Champaign, IL.* 1986; 63-116.
- DOWLING, J. J.; VAMOS, L. Identification of kinetic and temporal factors related to vertical jump performance. *J. Appl. Biomech.* 1993; 9: 95-110.
- ELSHEIKH, M. A three-dimensional model of the ideal technique in the broad jump. Ph. D. thesis 1975; Washington State University, Pullman, WA.

- EMERICK, C. E. Ankle taping: Prevention of injury or waste of time? *Athl. Training* 1979; 14: 149-150.
- ENGEL, J.; BAHARAV, U.; MODAN, M. Epidemiology of basketball injuries. *Harefuah* 1990; 119, 5-6: 121-124.
- FIRER, P. Effectiveness of taping for the prevention of ankle ligament sprains. *Br. J. Sports Med.* 1990; 24: 47-50.
- FORNER, A.; GARCÍA, A. C.; ALCÁNTARA, E.; RAMIRO, J.; HOYOS, J. V.; VERA, P. Properties of shoe insert materials related to shock wave transmission during gait. *Foot Ankle* 1995; 16, 12: 778-786.
- FREDERICK, E. C. Biomechanical consequences of sport shoe design. En: Pandoff, K. B. ed. *Exercise and Sports Sciences Reviews*. Collamore-Macmillan, New York 1986; 14, 375-400.
- FREDERICK, E. C. Kinematically mediated effects of sport shoe design: a review. *J. Sports Sci.* 1986; 4, 3: 169-184.
- FUKUDA, H.; FUKUOKA, M.; MIYASHITA, M. Unconscious control of impact force during landing. En: *Arbete och Hälsa* 14: 10th International Congress of Biomechanics, Umea, 1985; 8.
- FUKUDA, H.; MIYASHITA, M.; FUKUOKA, M. Unconscious control of impact force during landing. En: Jonsson, B. ed. *Biomechanics X-A; Human Kinetics*, Champaign, IL. 1987; 301-305.
- FUMICH, R. M.; ELLISON, A. E.; GUERIN, G. J.; GRACE, P. D. The measured effect of taping on combined foot and ankle motion before and after exercise. *Am. J. Sports Med.* 1981; 9: 165-170.
- GARCÍA BELENGUER, A. C.; BRIZUELA, G.; DURA, J.V.; FERRANDIS, R.; FORNER, A. Influence of ankle stabilizers on shock absorption and performance in running and jumping. *Proceedings del XII International Symposium on Biomechanics in Sports*, organizado por la International Society of Biomechanics in Sports (ISBS) en Budapest-Siófok (Hungría). Editado por Barabás, A.; Fabián, G., 1994 pp: 325-328. ISBN 963-7166-48-3.

- GARDNER, L. I.; DZIADOS, J. E.; JONES, B. H.; BRUNDAGE, J. F.; HARRIS, J. M.; SULLIVAN, R.; GILL, P. Prevention of lower extremity stress fractures: A controlled trial of shock absorvent insole. *American Journal of Public Health* 1988; 78, 12: 1563-1567.
- GARRICK, J. G. The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. *Am J. Sports Med.* 1977; 5, 6: 241-242.
- GARRICK, J. G. Epidemiologic perspective. *Clin. Sports Med.* 1982; 1, 1: 13-18.
- GIEL, D. Ankle stabilizers: More effective than taping? *Physician Sportsmed.* 1988; 16: 58-59.
- GLICK, J. M.; GORDON, R. B.; NISHIMOTO, D. The prevention and treatment of ankle injuries. *Am. J. Sports Med.* 1976; 4: 130-141.
- GORTON, B. Selected kinetic and kinematic factors involved in the basketball jump shot. Ph. D. Thesis 1978; Indiana University, USA.
- GRAY, J. TAUNTON, J. E.; McKENZIE, D. C.; CLEMENT, D. B.; McCONKEY, J. P.; DAVIDSON, R. G. A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball players. *Int. J. Sports Med.* 1985; 6, 6: 314-316.
- GREENE, T. A.; WIGHT, C. R. A comparative support evaluation of three ankle orthoses before, during and after exercise. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1990; 11: 453-466.
- GROSS, M. T.; BALLARD, C. L.; MEARS, H. G.; WATKINS, E. J. Comparison of Donjoy ankle ligament protector and Aircast SportStirrup orthoses in restricting foot ankle motion before and after exercise. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1992; 16: 60-67.
- GROSS, M. T.; BRADSHAW, M. K.; VENTRY, L. C.; WELLER, K. H. Comparison of the support provided by ankle taping and semirigid orthosis. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1987; 9: 33-39.
- GROSS, T.; BUNCH, R. Material moderation of plantar impact stress. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1989; 21, 5: 619-624.
- GROSS, M. T.; LAPP, A. K.; DAVID, J. M. Comparison of Swede-O-Universal ankle support and Aircast SportStirrup orthoses and ankle tape in restricting eversion-inversion before and after exercise. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1991; 13: 11-19.

- HENNIG, E. M.; CAVANAGH, P. R. Pressure distribution under the impacting human foot. En: *Arbete och Hälsa 14: 10th International Congress of Biomechanics*, Umea, 1985; 104.
- HOSHINO, A.; WALLACE, W.A. Impact-absorbing properties of the human knee. *J. Bone Joint Surg.* 1987; 69-B: 807-811.
- HUGHES, L. Y.; STETTS, D. M. A. Comparison of ankle taping and a semirigid support. *Physician Sportmed.* 1983; 11, 4.
- HUMPHRIES, B. J.; NEWTON, R. U.; WILSON, G. J. The effect of a braking device in reducing the ground reaction forces inherent in plyometric training. *Int. J. Sports Med.* 1995; 16: 129-133.
- HYOKU, C.; SHIBUKAWA, K.; AE, M.; HASHIHARA, Y.; YOKOI, T.; KAWABATA, A. Effect of dropping height on a buffer action in landing. En: *Japanese Society of Biomechanics eds. Proceedings for the Japanese Society of Biomechanics*, Nagoya 1984; 203-207.
- JACKSON, D. W.; ASHLEY, R. L.; POWELL, J. W. Ankle sprains in young athletes. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 1974; 101: 201-215.
- JOHNSON, G. R. The use of spectral analysis to assess the performance of shock absorbing footwear. *Eng. Med.* 1986; 15, 3: 117-122.
- JOHNSON, R. E.; VEALE, J. R.; McCARTHY, G. J. Comparative study of ankle support devices. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 1994; 84, 3: 107-114.
- JORGENSEN, U. Epidemiology of injuries in typical scandinavian team sports. *Br. J. Sports Med.* 1984; 18: 59-63.
- JORGENSEN, U. Achilodynia and loss of heel pad shock absorvency. *Am. J. Sports Med.* 1985; 13:128-133.
- JUVENAL, J. P. The effect of ankle taping on vertical jumping ability. *Athl. Training* 1972; 7: 146-149.
- KAMON, E. Electromyographic kinesiology of jumping. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1971; 52, 4: 152-156.

- KAUMEYER, G.; MALONE, T. Ankle injuries: Anatomical and biomechanical considerations necessary for the development of an injury prevention program. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 1980; 1: 171-177.
- KRINSKY, M. B.; ABDENOUR, T. E.; STARKEY, C.; ALBO, R. A.; CHU, D. A. Incidence of lateral meniscus injury in professional basketball players. *Am. J. Sports Med.* 1992; 20, 1: 17-19.
- LAFORTUNE, M.A.; HENNIG, E.M. Cushioning properties of footwear during walking, accelerometer and force platform measurements. *Clin. Biomech.* 1992; 7: 181-184.
- LAUGHMAN, R. K.; CARR, T. A.; CHAO, E. Y.; YODAS, J. W.; SIM, F. H. Three dimensional kinematics of the taped ankle before and after exercise. *Am. J. Sports Med.* 1980; 8: 425-431.
- LEWIS, G.; TAN, T.; SHIUE, Y. Characterization of the performance of shoe insert materials. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 1991; 81, 8: 418-424.
- LIBERA, D. Ankle taping, wrapping, and injury prevention. *Athl. Training* 1972; 7: 73-75.
- LIU, S. H.; JASON, W. J. Lateral ankle sprains and instability problems. *Clin. Sports Med.* 1994; 13, 4: 793-809.
- LLANA, S.; BRIZUELA, G. Estudio biomecánico de los impactos en los saltos. Selección. *Revista española de Medicina de la Educación Física y el Deporte*, 1996, V, 5, 2: 103-107.
- LLANA, S.; BRIZUELA, G.; GARCÍA, A.C.; FERRANDIS, R. Los esguinces de tobillo en el deporte: La influencia del calzado. En: *II Simposio Internacional Olímpico de Biomecánica: Biomecánica y Deporte*. Lérida, Mayo de 1995.
- MACHLUM, S.; DALJORD, O. Acute sport injuries in Oslo: A one year study. *Br. J. Sports Med.* 1984; 18: 181-185.
- MACK, R. P. Ankle injuries in athletes. *Clin. Sports Med.* 1982; 1: 71.
- MALINA, R. M.; PLAGENZ, L. B.; RARICK, G. L.; Effect of exercise upon the measurable supporting strength of cloth and tape ankle wraps. *Res. Q.* 1963; 34: 158-165.
- MALONE, T. R. *Basketball injuries and treatment*. Williams and Wilkins, Baltimore 1988; 52.

- MARTIN, R. K.; YESALIS, C. E.; FOSTER, D.; ALBRIGHT, J. P. Sports injuries at the 1985 Junior Olympics - an epidemiological analysis. *Am. J. Sports Med.* 1987; 15: 603-608.
- MAYHEW, J. L. Effect of ankle taping on motor performance. *Athl. Training* 1972; 7: 10-11.
- McCLUSKEY, G. M.; BLACKBURN, T. A.; LEWIS, T. Prevention of ankle sprains. *Am. J. Sports Med.* 1976; 4: 151-157.
- McCONKEY, J. P. Ankle sprains, consequences and mimics. *Med. Sports Sci.* 1987; 23: 39-55.
- McDERMOTT, E. P. Basketball injuries of the foot and ankle. *Clin. Sports Med.* 1993; 12, 2: 373-393.
- McKINLEY, P.; PEDOTTI, A. Motor strategies in landing from a jump: The role of skill in task execution. *Exp. Brain Res.* 1992; 80: 427-440.
- McLEAN, D. A. Use of adhesive strapping in sport. *Br. J. Sports Med.* 1989; 23, 3.
- McNITT-GRAY, J. L. Kinematics and impulse of drop landings from three heights. *Int. J. Sport Biomech.* 1991; 7: 201-224.
- McNITT-GRAY, J. L.; YOKOI, T.; MILLWARD, C. Landing strategy adjustments made by female gymnasts in response to drop height and mat composition. *J. Appl. Biomech.* 1993; 9: 173-190.
- MEEUWWISSE, W. H.; FOWLER, P. J. Frequency and predictability of sports injuries in intercollegiate athletes. *Can. J. Sports Med.* 1988; 13: 35-42.
- METCALF, G. R.; DENEGAR, C. R. A critical review of ankle taping. *Athl. Training* 1983; 18: 121-123.
- MILLAR, A. B. Basketball injuries - their incidence and treatment. *Austral. J. Sports Med.* 1973; 5, 3: 35-40.
- MISSION, K. S. National Collegiate Athletic Association injury surveillance system report; 1986.
- MISSION, K. S. National Collegiate Athletic Association injury surveillance system report; 1990.

- MIYATSU, M.; ONOZAWA, T.; ATSUTA, Y.; WATAKABE, M.; ISHIMARU, A.; SUZUKI, N.; SUWARA, O.; ASANO, Y.; YAMASHITA, I.; TAKEMITSU, Y. Dynamic properties of muscles regulating the knee joint in basketball. En: G. De Groot, A. P. Hollander, P. A. Huijting, G. J. Van Ingen Schenau eds. Biomechanics XI-B, Free University Press, Amsterdam 1988; 831-835.
- MIZRAHI, J.; SUZAK, Z. In vivo elastic damping response of the human leg to impact forces. *J. Biomech. Eng.* 1982; 104: 63-65.
- MUELER, F. O.; CANTU, R. C. Catastrophic injuries and fatalities in high school and college sports, fall 1982-spring 1988. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1990; 22, 6: 737-741.
- NBA The official NBA basketball encyclopedia: The complete history and statistics of basketball. Villard Books, New York, 1989.
- NELSON, R. C. Biomechanics for better performance and protection from injury. En: Skinner, J. S.; Corbin, C. B.; Landers, D. M.; Martin, E.; Wells, C. L. eds. *Future Directions in Exercise and Sport Science Research*; Human Kinetics, Champaign, IL. 1989; 5.
- NIELSEN, A. B.; YDE, J. An epidemiologic and traumatologic study of injuries in handball. *Int. J. Sports Med.* 1988; 9: 341-344.
- NIGG, B. M. Biomechanics, load analysis and sports injuries in the lower extremities. *Sports Med.* 1985; 2: 367-379.
- NIGG, B. M. Assessment of load effects in the reduction and treatment of injuries. En: Skinner, J. S.; Corbin, C. B.; Landers, D. M.; Martin, E.; Wells, C. L. eds. *Future Directions in Exercise and Sport Science Research*; Human Kinetics, Champaign, IL. 1989; 181-193.
- NIGG, B. N.; BOBBERT, M. On the potential of various approaches in load analysis to reduce the frequency of sports injuries. *J. Biomech.* 1990; 23, suppl 1: 3-12.
- NIGG, B. M.; DENOTH, J.; NEUKOMM, P. A. Quantifying the load on the human body: Problems and some possible solutions. En: Komi, P. V. ed. *Biomechanics V-B*, University Park Press, Baltimore, Maryland, 1976; 89-99.

- NIGG, B. N.; HERZOG, W. Biomechanics of the musculo-skeletal system. John Wiley & Sons; London, 1994.
- NIGG, B. N.; LUETHI, S.; DENOTH, J.; STACOFF, A. Methodological aspects of sport shoe and sport surface analysis. En: Matsui, H.; Kobayashi, K. eds. Biomechanics VIII-B; Human Kinetics, Champaign, IL 1983; 1041-1052.
- NIGG, B. M.; SEGESSER, B. Biomechanical and orthopedic concepts in sport shoe construction. Med. Sci. Sports Exerc. 1992; 24, 5: 595-602.
- NOE, D.A.; VOTO, S. J.; HOFFMANN, M.S.; ASKEW, M.J.; GRADISAR, J.A. Role of the calcaneal heel pad and polymeric shock absorbers in attenuation of heel strike impact. J. Biomed. Eng. 1993; 15: 23-26.
- NOKES, L.; FAIRCLOUGH, J. A.; MINTOWT-CZYZ, W. J.; MACKIE, I.; WILLIAMS, J. Vibration analysis of human tibia: the effect of soft tissue on the output from skin-mounted accelerometers. J. Biomech. Eng. 1984; 6: 223-226.
- OZGUVEN, H. N.; BERME, N. An experimental and analytical study of impact forces during human jumping. J. Biomech. 1988; 21, 12: 1061-1066.
- PARIS, D. L. The effect of the Swede-O, New Cross, and McDavid ankle braces and adhesive ankle taping on speed, balance, agility and vertical jump. J. Athl. Training 1992; 27: 253-256.
- PAUL, I. L.; MONRO, M. B.; ABERNETHY, P. T.; SIMON, B. R.; RADIN, B. L.; ROST, R. M. Musculo-skeletal shock absorption: relative contribution of bone and soft tissue at various frequencies. J. Biomech. 1978; 11: 237-239.
- PENNSYLVANIA STATE UNIVERSITY. National Athletic Injury/Illness Reporting System; 1979.
- POPE, M. H.; RENSTRÖM, P.; DONNERMEYER, D.; MORGENSTERN, S. A comparison of ankle taping methods. Med. Sci. Sports Exerc. 1987; 19, 2: 143-147.
- PRATT, D. J. Medium term comparison of shock attenuating insoles using a spectral analysis technique. J. Biomed. Eng. 1988; 10: 426-429.
- PRATT, D. J. Long term Comparisson of some shock attenuating insoles. Prosth. Orthot. Int. 1990; 14: 59-62.

- PURDAM, C. A. A survey of netball and basketball injuries. *EXCEL* 1987; 3, 3: 8-11.
- QUIGLEY, T. B.; COX, J.; MURPHY, J. A protective wrapping for the ankle. *JAMA* 1946; 132: 924.
- RAMIRO, J.; VERA, P.; HOYOS, J. V. *Biomecánica y calzado deportivo*. Instituto de Biomecánica de Valencia. Valencia, 1986.
- RAMIRO, J. *El calzado para carrera urbana. Criterios biomecánicos de diseño*. Instituto de Biomecánica de Valencia e INESCOP. Valencia, 1989.
- RANNEY, D. How dangerous is sport. En: Winter, D. A. et al. *Biomechanics IX-B, Human Kinetics*, Champaign, IL. 1985; 178-182.
- RARICK, G. L. BIGLEY, G.; KARST, R.; MALINA, R. M. The measurable support of the ankle joint by conventional methods of taping. *J. Bone Joint Surg.* 1962; 44 a: 1623-1631.
- REINSCHMIDT, C.; STACOFF, A.; STÜSSI, E. Heel movement within a court shoe. *Med. Sci. Sport Exerc.* 1992; 24, 12: 1390-1395.
- RHEINSTEIN, D. J.; MOREHOUSE, C. A.; NIEBEL, B. W. Effects on traction of outsole composition and hardnesses of basketball shoes and three types of playing surfaces. *Med. Sci. Sports* 1978; 4: 282-288.
- ROBBINS, S. E.; GOW, G. J. Athletic footwear: unsafe due to perceptual illusions. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1991; 23, 2: 217-224.
- ROBBINS, S. E.; HANNA, A. M.; GOUW, G. J. Overload protection: avoidance response to heavy plantar surface loading. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1988; 20, 1: 85-92.
- RYAN, A. J.; COX, J. S.; INNIS, B.; RICE, L. E.; WOODWARD, E. P. Ankle sprains: A round table. *Physician Sportsmed.* 1986; 14: 101-118.
- SANDELIN, J.; SANTAVIRTA, S.; LÄTTILÄ, R.; VUOLLE, P.; SARNA, S. Sports injuries in a large urban population: Occurrence and epidemiological aspects. *Int. J. Sports Med.* 1987; 8: 61-66.

- SANDERS, R.H.; ALLEN, J.B. Timing changes during accommodation to a compliant surface in jumping. En: Marshall, R. N.; Wood, G. A.; Elliot, B. C.; Ackland, T. R.; McNair, P. J. XIIIth International Congress on Biomechanics, The Department of Human Movement Studies, The University of Western Australia 1991; 122-123.
- SANDERS, R.H.; ALLEN, J.B. Changes in net joint torques during accommodation to change in surface compliance in a drop jumping task. *Human Mov. Sci.* 1993; 12: 299-326.
- SCHAFLE, M. D.; REQUA, R. K.; PATTON, W. L.; GARRICK, J. G. Injuries in the 1987 national amateur volleyball tournament. *Am. J. Sports Med.* 1990; 18, 6: 624-631.
- SCHOT, P.; BATES, B. T.; DUFEK, J. Bilateral performance symmetry during drop landing: a kinetic analysis. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1994; 26, 9: 1153-1159.
- SEGESSER, B.; NIGG, B. M. The corrective athletic shoe-Indications and biomechanics. En: Segesser, B.; Pfoerringer, W. eds. *The Shoe in Sport*. Wolfe Publishing, London, 1989; 213-220.
- SEGESSER, B.; PFÖRRINGER, W. *The Shoe in Sport*. Wolfe Publishing, London, 1989: vii-viii.
- SEITZ, C. J.; GOLDFUSS, A. J. The effect of taping and exercise on passive foot inversion and ankle plantarflexion. *Athl. Training* 1984; 19: 178-182.
- SELBIE, W. S.; CALDWELL, G. E. Simulation of human jumping. Task alteration. En: Hamill, J.; Derrick, T. R.; Elliott, E. H. *Biomechanics in Sports XI*. University of Massachusetts 1993; 40-46.
- SHAMBAUGH, J. P.; KLEIN, A.; HERBERT, J. H. Structural measures as predictors of injury in basketball players. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1991; 23, 5: 522-527.
- SHAPIRO, M. S.; KABO, J. M.; MITCHELL, P. W.; LOREN, G.; TSENER, M. Ankle sprain prophylaxis: An analysis of the stabilizing effects of braces and tape. *Am. J. Sports Med.* 1994; 22, 1: 78-82.
- SHIVELY, R. A.; GRANA, W. A.; ELLIS, D. High school sports injuries. *Physician Sportsmed.* 1981; 9, 8: 46-50.

- SIMPSON, K. J.; BATES, B. T.; MCCAWE, S. T. Impact force accommodation to additional loads. En: G. de Groot; A. P. Hollander; P. A. Huijting; G. J. van Schenau eds. Biomechanics XI-B, Free University Press, Amsterdam 1988; 701-704.
- SITLER, M. J.; RYAN, J.; WHEELER, B.; McBRIDE, J.; ARCIERO, R.; ANDERSON, J.; HORODYSKI, M. Efficacy of a semirigid ankle brace to reduce acute ankle injuries in basketball: A randomized clinical study at West Point. Abstract en: 18th annual meeting of the American Orthopaedic Society for Sports Medicine, San Diego, CA, 1992.
- SMITH, L. S. Athletic footwear. Clin. Podiatr. Med. Surg. 1986; 3, 4: 637-647.
- SOUTAS-LITTLE, R.W.; ULIBARRI, V. D.; GOODMAN, E.; HULL, A. Biomechanical analysis of the athletic shoe. S.O.M.A. Octubre 1987 (b); 18-22.
- SPRINGING, E. J.; PELTON, J. D.; BRANDELL, B. R. EMG analysis of the effectiveness of external ankle support during sudden ankle inversion. Can. J. Appl. Sports Sci. 1981; 6: 72-75.
- STACOFF, A.; KAELIN, X.; STUESSI, E. Foot movement, load and injury in volleyball. En: Terauds, J.; Gowitzke, B. A. eds. Biomechanics in Sports III and IV; Del Mar: Academic Publishers 1987; 258-262.
- STACOFF, A.; KÄLIN, X.; STÜSSI, E. Torsional movements of the foot during landing. Abstracts of the XII Congress of the International Society of Biomechanics, Los Angeles, 1989: 1085.
- STACOFF, A.; STUESSI, E.; SONDEREGGER, D. Lateral stability of sportshoes. En: Winter, D. A. et al. Biomechanics IX-B, Human Kinetics, Champaign, IL. 1985; 139-143.
- STEELE, J. R. An analysis of netball landing techniques: implications for injury prevention and shoe design. Court action 1986; 1, 2: 21-23.
- STEELE, J. R. Biomechanical factors affecting performance in netball. Implications for improving performance and injury reduction. Sports Med. 1990; 10, 2: 88-102.



- STEELE, J. R.; LAFORTUNE, M. A. The relationship between technique and ground reaction forces at landing in netball. Abstracts of the XII Congress of the International Society of Biomechanics, Los Angeles, 1989: 1085.
- STEELE, J. R.; MILBURN, P. D. A kinematic analysis of netball landing techniques. *Austral. J. Sci. Med. Sport* 1987; 19: 23-27.
- STEELE, J. R.; MILBURN, P. D. Ground reaction forces on landing in netball. *J. Hum. Mov. Stud.* 1987; 13: 399-410.
- STEELE, J. R.; MILBURN, P. D. Effect of different synthetic sport surfaces on ground reaction forces at landing in netball. *Int. J. Sport Biomech.* 1988; 4: 130-145.
- STÜSI, E.; STACOFF, A. Biomechanische und orthopädische probleme des Tennis- und hallenschuhs. *Sportverl. Sportschad* 1993; 7: 187-190.
- TAUNTON, J. E.; MCKENZIE, D. C.; CLEMENT, D. B. The role of biomechanics in the epidemiology of injuries. *Sports Med.* 1988; 6: 107-120.
- TORG, J. Ankle and foot problems in the ankle. *Clin. Sports Med.* 1982; 1: 77-84.
- TROPP, H.; ASKLING, C; GILLQUIST, J. Prevention of ankle sprains. *Am. J. Sports Med.* 1985; 13, 4: 259-262.
- TRUJILLO, D. M.; BUSBY, H. R. A mathematical method for the measurement of bone motion with skin-mounted accelerometers. *J. Biomech. Eng.* 1990; 112: 229-231.
- VAIN, A. A. Biomechanical characterization of the behavior of an athlete's support-motor system under impact. En: Komi, P. V. ed. *Biomechanics V-B*, University Park Press, Baltimore, Maryland, 1976; 59-61.
- VALIANT, G. A. The effect of outsole pattern on basketball shoe traction. En: Terauds, J.; Gowitzke, B. A.; Hold, L. E. eds. *Biomechanics in Sports*. Academic Publishers Del Mar, CA 1986; 29-37.
- VALIANT, G. A.; EDEN, K. B. Evaluating basketball shoe design with ground reaction forces. *Proceedings of the NACOB II, The second North American Congress on Biomechanics*, Chicago 1992; 271-272.
- VALIANT, G. A.; HIMMELBASCH, J. A. 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. XIIIth International Congress on Biomechanics, The Department of Human Movement Studies, The University of Western Australia 1991; 405-406.
- VALIANT, G. A.; McMAHON, T. A.; FREDERICK, E. C. A new test to evaluate cushioning properties of athletics shoes. En: Jonsson, B. ed. Biomechanics X-B, Human Kinetics, Champaign, IL 1987; 937-941.
- VAN DAM, R. L.; RUHLING, R. O. Tape composition and performance. Athl. Training 1975; 10: 214-216.
- VAN MECHELEN, W.; HLOBIL, H.; KEMPER, H. C. G. How can sports injuries be prevented? The Netherlands, Oosterbeek, National Institute for Sports Health Care 1987; 25: 19-20.
- VERA, P.; HOYOS, J. V. Técnicas instrumentales desarrolladas por el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) para el análisis de las actividades humanas. Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia 1993.
- VERA, P.; HOYOS, J. V.; NIETO, J. Biomecánica del aparato locomotor. I Fundamentos. Instituto de Biomecánica de Valencia. Valencia, 1985.
- VOLOSHIN, A.; BURGER, C. P.; WOSK, J.; ARCAN, M. An in vivo evaluation of the leg's shock-absorbing capacity. En: Winter, D.A.; Norman, R. W.; Wells, R. P.; Hayes, K. C.; Patla, A. E. eds., Biomechanics IX-B. Human Kinetics, Champaign, IL. 1985; 112-116
- WALSH, M.; BLACKBURN, T. Prevention of ankle sprains. Am. J. Sports Med. 1977; 5: 243-246.
- WALTER, S. D.; SUTTON, J. R.; McINTOSH, J. M.; et al. The aetiology of sports injuries: A review of methodologies. Sports Med. 1985; 2: 47-58.
- WATSON, A. W. S. Sports injuries during one academic year in 6799 irish school children. Am. J. Sports Med. 1984; 12: 65-71.
- WATSON, A. W. S. Incidence and nature of sports injuries in Ireland. Analysis of four types of sports. Am. J. Sports Med. 1993; 21, 1: 137-143.
- WHITEHEAD, R. D. Foot pain after basketball rebound. Physician Sportsmed. 1995; 23, 8: 67-68.

- WHITESIDE, P. A. Men's and women's injuries in comparable sports. *Physician Sportsmed.* 1980; 8, 3: 130-140.
- WOSK, J.; VOLOSHIN, A. Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *J. Biomech.* 1981; 14: 261-268.
- YDE, J.; NIELSEN, A. B. Epidemiologisk og traumatologisk analyse af skader i dansk klubbasketball. *Ugeskr. Laeger.* 1988; Jan 18, 150, 3: 142-144.
- YDE, J.; NIELSEN, A. B. Sports injuries in adolescents' ball games: soccer, handball and basketball. *Br. J. Sports Med.* 1990; 24, 1: 51-54.
- YESSIS, M. High top shoes. *Fitness Sports Rev. Int.* 1993; 28, 3: 102.
- ZATSIORSKY, V. M. PRILUTSKY, B. I. Soft and stiff landing. En: *Arbete och Hälsa* 14: 10th International Congress of Biomechanics, Umea, 1985; 309.


CONTENIDO DEL CAPÍTULO 7

7. ANEXOS

| | |
|---|-----|
| 7.1. Hoja de entrevista de la encuesta epidemiológica. | 253 |
| 7.2. Descripción del modelo cinemático. Modelo de sólidos articulares. | 255 |
| 7.2.1 Sistemas de referencia locales. | 255 |
| 7.2.2 - Ángulos. | 258 |
| 7.3. Método de suavizado de las coordenadas obtenidas del proceso de digitalización. | 259 |
| 7.4. Tablas de resultados. | 264 |

7. ANEXOS

7.1. ENCUESTA EPIDEMIOLÓGICA



IBV
INSTITUTO
BIOMECANICA
VALENCIA

GRUPO DE BIOMECANICA DEPORTIVA
SERVICIO DE ESTUDIOS EPIDEMIOLOGICOS

Deporte: Especialidad (Puesto): Años de práctica:

DATOS PERSONALES

Apellidos: Nombre:

① Sexo A Hombre. B Mujer.

② Edad A 14 años o menos. B Entre 15 y 17 años. C Entre 18 y 39 años. D 40 años o más.

③ Tipo de pie A NS/MC. B Normal. C Plano. D Cavo.

④ Peso A Hasta 39 kgs. B Entre 40 y 59 kgs. C Entre 60 y 79 kgs. D Entre 80 y 99 kgs. E 100 kgs. o más.

⑤ Estatura A Hasta 139 cms. B Entre 140 y 159 cms. C Entre 160 y 179 cms. D Entre 180 y 199 cms. E 200 cms. o más.

DATOS TÉCNICOS

⑥ Horas semanales de entrenamiento A Menos de 5 h. B Entre 5 y 10 h. C Entre 10 y 15 h. D Entre 15 y 20 h. E Más de 20 h.

⑦ Nivel deportivo A Internacional. B Nacional. C Autonómico. D Aficionado/Provincial.

| | Hasta el 24% | Del 25 al 49 % | Del 50 al 74 % | 75 % o más |
|---|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| ⑧ Tipos de superficies utilizadas y porcentaje de uso | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| <input type="checkbox"/> A Tierra. | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| <input type="checkbox"/> B Hierba. | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| <input type="checkbox"/> C Parqué. | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| <input type="checkbox"/> D Cemento. | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| <input type="checkbox"/> E Asfalto. | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| <input type="checkbox"/> F Sintéticos. | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |
| <input type="checkbox"/> G Otros. | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> | <input type="checkbox"/> |

LESIONES

⑨ Localización de lesiones deportivas

A Craneo. B Cara. C Cuello. D Hombro. E Brazo. F Codo. G Antebrazo.

H Muñeca. I Mano. J Dedos (mano). K Clavícula. L Tórax. M Abdomen. N Omóplato.

O Nunca lesionado. P Zona dorsal. Q Zona lumbar. R Genitales. S Nalgas. T Ingle. U Muslo (delante). V Muslo (detrás).

W Rodilla. X Pierna (delante). Y Pierna (detrás). Z Tobillo. AA Talón. AB Pie. AC Dedos (pie).

⑩ Estructura lesionada A Hueso. B Músculo. C Ligamento. D Tendón. E Nervio. F Uñas.

⑪ Uso de elementos ortopédicos A No usa. B Usa y ha mejorado. C Usa y no ha mejorado.

Especificar cuáles:

CALZADO DEPORTIVO

11 Criterios de selección:

Puntúa los criterios de selección de calzado deportivo relacionados a continuación desde 0 (nada importante) hasta 5 (muy importante).

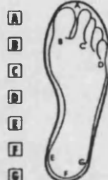
- | | | |
|--|--|---|
| <input type="checkbox"/> Experiencia personal. | <input type="checkbox"/> Estabilidad. | <input type="checkbox"/> Grosor de la suela. |
| <input type="checkbox"/> Recomendación de otros. | <input type="checkbox"/> Transpiración. | <input type="checkbox"/> Precio. |
| <input type="checkbox"/> Relación con la casa comercial. | <input type="checkbox"/> Amortiguación. | <input type="checkbox"/> Duración. |
| <input type="checkbox"/> Fama de la marca. | <input type="checkbox"/> Peso de la zapatilla. | <input type="checkbox"/> Flexibilidad. |
| <input type="checkbox"/> Según la superficie deportiva. | <input type="checkbox"/> Innovación tecnológica. | <input type="checkbox"/> Adherencia al suelo. |

12 Duración

- (Número de pares usados cada año)
- A 6 o más.
 - B De 3 a 5.
 - C 2 al año.
 - D 1 al año.
 - E Menos.

13 Desgaste

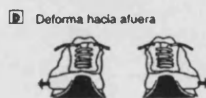
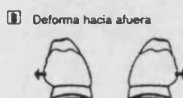
(Señale las zonas de desgaste de la suela de la zapatilla)



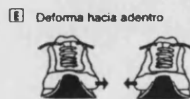
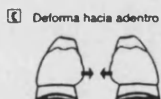
14 Deformación:

Parte posterior

Parte delantera



A No deforma



OTROS COMPLEMENTOS

15 Indice:

- Qué complementos fundamentales para la práctica de tu especialidad deportiva consideras que deberían mejorar sus prestaciones técnicas.
- Qué problemas asociados a su utilización habría que resolver.

.....

.....

.....

.....

Fecha:

7.2. DESCRIPCIÓN DEL MODELO CINEMÁTICO. MODELO DE SÓLIDOS ARTICULARES

7.2.1 Sistemas de referencia locales

Sistema ligado al muslo.

\vec{S}_{1m} es un segmento que va desde el punto medio del segmento que une los marcadores M2 y M3 hasta M1 (ver figura 1),

según lo cual \vec{S}_{1m} será:

$$\vec{S}_{1m} = \vec{M}_1 - \frac{\vec{M}_2 + \vec{M}_3}{2}$$

\vec{S}_{3m} es un vector perpendicular a \vec{S}_{1m} y al segmento que une M2 y M3.

$$\vec{S}_{3m} = (\vec{M}_3 - \vec{M}_2) \times \vec{S}_{1m}$$

\vec{S}_{2m} es perpendicular a \vec{S}_{1m} y a \vec{S}_{3m}

$$\vec{S}_{2m} = \vec{S}_{1m} \times \vec{S}_{3m}$$

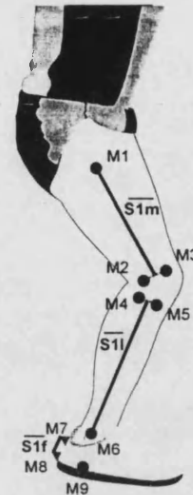


Figura 1

De acuerdo a esto, \vec{S}_{1m} , \vec{S}_{2m} y \vec{S}_{3m} son perpendiculares entre sí, que expresados como vectores unitarios (ver figura 2):

$$\hat{I}_m = \frac{\vec{S}_{3m}}{|\vec{S}_{3m}|} \quad \hat{J}_m = \frac{\vec{S}_{2m}}{|\vec{S}_{2m}|} \quad \hat{K}_m = \frac{\vec{S}_{1m}}{|\vec{S}_{1m}|}$$

Sistema ligado a la pierna.

\vec{S}_{1l} es un segmento que va del marcador M6 al punto medio del segmento que une M4 y M5 (ver figura 1):

$$\vec{S}_{1l} = \frac{\vec{M}_4 + \vec{M}_5}{2} - \vec{M}_6$$

\vec{S}_{3l} es perpendicular a \vec{S}_{1l} y al segmento que va de M4 a M5:

$$\vec{S}_{3l} = (\vec{M}_5 - \vec{M}_4) \times \vec{S}_{1l}$$

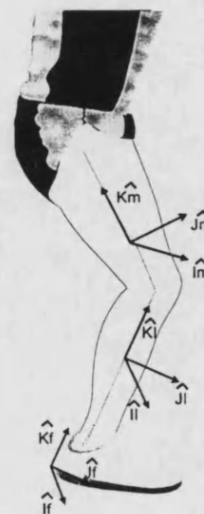


Figura 2

$\vec{S}2l$ es perpendicular $\vec{S}1l$ y a $\vec{S}3l$:

$$\vec{S}2l = \vec{S}1l \times \vec{S}3l$$

Los vectores unitarios serán (ver figura 2):

$$\hat{I}l = \frac{\vec{S}3l}{|\vec{S}3l|} \quad \hat{J}l = \frac{\vec{S}2l}{|\vec{S}2l|} \quad \hat{K}l = \frac{\vec{S}1l}{|\vec{S}1l|}$$

Sistema ligado al retropié.

$\vec{S}1f$ es un vector que va del marcador M8 al M7 (ver figura 1).

$$\vec{S}1f = \vec{M}7 - \vec{M}8$$

$\vec{T}3f$ es un vector perpendicular a $\vec{S}1f$ y al vector que une los marcadores M8 y M9.

$$\vec{T}3f = (\vec{M}9 - \vec{M}8) \times \vec{S}1f$$

$\vec{T}2f$ es un vector perpendicular a $\vec{S}1f$ y a $\vec{T}3f$:

$$\vec{T}2f = \vec{S}1f \times \vec{T}3f$$

Para conseguir $\vec{S}2f$ y $\vec{S}3f$ se deben girar $\vec{T}2f$ y $\vec{T}3f$ un ángulo de $36,55^\circ$ (ver figura 3) alrededor de un eje definido por $\vec{S}1f$ para alcanzar al eje longitudinal del pie:

$$\vec{S}2f = \vec{T}2f + (\cos 36,55^\circ - 1)\vec{T}2f - \vec{T}3f \operatorname{sen} 36,55^\circ$$

$$\vec{S}2f = \vec{T}2f + (\cos 36,55^\circ - 1)\left[\vec{S}1f \times (\vec{T}2f \times \vec{S}1f)\right] - (\vec{T}2f \times \vec{S}1f) \operatorname{sen} 36,55^\circ$$

$$\vec{S}2f = \vec{T}2f \cos 36,55^\circ - \vec{T}3f \operatorname{sen} 36,55^\circ$$

y

$$\vec{S}3f = \vec{T}3f + (\cos 36,55^\circ - 1)\vec{T}3f - \vec{S}2f \operatorname{sen} 36,55^\circ$$

$$\vec{S}3f = \vec{T}3f + (\cos 36,55^\circ - 1)\left[\vec{S}1f \times (\vec{T}3f \times \vec{S}1f)\right] - (\vec{T}3f \times \vec{S}1f) \operatorname{sen} 36,55^\circ$$

$$\vec{S}3f = \vec{T}3f \cos 36,55^\circ - \vec{T}2f \operatorname{sen} 36,55^\circ$$

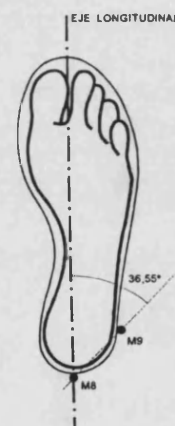


Figura 3

Los vectores unitarios se calculan (ver figura 2):

$$\hat{i}_f = \frac{\bar{S}_{3f}}{|\bar{S}_{3f}|} \quad \hat{j}_f = \frac{\bar{S}_{2f}}{|\bar{S}_{2f}|} \quad \hat{k}_f = \frac{\bar{S}_{1f}}{|\bar{S}_{1f}|}$$

Sistema ligado al retropié descalzo.

\bar{S}_{1f} es un vector que va del marcador M9 al M8 (ver figura 4).

$$\bar{S}_{1f} = \bar{M}8 - \bar{M}9$$

\bar{T}_{3f} es un vector perpendicular a \bar{S}_{1f} y al vector que une los marcadores M8 y M7

$$\bar{T}_{3f} = (\bar{M}8 - \bar{M}7) \times \bar{S}_{1f}$$

\bar{T}_{2f} es un vector perpendicular a \bar{S}_{1f} y a \bar{T}_{3f} :

$$\bar{T}_{2f} = \bar{S}_{1f} \times \bar{T}_{3f}$$

Para conseguir \bar{S}_{2f} y \bar{S}_{3f} se deben girar \bar{T}_{2f} y \bar{T}_{3f} un ángulo de 31° (ver figura 5) sobre la dirección de \bar{S}_{1f} para alcanzar al eje longitudinal del pie:

$$\bar{S}_{2f} = \bar{T}_{2f} \cos 31^\circ - \bar{T}_{3f} \sin 31^\circ$$

y

$$\bar{S}_{3f} = \bar{T}_{3f} \cos 31^\circ - \bar{T}_{2f} \sin 31^\circ$$

Los vectores unitarios (ver figura 6) se calculan:

$$\hat{i}_f = \frac{\bar{S}_{3f}}{|\bar{S}_{3f}|} \quad \hat{j}_f = \frac{\bar{S}_{2f}}{|\bar{S}_{2f}|} \quad \hat{k}_f = \frac{\bar{S}_{1f}}{|\bar{S}_{1f}|}$$

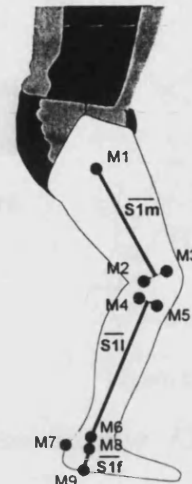


Figura 4

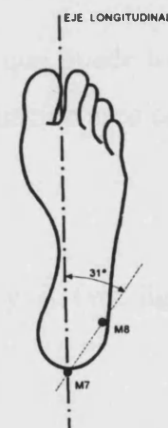


Figura 5

7.2.2 - Ángulos

Flexión de rodilla.

El ángulo de flexión de rodilla "FR" se define como el ángulo formado entre $\hat{K}l$ y $\hat{K}m$ (ver figura 2):

$$FR = \arccos(\hat{K}l \cdot \hat{K}m)$$

Si bien la función coseno toma valores iguales para ángulos de igual valor absoluto pero de distinto signo, el ángulo de flexión de rodilla podrá tomar sólo valores mayores de cero, por lo que no habrá indefinición en el valor de dicho ángulo.

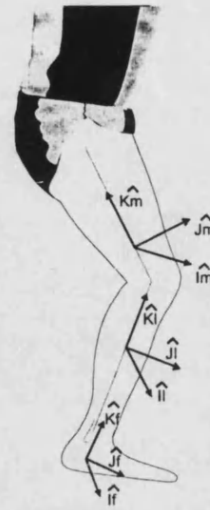


Figura 6

Flexión de tobillo.

El ángulo de flexión de tobillo "FT", se define como el ángulo formado entre $\hat{K}l$ y $\hat{K}f$, proyectado sobre un plano perpendicular a $\hat{K}i$ (ver figura 2) (Areblad y cols., 1990).

$$FT = 90 - \arccos\left(\frac{\hat{K}l(\hat{K}f \wedge \hat{K}i)}{|\hat{K}f \wedge \hat{K}i|}\right)$$

Al igual que para el ángulo de flexión de rodilla, los valores probables que puede tomar el ángulo de flexión de tobillo no ocasionarán problemas con el signo de la función arco coseno.

Ángulo de eversión.

El ángulo de eversión "P" se define como el ángulo formado entre $\hat{K}f$ y $\hat{K}l$ (ver figura 2), sobre un plano perpendicular a $\hat{K}i \wedge \hat{K}f$ (FEA) (Areblad y cols., 1990).

$$P = 90 - \arccos\left(\frac{\hat{K}f(\hat{K}l \wedge (\hat{K}i \wedge \hat{K}l))}{|\hat{K}l \wedge (\hat{K}i \wedge \hat{K}l)|}\right)$$

$$P = 90 - \arccos(\hat{K}f \cdot \hat{K}i)$$

Del mismo modo que para los ángulos de flexión de rodilla y de tobillo, los valores posibles de eversión-inversión no pueden ocasionar problemas con el signo de la función arco coseno.

7.3. MÉTODO DE SUAVIZADO DE LAS COORDENADAS OBTENIDAS DEL PROCESO DE DIGITALIZACIÓN

A continuación se describe el método empleado para suavizar las coordenadas obtenidas del proceso de digitalización, con el objetivo de reducir la parte de la varianza, debida al error de digitalización de las escenas, de las variables estudiadas. Este método se basa en los algoritmos desarrollados por Herman J. Woltring (1986) y realiza un ajuste de las posiciones medidas de los puntos a una curva definida por polinomios. Los coeficientes de estos polinomios pueden definirse según dos criterios contrapuestos:

1. Minimizar el error de ajuste, obteniendo una curva que pase exactamente por los puntos medidos.
2. Conseguir una curva suave, haciendo pasar la curva a una cierta distancia de los puntos medidos para conseguir la mayor suavidad de la curva.

Woltring desarrolló una función "Objetivo" en la que aparecen estos dos criterios contrapuestos (error y suavidad) como términos. Decidiendo que importancia relativa o "peso" se le otorga a la suavidad frente al error, el valor mínimo de la función proporciona el ajuste óptimo de la curva.

Dado un conjunto de incremento estricto pero de abcisa no necesariamente equidistante: $\{t_i: t_1 < t_2 < \dots < t_n; n \geq 2m\}$, con ordenadas correspondientes $\{y_i\}$ y factores de peso positivos $\{w_i\}$, se debe hallar una función spline natural $sp(t)$ que minimice la función "Objetivo" para seleccionar un óptimo factor de suavizado $p \geq 0$.

$$\text{Objetivo} = \sum_{i=1}^n w_i \{y_i - sp(t_i)\}^2 + p \int_{-\infty}^{+\infty} |sp^{(m)}(t)|^2 dt$$

t_i = variable independiente, en este caso el tiempo.

y_i = medida en el instante i .

$Sp(t_i)$ = valor ajustado en el instante i de la función spline Sp .

w_i = peso del error en el instante i , a mayor w menor importancia del error.

P = peso de la suavidad, conocido como factor de suavizado.

El término del sumatorio de la función “Objetivo” representa el error del ajuste mientras que el término de la integral representa el grado de suavidad de la curva. Si $p=0$ la suavidad toma una importancia nula y el mínimo se obtendrá cuando y_i sea igual a $Sp(x_i)$ y la curva pasará por los puntos medidos.

El algoritmo descrito permite el suavizado de un único vector de datos (y_i) para la variable independiente (t_i). En el caso del análisis cinemático tridimensional, en el que, para una variable independiente tiempo se tiene varios conjuntos de medidas (tres coordenadas: x, y, z), este algoritmo se puede generalizar del siguiente modo:

$$\text{Objetivo} = \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^n w_{ij} \{y_{ij} - sp_i(t_j)\}^2 + \sum_{i=1}^k P \int_{x=-\infty}^{+\infty} |sp_i^{(m)}(t)|^2 dt$$

En dicha función Objetivo generalizada

$$t = \begin{bmatrix} t_1 \\ t_2 \\ \cdot \\ t_n \end{bmatrix} \quad y = \begin{bmatrix} y_{11} & \cdot & y_{1k} \\ y_{21} & \cdot & y_{2k} \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ y_{n1} & \cdot & y_{nk} \end{bmatrix}$$

donde n es el número de fotogramas digitalizados y k es el número datos para la variable independiente tiempo. En el caso de un punto digitalizado, t sería un vector de n filas e y sería un matriz de n filas y k columnas ($k = 3$, coordenadas x, y, z).

El peso de cada dato (w_i) se obtiene como producto de dos matrices w_x ($n \times 1$) y w_y (3×1):

$$w_x = \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \\ \cdot \\ 1 \end{bmatrix} \quad w_y = \begin{bmatrix} \frac{1}{\sigma_x} \\ \frac{1}{\sigma_y} \\ \frac{1}{\sigma_z} \end{bmatrix} \quad w = w_x \times w_y^T$$

en donde σ_i es la desviación típica de las coordenadas i para todos los fotogramas digitalizados.

De este modo se obtiene la matriz de pesos w , de n filas (número de fotogramas) y 3 columnas (desviaciones típicas en x , y , z).

$$w = \begin{bmatrix} \frac{1}{\sigma_x} & \frac{1}{\sigma_y} & \frac{1}{\sigma_z} \\ \frac{1}{\sigma_x} & \frac{1}{\sigma_y} & \frac{1}{\sigma_z} \\ \frac{1}{\sigma_x} & \frac{1}{\sigma_y} & \frac{1}{\sigma_z} \\ \frac{1}{\sigma_x} & \frac{1}{\sigma_y} & \frac{1}{\sigma_z} \end{bmatrix}$$

Este proceso se repitió para cada uno de los nueve puntos digitalizados del modelo.

Para calcular el factor de suavizado p se tomó la mediana de las varianzas de las tres coordenadas (para cada punto digitalizado) como estimación de la magnitud del ruido de la señal, el cual se consideró blanco y de media cero. Dicho factor de suavizado se tomó como único para las tres coordenadas de cada punto, asumiendo que el error de digitalización era similar para las tres. La función spline sp se calculó utilizando el método "True Predicted Mean-Squared Error", partiendo del valor estimado del ruido de la señal.

El programa informático utilizado para el proceso de digitalización, cálculo de las coordenadas 3D, suavizado y exportado de los datos (Fotogrametría-IBV), incluye los procesos de cálculo de las funciones spline de suavizado desarrolladas por Woltring (1986). Dicho software permitió el suavizado de las coordenadas aplicando un factor de suavizado diferente para cada uno de los puntos digitalizados del modelo como, así mismo, escoger el orden del polinomio de la función spline y su proceso de cálculo.

El orden de la función de ajuste se escogió teniendo en cuenta las condiciones de entorno que necesitan los splines. Para un orden m determinado, en los instantes inicial y final la derivada de $m-1$ es igual a cero. Esto significa que en el caso de un orden tres, se estaría suponiendo que la aceleración, en los instantes inicial y final, sería igual a cero, provocando errores de cálculo en los primeros y últimos fotogramas digitalizados. De este modo se eligió el orden cinco, teniendo en cuenta que un aumento en dicho orden repercute en un aumento en el tiempo de cálculo de la función y que para las variables a estudiar en el presente trabajo era suficiente.

El proceso seguido para el suavizado de los datos fue el siguiente:

1. Cálculo del error de digitalización manual: Para ello una escena típica fue digitalizada tres veces para la condición calzado y otras tres para la condición descalzo, por cada uno de los dos colaboradores que participaron en la digitalización. Las coordenadas 3D obtenidas fueron exportadas y tratadas estadísticamente para obtener la varianza asociada al proceso de digitalización, teniendo en cuenta cada punto, todos los fotogramas, todas las escenas y ambos colaboradores.
2. Verificación de la existencia de errores sistemáticos durante la digitalización: El objetivo de este análisis fue determinar si ambos colaboradores digitalizaban de igual modo la posición de cada uno de los marcadores o presentaban un error sistemático en alguna de las coordenadas de alguno de los puntos digitalizados. Para ello se realizó un análisis de varianza (ANOVA) para cada una de las coordenadas de cada punto digitalizado con el colaborador digitalizador como

factor, comprobando que no existían diferencias significativas entre ellos ($\alpha=0.05$) para ninguna de las coordenadas de los puntos digitalizados.

3. Suavizado de los datos de coordenadas tridimensionales: Se realizó el suavizado de los datos con funciones spline de quinto orden y utilizando el método True Mean-Squared Error descrito anteriormente.
4. Aplicación del método a todos los datos: Asumiendo que el error de digitalización fue el mismo para todas las escenas digitalizadas, porque fueron filmadas en las mismas condiciones y digitalizadas por los mismos colaboradores, se aplica la misma matriz de pesos y la misma varianza del error para calcular el factor de suavizado de cada punto en cada escena.

7.4. TABLAS DE RESULTADOS

A continuación se resumen los resultados del tratamiento estadístico de las variables cinemáticas y cinéticas de los estudios del aterrizaje de un salto y de rendimiento.

Resultados del análisis de varianza para las variables del ángulo de flexión de rodilla, según el factor “calzado” (con sus niveles “Mayor sujeción”, “Menor sujeción” y “Descalzo”) y para los saltos sobre una superficie plana.

| Flexión de rodilla - Superficie plana | | | | | | |
|---------------------------------------|----------|----------------|----------------|------------|--|---|
| Variable | p | Media ± SE | | | Test de rango múltiple LSD | Diferencias observables para $\beta > 0.80$ |
| | | Mayor sujeción | Menor sujeción | Descalzo | | |
| R1 [grados] | 0.2130 | 16.0 ± 1 | 17.9 ± 0.8 | 18.2 ± 0.9 | | 0.4 |
| MR [grados] | 0.0010 * | 77 ± 1 | 85 ± 1 | 86 ± 1 | Diferencia entre Mayor sujeción y las otras dos condiciones. | 0.2 |
| TMR [ms] | 0.0046 * | 216 ± 1 | 235 ± 1 | 271 ± 1 | Diferencia entre Descalzo y las otras dos condiciones. | 0.033 |
| MR-R1 [grados] | 0.0107 * | 61 ± 1 | 67 ± 1 | 68 ± 1 | Diferencia entre Mayor sujeción y las otras dos condiciones. | 0.2 |

Resultados del análisis de varianza para las variables del ángulo de flexión dorsal del tobillo, según el factor “calzado” (con sus niveles “Mayor sujeción”, “Menor sujeción” y “Descalzo”) y para los saltos sobre una superficie plana.

| Flexión dorsal de tobillo - Superficie plana | | | | | | |
|--|-------------|-------------------|-------------------|---------------|---|---|
| Variable | p | Media ± SE | | | Test de rango múltiple LSD | Diferencia observables para $\beta > 0.80$ |
| | | Mayor sujeción | Menor sujeción | Descalzo | | |
| T1 [grados] | 0.0000 * | -27 ± 1 | -25 ± 1 | -12 ± 1 | Diferencia entre Descalzo y las otras dos condiciones. | 0.3 |
| MT1 [grados] | 0.0000 * | 23.0 ± 0.8 | 28.2 ± 0.7 | 47.5 ± 0.7 | Diferencia entre las tres condiciones. | 0.5 |
| MTO [grados] | 0.0000 * | -28 ± 1 | -26 ± 1 | -13 ± 2 | Diferencia entre Descalzo y las otras dos condiciones. | 0.3 |
| MT1-MTO [grados] | 0.0011 * | 51 ± 2 | 54 ± 1 | 61 ± 3 | Diferencia entre Descalzo y Mayor sujeción. | 0.2 |

Resultados del análisis de varianza para las variables del ángulo de inversión del retropié, según el factor “calzado” (con sus niveles “Mayor sujeción”, “Menor sujeción” y “Descalzo”) y para los saltos sobre una superficie plana.

| Inversión del retropié - Superficie plana | | | | | | |
|---|-------------|-------------------|-------------------|------------|---|--|
| Variable | p | Media ± SE | | | Test de rango múltiple LSD | Diferencias observables para $\beta > 0.80$ |
| | | Mayor sujeción | Menor sujeción | Descalzo | | |
| P1 [grados] | 0.0001 * | 7 ± 1 | 11 ± 1 | -1 ± 1 | Diferencia entre Descalzo y las otras dos condiciones. | 0.3 |
| PM1 [grados] | 0.0000 * | -5 ± 1 | 0 ± 1 | -21 ± 1 | Diferencia entre las tres condiciones. | 0.4 |
| PMO [grados] | 0.0025 * | 8 ± 1 | 13 ± 1 | 4 ± 2 | Diferencia entre Menor sujeción y las otras dos condiciones. | 0.3 |
| TPMO [ms] | 0.0001 * | 8 ± 3 | 9 ± 2 | 33 ± 4 | Diferencia entre Descalzo y las otras dos condiciones. | 0.137 |
| PMO-PM1 [grados] | 0.0014 * | 13 ± 1 | 13 ± 1 | 25 ± 2 | Diferencia entre Descalzo y las otras dos condiciones. | 0.2 |

Resultados del análisis de varianza para las variables de fuerzas verticales de reacción del suelo, según el factor “calzado” (con sus niveles “Mayor sujeción”, “Menor sujeción” y “Descalzo”) y para los saltos sobre una superficie plana.

| Fuerzas de reacción - Superficie plana | | | | | | |
|--|-------------|-------------------|-------------------|----------------|---|--|
| Variable | p | Media ± SE | | | Test de rango múltiple LSD | Diferencias observables para $\beta > 0.80$ |
| | | Mayor sujeción | Menor sujeción | Descalzo | | |
| FZ1 [p.c.] | 0.0001 * | 0.83 ± 0.05 | 0.73 ± 0.05 | 0.89 ± 0.05 | Diferencia entre Menor sujeción y las otras dos condiciones. | 0.1 |
| FZ2 [p.c.] | 0.5305 | 2.6 ± 0.1 | 2.5 ± 0.1 | 2.7 ± 0.1 | | 0.4 |
| MFZ [p.c.] | 0.4879 | 2.6 ± 0.1 | 2.5 ± 0.1 | 2.7 ± 0.1 | | 0.4 |
| TFZ2-TFZ1 [ms] | 0.0186 * | 53 ± 2 | 52 ± 2 | 60 ± 2 | Diferencia entre Descalzo y las otras dos condiciones. | 18 |

Resultados del análisis de varianza para las variables de aceleración en la tibia, según el factor “calzado” (con sus niveles “Mayor sujeción”, “Menor sujeción” y “Descalzo”) y para los saltos sobre una superficie plana.

| Aceleraciones en tibia - Superficie plana | | | | | | |
|---|--------|-------------------|-------------------|---------------|-------------------------------|--|
| Variable | p | Media ± SE | | | Test de rango múltiple LSD | Diferencias observables para $\beta > 0.80$ |
| | | Mayor sujeción | Menor sujeción | Descalzo | | |
| AT1 [g] | 0.1359 | 7.2 ± 0.3 | 7.5 ± 0.3 | 7.9 ± 0.3 | | 1 |
| AT2 [g] | 0.1769 | 18.2 ± 0.8 | 18.6 ± 0.8 | 16.6 ± 0.8 | | 3 |
| MAT [g] | 0.2046 | 19.9 ± 0.7 | 19.5 ± 0.7 | 18.2 ± 0.7 | | 3 |
| TAT2-TAT1 [ms] | 0.5408 | 33 ± 3 | 32 ± 3 | 36 ± 3 | | 11 |

Resultados del análisis de varianza para las variables de aceleración en la cabeza, según el factor “calzado” (con sus niveles “Mayor sujeción”, “Menor sujeción” y “Descalzo”) y para los saltos sobre una superficie plana.

| Aceleraciones en cabeza - Superficie plana | | | | | | |
|--|-------------|-------------------|-------------------|--------------|---|--|
| Variable | p | Media ± SE | | | Test de rango múltiple LSD | Diferencias observables para $\beta > 0.80$ |
| | | Mayor sujeción | Menor sujeción | Descalzo | | |
| AC [g] | 0.0046 * | 4.8 ± 0.2 | 4.6 ± 0.2 | 4.0 ± 0.2 | Diferencia entre Descalzo y las otras dos condiciones. | 0.7 |

Resultados del análisis de varianza para las variables de transmisión de fuerzas verticales de reacción a la tibia, según el factor “calzado” (con sus niveles “Mayor sujeción”, “Menor sujeción” y “Descalzo”) y para los saltos sobre una superficie plana.

| Coeficientes de transmisión de fuerzas de impacto a tibia - Superficie plana | | | | | | |
|--|-------------|-------------------|-------------------|----------------|--|--|
| Variable | p | Media ± SE | | | Test de rango múltiple LSD | Diferencias observables para $\beta > 0.80$ |
| | | Mayor sujeción | Menor sujeción | Descalzo | | |
| AT1/FZ1 | 0.5244 | 1.03 ± 0.05 | 1.09 ± 0.05 | 1.03 ± 0.05 | | 0.20 |
| AT2/FZ2 | 0.0152 * | 0.70 ± 0.03 | 0.74 ± 0.03 | 0.64 ± 0.03 | Diferencia entre Menor sujeción y Descalzo. | 0.10 |

Resultados del análisis de varianza para las variables de transmisión de fuerzas verticales de reacción a la cabeza, según el factor “calzado” (con sus niveles “Mayor sujeción”, “Menor sujeción” y “Descalzo”) y para los saltos sobre una superficie plana.

| Coeficientes de transmisión de fuerzas de impacto a cabeza - Superficie plana | | | | | | |
|---|-------------|------------------|------------------|------------------|--|---|
| Variable | p | Media ± SE | | | Test de rango múltiple LSD | Diferencias observables para $\beta > 0.80$ |
| | | Mayor sujeción | Menor sujeción | Descalzo | | |
| AC/MFZ | 0.0069 * | 0.188 ± 0.006 | 0.179 ± 0.006 | 0.161 ± 0.006 | Diferencia entre Descalzo y las otras dos condiciones. | 0.02 |

Resultados del análisis de varianza para las variables de transmisión de las aceleraciones de tibia a la cabeza, según el factor “calzado” (con sus niveles “Mayor sujeción”, “Menor sujeción” y “Descalzo”) y para los saltos sobre una superficie plana.

| Coeficientes de transmisión de aceleraciones de tibia a cabeza - Superficie plana | | | | | | |
|---|--------|------------------|------------------|------------------|---|---|
| Variable | p | Media ± SE | | | Test de rango múltiple LSD | Diferencias observables para $\beta > 0.80$ |
| | | Mayor sujeción | Menor sujeción | Descalzo | | |
| AC/MAT | 0.0627 | 0.251 ± 0.008 | 0.234 ± 0.008 | 0.222 ± 0.008 | Diferencia entre Mayor sujeción y Descalzo. | 0.04 |

Resultados del análisis de varianza para las variables del ángulo de inversión del retropié, según los factores “contrafuerte”, “vaciado” y “caña alta” (con sus niveles “Si” o “No”) y para los saltos sobre una superficie irregular.

| Inversión del retropié - Superficie irregular | | | | | |
|---|--------------|-------------|---------------|---------------|--|
| Variable | Factor | p | Media ± SE | | Diferencias observables para $\beta > 0.80$ |
| | | | SI | NO | |
| P1 [grados] | Contrafuerte | 0.5081 | 10.8 ± 0.6 | 11.4 ± 0.6 | 6 |
| | Vaciado | 0.8836 | 11.2 ± 0.6 | 11.0 ± 0.6 | |
| | Caña alta | 0.2136 | 10.6 ± 0.6 | 11.7 ± 0.6 | |
| PM1 [grados] | Contrafuerte | 0.0147 * | 7.7 ± 0.6 | 9.4 ± 0.6 | 5 |
| | Vaciado | 0.1175 | 8.0 ± 0.6 | 9.1 ± 0.6 | |
| | Caña alta | 0.0383 * | 7.8 ± 0.6 | 9.3 ± 0.6 | |
| PM2 [grados] | Contrafuerte | 0.0000 * | 4.5 ± 0.6 | 8.9 ± 0.6 | 6 |
| | Vaciado | 0.1845 | 6.1 ± 0.6 | 7.2 ± 0.6 | |
| | Caña alta | 0.0144 * | 5.7 ± 0.6 | 7.7 ± 0.6 | |
| PMO [grados] | Contrafuerte | 0.0003 * | 11.4 ± 0.6 | 14.5 ± 0.6 | 6 |
| | Vaciado | 0.6455 | 12.8 ± 0.6 | 13.1 ± 0.6 | |
| | Caña alta | 0.0151 * | 11.9 ± 0.6 | 14.0 ± 0.6 | |
| PMO-PM1 [grados] | Contrafuerte | 0.0090 * | 0.6 ± 0.7 | 3.1 ± 0.7 | 7 |
| | Vaciado | 0.5984 | 1.6 ± 0.7 | 2.1 ± 0.7 | |
| | Caña alta | 0.3442 | 1.4 ± 0.7 | 2.3 ± 0.7 | |

Resultados del análisis de varianza para las variables del ángulo de inversión del retropié, según el factor “control” (con sus niveles “Si” o “No”) y para los saltos sobre una superficie irregular.

| Inversión del retropié - Superficie irregular | | | | | |
|---|---------|--------|---------------|---------------|--|
| Zapatillas de caña alta | | | | | |
| Variable | Factor | p | Media ± SE | | Diferencias observables para $\beta > 0.80$ |
| | | | SI | NO | |
| P1 [grados] | Control | 0.8344 | 10.4 ± 0.4 | 10.6 ± 0.4 | 4 |
| PM1 [grados] | Control | 0.3454 | 7.2 ± 0.5 | 7.9 ± 0.5 | 5 |
| PM2 [grados] | Control | 0.3349 | 4.7 ± 0.7 | 5.6 ± 0.7 | 6 |
| PMO [grados] | Control | 0.8843 | 11.8 ± 0.6 | 12.0 ± 0.6 | 5 |
| PMO-PMI1 [grados] | Control | 0.8389 | 5.7 ± 0.7 | 5.5 ± 0.7 | 8 |

Resultados del análisis de varianza para la variable de rendimiento en salto vertical, según el factor “calzado” (con sus niveles “Mayor sujeción” y “Menor sujeción”).

| Rendimiento - Salto vertical | | | | |
|------------------------------|--------|----------------|----------------|--|
| Variable | p | Media ± SE | | Diferencias observables para $\beta > 0.80$ |
| | | Mayor sujeción | Menor sujeción | |
| H | 0.0000 | 45.5 | 46.7 | 0.76 |
| [cm] | * | ± 0.2 | ± 0.2 | |

Resultados del análisis de varianza para la variable de rendimiento en carrera con obstáculos, según el factor “calzado” (con sus niveles “Mayor sujeción” y “Menor sujeción”).

| Rendimiento - Carrera con obstáculos | | | | |
|--------------------------------------|--------|----------------|----------------|--|
| Variable | p | Media ± SE | | Diferencias observables para $\beta > 0.80$ |
| | | Mayor sujeción | Menor sujeción | |
| T | 0.0553 | 8.74 | 8.64 | 0.1 |
| [s] | * | ± 0.04 | ± 0.4 | |