

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**

**FACULTAD DE MEDICINA**

Departamento de Medicina Física y de Rehabilitación.  
Hidrología Médica



**ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA CON  
PLATAFORMAS DINAMOMÉTRICAS.  
INFLUENCIA DEL TRANSPORTE DE CARGA.**

**MEMORIA PRESENTADA PARA OPTAR AL GRADO DE  
DOCTOR POR**

Susana Collado Vázquez

Bajo la dirección del Doctor:  
Felipe Pascual Gómez

**Madrid, 2002**

**ISBN: 84-669-2095-1**

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE  
MADRID**  
**FACULTAD DE MEDICINA**  
DEPARTAMENTO DE MEDICINA FÍSICA Y  
DE REHABILITACIÓN. HIDROLOGÍA  
MÉDICA.



**TESIS DOCTORAL**

**ANÁLISIS DE LA MARCHA HUMANA CON  
PLATAFORMAS DINAMOMÉTRICAS.  
INFLUENCIA DEL TRANSPORTE DE  
CARGA**

**PRESENTADA POR: SUSANA COLLADO VÁZQUEZ.**

**DIRECTOR: Dr. FELIPE PASCUAL GÓMEZ**

MADRID 2002

**DEDICO ESTE TRABAJO:**

A mi madre María Asunción Vázquez

A mi hermano Francisco José Collado

A mi abuela Montserrat Vilá Soler

A mi abuelo Ángel Vázquez (q.e.p.d.)

## **AGRADECIMIENTOS:**

Al profesor Felipe Pascual Gómez, director de esta Tesis Doctoral, por su amable dedicación, ayuda constante, supervisión y asesoramiento, lo que me ha permitido la realización de este trabajo.

Al profesor Luis Pablo Rodríguez, Rodríguez por su ayuda y colaboración facilitándome la utilización del laboratorio de marcha del departamento de Rehabilitación de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid.

Al Profesor Antonio Álvarez Badillo, por su ayuda, amabilidad, apoyo, dedicación y asesoramiento.

Al profesor Dr. Jesús Carrillo Esteban por su amistad, ayuda, ánimo, dedicación, orientación y apoyo en todo momento.

Al profesor Fernando Gómez Muñiz que me inició y ayudó en el manejo de las plataformas dinamométricas.

A la Srta. Mari Luz, secretaria del departamento de Rehabilitación, que me ayudó siempre con cariño y dedicación, lo que me facilitó mucho el trabajo.

Al personal de la Biblioteca de la Universidad Complutense de Madrid que me ayudó en la búsqueda de bibliografía y búsquedas informáticas.

A todos los alumnos que tan amablemente se prestaron de forma voluntaria a realizar las pruebas y sin cuya ayuda no habría sido posible este trabajo.

A la Universidad Alfonso X el Sabio.

A mi familia que me ha apoyado, ayudado, animado y querido en todo momento.

## RESUMEN

El estudio de la marcha ha interesado desde tiempos remotos y los métodos para su evaluación han avanzado mucho, se han perfeccionado y simplificado las técnicas para su análisis y se han desarrollado nuevos métodos que permiten valorar los distintos parámetros de la marcha de forma objetiva y eficaz, apreciar los factores que pueden modificarla, diagnosticar alteraciones del patrón de marcha en diversas patologías y lesiones traumáticas, y realizar un control y seguimiento de pacientes para observar la evolución de los mismos, valorar la efectividad del tratamiento, recuperación tras una intervención quirúrgica, necesidad de ayudas técnicas etc.

Con frecuencia durante la deambulación se transportan cargas de mayor o menor peso, distribuidas de distinta forma, lo cuál modifica el patrón de marcha normal e incluso puede producir lesiones o agravar una patología preexistente, por ello en este estudio se ha pretendido evaluar la influencia del transporte de carga durante el proceso de marcha, a través de un estudio cinético de la misma, para el que se han utilizado plataformas dinamométricas Kistler de tipo piezoeléctrico, sobre las que se ha hecho caminar a 59 sujetos jóvenes y sanos sin carga y con carga distribuida de manera diferente ( a la espalda, en un hombro, en la mano a modo de cartera), para observar si se producen modificaciones de las fuerzas verticales,

anteroposteriores y mediolaterales, y al mismo tiempo estudiar la influencia de factores individuales como el sexo, altura, y peso.

Tras una introducción en que se realiza una revisión del estado actual del estudio de la marcha humana se expone el trabajo experimental con los objetivos, material y método, resultados, discusión y conclusiones y de ellas destacamos la importancia de transportar la carga lo más cerca posible del tronco, pues se producen menores variaciones de las fuerzas mediolaterales, es decir, menores oscilaciones del centro de gravedad.

## SUMMARY

The gait studies have been of interest for a long time and the methods for its assessment have been advanced a great deal; the techniques for its analysis have been improved and simplified and have been developed new methods that allow different gait parameters to be evaluated in an objective and effective way, the different factors that can modify it appraised, the gait pattern alterations according to different pathologies and traumatic injuries assessed, and a control and follow up of patients in order to observe their evolution, recovery after a surgical intervention, technical help needed etc., carried out.

Frequently during the gait are carried loads of larger or smaller weight. This modifies the normal gait pattern and, indeed, causes injuries or make worse a pre-existing pathologies. Taking this into account the aim of this study has been to assess the influence of the carriage loads during the gait process through its kinetic analysis. In order to accomplish this aim Kistler piezoelectric type dynamometric platforms were used. 59 young and healthy subjects were asked to walk with and without load and with load distributed in a different way- behind his back, on one's shoulder, in the hand-, in order to observe if there are changes in the vertical, antero/posterior and medio-lateral forces, and, at the same time, to study the influence of individual factors such gender, height and weight.

After an introduction in which the state of the art in respect to the human gait studies has been reviewed, our experimental work, with aims, material, method, results, discussion and conclusions are shown. Among our conclusions we emphasize the importance of carrying the load the nearest to the trunk because there are less variations in the medio-lateral forces, that is to say, less oscillations in respect to the gravity centre.

# ÍNDICE

# ÍNDICE

I.	INTRODUCCIÓN	4
1.	Concepto de marcha	7
2.	Desarrollo de la marcha	9
3.	Nomenclatura	12
4.	Factores que modifican la marcha	17
5.	Ciclo de la marcha	37
6.	Cinemática de la marcha	45
7.	Acción muscular durante la marcha	51
8.	Mecanismo de la marcha	54
9.	Cinética de la marcha	56
10.	Recuerdo histórico	60
11.	Exploración de la marcha	75
12.	Métodos de estudio de la marcha	89
13.	Aplicaciones prácticas de los métodos de estudio de la marcha	120
II.	JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	124
III.	MATERIAL Y MÉTODO	127
1.	Población objeto de estudio	128
2.	Material	134
3.	Método	144

IV.	RESULTADOS	152
V.	DISCUSIÓN	284
VI.	CONCLUSIONES	311
VII.	BIBLIOGRAFÍA	313

# **INTRODUCCIÓN**

## I. INTRODUCCIÓN:

El empleo de nuevas tecnologías tiene una gran importancia en el estudio del movimiento, tanto en sujetos normales como en personas que sufran diversas patologías o traumatismos y sus capacidades motrices se vean modificadas.

El estudio de la marcha ha interesado desde tiempos remotos y los métodos para su evaluación han avanzado mucho, se han perfeccionado y simplificado las técnicas para su análisis y se han desarrollado nuevos métodos (análisis tridimensional mediante filmación con cámara de vídeo, estudio de las fuerzas con plataformas dinamométricas y plantillas instrumentadas, electromiografía para conocer la acción muscular durante las distintas fases del ciclo de la marcha o espirometría para calcular el gasto de energía) que permiten valorar los distintos parámetros de la marcha de forma objetiva y eficaz, apreciar los factores que pueden modificarla, diagnosticar alteraciones del patrón de marcha en diversas patologías y lesiones traumáticas, y realizar un control y seguimiento de pacientes para observar la evolución de los mismos, valorar la efectividad del tratamiento, recuperación tras una intervención quirúrgica, necesidad de ayudas técnicas, etc.<sup>1,2</sup>

Con frecuencia durante la deambulación se transportan cargas de mayor o menor peso, distribuidas de distinta forma en bolsas, carros de la compra, carteras, mochilas, carretillas, maletas, etc. lo que modifica el patrón de marcha normal e incluso puede producir lesiones o agravar una patología preexistente<sup>3,4</sup>, por ello en este estudio se ha pretendido evaluar la influencia del transporte de

carga durante el proceso de marcha, a través de un estudio cinético de la misma, para el que se han utilizado plataformas dinamométricas de tipo piezoeléctrico, sobre las que se ha hecho caminar a sujetos jóvenes y sanos sin carga, y con carga distribuida de manera diferente (a la espalda, en un hombro, en la mano a modo de cartera), para observar si se producen modificaciones de las fuerzas verticales, anteroposteriores y mediolaterales, y al mismo tiempo estudiar la influencia de factores individuales como el sexo, altura, edad y peso sobre dichas fuerzas.

El presente estudio consta de unos capítulos previos en los que se realiza una revisión del estado actual del estudio de la marcha humana normal; el concepto de marcha, desarrollo de la misma, nomenclatura básica, cuáles son los factores que la modifican, tanto intrínsecos como extrínsecos, fisiológicos o patológicos, el desarrollo histórico de los métodos de estudio de la marcha desde la antigüedad hasta el momento presente y las técnicas para la exploración y análisis del proceso de deambulación; técnicas cinemáticas, cinéticas, fisiológicas y antropométricas.

Tras esta primera parte introductoria se expone el trabajo experimental planteando los objetivos del estudio, el material empleado para llevarlo a cabo y el método que se ha seguido para la consecución de los objetivos.

Finalmente se muestran los resultados obtenidos y su análisis estadístico, que se presenta mediante tablas y gráficas, la discusión de los resultados, las conclusiones a las que se ha llegado y la bibliografía utilizada.

## **1. Concepto de marcha:**

La marcha es el resultado de una sucesión de pasos,<sup>5</sup> siendo el paso el conjunto de fenómenos que se producen entre el apoyo de un talón y el apoyo sucesivo del talón contralateral, mientras que el ciclo de la marcha es el conjunto de acciones realizadas y fenómenos producidos desde el contacto del talón con el suelo hasta el siguiente contacto del mismo talón con dicho plano de apoyo.<sup>6,7,8</sup>

La marcha humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano en posición erguida se mueve hacia delante y su peso es soportado alternativamente por ambas piernas.<sup>7,8,9</sup>

El ser humano necesita conseguir una postura estable en bipedestación antes de iniciar la marcha. En la posición bípeda la estabilidad mecánica se basa en el soporte musculoesquelético que se mantiene gracias a los reflejos posturales y a la integración de los estímulos aferentes visuales, vestibulares y propioceptivos. Las respuestas posturales son contracciones sinérgicas y coordinadas de los músculos del tronco y de las extremidades que corrigen y controlan el balanceo corporal y permiten el mantenimiento de la postura vertical del cuerpo. Conseguido este equilibrio puede iniciarse la locomoción o capacidad para mantener un paso rítmico y estable.<sup>10</sup>

Mientras el cuerpo se desplaza sobre la pierna de soporte, la otra pierna se balancea hacia delante como preparación para el apoyo siguiente. Uno de los pies se encuentra siempre sobre el suelo y en el período de transferencia del

peso del cuerpo de la pierna retrasada a la adelantada existe un breve intervalo de tiempo durante el cual ambos pies descansan sobre el suelo; es el período de doble apoyo.<sup>5,11</sup>

El pie es un elemento fundamental para la comprensión de los mecanismos del paso. Por su localización está destinado a recibir toda la carga del cuerpo. Sirve de soporte al peso corporal durante el apoyo estático o en la fase de apoyo de la marcha. No se trata únicamente de una plataforma de apoyo estable y sólida, sino que también se adapta a la forma y relieve de la superficie.

Cuando se aumenta la velocidad de la marcha los períodos de apoyo bipodal se van reduciendo y al correr son reemplazados por breves intervalos de tiempo en los que los dos pies se encuentran en el aire (fases de vuelo).<sup>5,11</sup>

El sujeto cuando camina se desplaza de un punto a otro y durante esta acción el cuerpo puede asimilarse a una masa sometida a traslaciones que imprimen los miembros inferiores y que sufre la acción de la gravedad, la inercia y la aceleración. Durante el desplazamiento han de vencerse resistencias y esto ocasiona un gasto de energía.<sup>6</sup>

## **2. Desarrollo de la marcha:**

La marcha es un proceso aprendido y no el desarrollo de un reflejo innato.<sup>12</sup> Cada persona muestra en su desarrollo unas características propias que están determinadas por diversos factores como las diferencias existentes en la masa y longitud de los distintos segmentos corporales.<sup>6,11,12</sup>

La adquisición de la marcha tiene una gran importancia en el desarrollo del niño pues le da autonomía para moverse en el espacio, aumenta su campo de visión y le permite coger objetos que antes no estaban a su alcance.<sup>13,14,15,16</sup>

Los primeros pasos en el ser humano son tardíos a diferencia de otros animales; muchos cuadrúpedos como la vaca o el caballo tienen noción de equilibrio desde el momento del nacimiento, otros la adquieren en pocos días o pocas semanas; los pájaros, por ejemplo, se sostienen sobre sus patas precozmente e incluso empiezan a volar a las tres o cuatro semanas de su nacimiento, pero el ser humano necesita un período más prolongado hasta conseguir la posición bípeda y la marcha independiente.<sup>17</sup>

El recién nacido muestra unos automatismos de marcha; cuando se le coloca en posición vertical, sujetándole por las axilas, y sus pies contactan con una superficie realizará movimientos de marcha pero sin cargar el peso del cuerpo sobre sus extremidades inferiores. A este reflejo primitivo se le denomina marcha automática y desaparece en los dos primeros meses de vida.<sup>13,14,15,18,19,20</sup>

El niño de siete meses comienza a desplazarse mediante movimientos de reptación<sup>20,21</sup> y a los ocho meses consigue mantenerse en pie unos instantes si le

dan las dos manos.<sup>12,20,21</sup> A los diez meses comienza a gatear con el abdomen muy cerca del plano de apoyo<sup>21</sup> y se coloca de pie espontáneamente si tiene algún sitio donde agarrarse.<sup>12,20,21</sup> Al año gatea “como un oso” apoyando manos y pies<sup>21</sup> y da sus primeros pasos si le dan las dos manos.<sup>12,20</sup> Entre los 13-15 meses consigue la marcha independiente.<sup>12,14,16,20,21</sup> Su marcha es insegura, inestable, tambaleante, muy irregular y con una falta de armonía y adecuada coordinación,<sup>14</sup> camina con los pies muy separados para conseguir una mayor base de sustentación y separa los brazos del cuerpo para mantener mejor el equilibrio.<sup>1,16,17,19</sup> Un 10% de los niños comienzan a caminar más tarde, generalmente por problemas de sobrepeso.<sup>22</sup>

A los 18 meses pueden subirse a una silla, caminar hacia atrás o subir y bajar escaleras si se les da la mano.<sup>14</sup>

Durante el segundo año muchos niños andan con el pie plano valgo muy desarrollado. Esto suele corregirse hacia el tercer año.<sup>22</sup>

Entre los cinco y siete años el niño consigue un patrón de marcha semejante al adulto. Popova y Bernshtein<sup>12,22</sup> estudiaron el desarrollo de la marcha en el niño y comprobaron que el patrón propio del adulto lo alcanza el niño entre los 7-9 años. Antes de esa edad está experimentando con su sistema neurológico y musculoesquelético, modificando los desplazamientos que tienen lugar en las distintas partes de su cuerpo durante la marcha, hasta conseguir un completo control neural.<sup>12,22</sup>

La longitud del paso se duplica en la primera infancia, se triplica a los ocho años y es cuatro veces mayor cuando el niño tiene diez años. Esto se debe

al crecimiento de las extremidades inferiores, mayor angulación de las articulaciones y aumento de la duración de la fase de oscilación.<sup>22</sup>

También se produce un aumento de la velocidad de la marcha, ésta se duplica a los 4 años, se triplica a los siete y es cinco veces mayor a los 10.<sup>22</sup>

El aumento de la longitud del paso y de la velocidad no se debe únicamente a una adaptación funcional de los miembros inferiores, sino también, a la mejor coordinación, equilibrio y mayor precisión de movimientos.<sup>22</sup>

### 3. NOMENCLATURA:

#### ▪ CICLO DE LA MARCHA:

Intervalo Comprendido entre dos choques de talón sucesivos de un mismo pie.<sup>7,23,24</sup> Un ciclo está formado por dos pasos. En una zancada cada pie pasa por una fase de apoyo y una fase de oscilación.<sup>1,3,5,11,12,25,26</sup>

El ciclo se mide en segundos<sup>11,12</sup> y la duración de un ciclo es algo superior a un segundo. Para Lehman y de Lauter oscila entre  $1.03 \pm 0.1$  segundos.<sup>8,27</sup>

#### ▪ PERÍODO DE APOYO:

Es la parte del ciclo de la marcha en que el pie contacta con el plano de apoyo.<sup>5,11,12,26</sup> Comienza cuando el talón choca con el suelo y termina con el despegue del antepié. Representa, aproximadamente un 60% del ciclo.<sup>1,5,7,11</sup>

#### ▪ PERÍODO DE OSCILACIÓN:

Es la parte del ciclo de la marcha en que el pie no contacta con el suelo<sup>7</sup>, comienza tras el despegue del antepié y finaliza cuando el talón vuelve a contactar con el plano de apoyo.<sup>1,5,8,11,12,26</sup> Representa, aproximadamente, un 40% del ciclo de la marcha.<sup>1,5,11,12</sup>

#### ▪ DOBLE APOYO:

Parte del ciclo en que ambos pies contactan con el suelo.<sup>1,5,11</sup>

#### ▪ APOYO UNILATERAL:

Un solo pie se encuentra en contacto con el suelo, mientras que el otro se halla en período de oscilación o balanceo.<sup>1,5,11,12</sup>

- **VELOCIDAD DE LA MARCHA:**

Distancia que recorre el cuerpo hacia delante por unidad de tiempo.<sup>1,5</sup> Se mide en centímetros o metros por segundo.<sup>8,11</sup> La velocidad media adoptada espontáneamente por adultos sanos de entre 18 y 64 años, de ambos sexos puede variar entre 1.28 y 1.40 m/seg<sup>8</sup>, si bien se observan diferencias según sexo y edad, como afirman Murray, Chao, Kadaba y Perry<sup>2</sup> (Tabla 1).

- **CADENCIA DE LA MARCHA:**

Número de ciclos o pasos por unidad de tiempo.<sup>1,3,5,7,24,25</sup> Se suele medir en ciclos o pasos por minuto.<sup>5,11,12</sup>

En un adulto la cadencia suele ser de unos 90 pasos por minuto, si la marcha es lenta la cadencia puede ser de unos 70 pasos por minuto y en marchas rápidas puede alcanzar los 130-150 pasos por minuto.<sup>1</sup> (Tabla 1)

- **LONGITUD DE LA ZANCADA:**

Es la distancia entre dos choques de talón consecutivos de un mismo pie. Se mide en centímetros o en metros. (Tabla 1)<sup>1,5,8,11</sup>

Lehman considera que es de aproximadamente 156 cm y la mitad para la longitud del paso.<sup>27</sup>

	Velocidad (m/s)		Cadencia (p/min)		Longitud de la zancada (m)	
	Varón	Mujer	Varón	Mujer	Varón	Mujer
<b>Murray(1964, 1970)</b>	1,53	1'30	117	117	1,57	1,33
<b>Chao (1983)</b>	1,20	1,10	102	108	1,42	1,22
<b>Kadaba (1990)</b>	1,34	1,27	112	115	1,41	1,30
<b>Perry (1992)</b>	1,43	1,28	111	117	1,46	1,28

*Tabla 1. Valores normales de distintos parámetros de la marcha*

▪ **LONGITUD DEL PASO:**

Distancia entre ambos pies cuando éstos contactan con el suelo.<sup>1,5,7,8,28</sup> Se mide en centímetros.<sup>7,11,12</sup>

En un hombre de 170 cm de altura la longitud del paso normalmente es de unos 75 a 85cm.<sup>1</sup> Los sujetos de mayor altura, y más concretamente, aquellos cuyas extremidades inferiores son más largas, darán pasos de mayor longitud.<sup>17</sup>

La longitud del paso puede variar por influencia de diversos factores, por ejemplo la edad, sexo, estatura, patologías, fatiga, transporte de carga, dolor,<sup>1,3,17</sup> etc.

Si la longitud del paso es normal e igual en ambos lados el ritmo de marcha será normal y armónico.

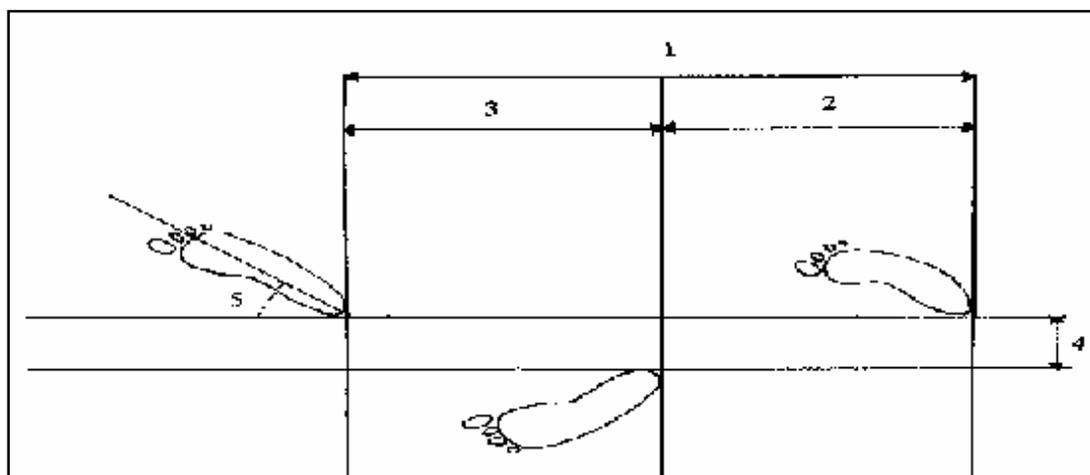
▪ **ANCHURA DEL PASO:**

Separación lateral entre los apoyos de ambos pies.<sup>7,8</sup> Se mide en centímetros.<sup>7,11,12</sup> En un varón con una talla de 170 cm la anchura del paso, al

caminar sobre terreno llano, suele ser de unos 5 ó 6 cm.<sup>17,28</sup> Si la anchura es superior a 10 cm hace pensar en la presencia de alguna patología como por ejemplo cerebelosa o vestibular, que provocan una alteración del equilibrio, o cuadros como diabetes o neuropatía periférica por un déficit sensitivo. Cualquiera que fuera la causa el paciente separaría los pies para aumentar la base de apoyo y mantener mejor el equilibrio durante la marcha o la posición bípeda.

- **ÁNGULO DEL PASO:**

Es el ángulo entre la línea media del pie y la dirección de progresión. En condiciones normales mide unos 15°.<sup>3,8,17,28</sup>



*Fig.1.- Parámetros del ciclo de la marcha*

*1: Longitud de la zancada    2: Longitud del paso derecho*

*3: Longitud del paso izquierdo    4: Anchura del paso    5: Ángulo del paso*

- **CHOQUE DE TALÓN:**

Momento en que el talón contacta con el suelo. Marca el principio y el final del ciclo.<sup>5,7,11,12</sup>

- **DESPEGUE DEL DEDO GORDO:**

Momento en que el dedo gordo deja de contactar con el suelo. Marca el final del período de apoyo y el comienzo del período de oscilación.<sup>5,7,11,12</sup>

## **4. FACTORES QUE MODIFICAN LA MARCHA:**

La marcha bipodal es una forma de desplazamiento característica del hombre, que le diferencia del resto de especies animales.<sup>5,6,7,11,12</sup>

Cada individuo tiene una forma peculiar de caminar y correr e incluso se puede llegar a identificar a una persona por su manera de andar o por el sonido de sus pasos.<sup>12</sup>

Son muchos los factores que pueden modificar el esquema general de la marcha, tanto factores extrínsecos como intrínsecos.

### **4.1. FACTORES EXTRÍNSECOS:**

#### **4.1.1. Naturaleza del suelo:**

El ser humano camina de forma distinta según el tipo de terreno sobre el que se desplace; parquet, alfombra, una calle empedrada, arena, subida y bajada de pendientes, etc.

Caminar descalzo sobre la arena de la playa, subir unas rocas o andar por el monte es beneficioso para la bóveda plantar pues le permite ejercer su capacidad de adaptación a las irregularidades del terreno.<sup>29</sup>

Se ha observado que los impactos del pie sobre el suelo aumentan cuando se camina sobre pavimentos duros como asfalto o terrazo, mientras que se suavizan cuando el sujeto camina sobre suelos naturales como madera, hierba o arena.<sup>30,31</sup>

Las adaptaciones a las inclinaciones del suelo son las siguientes:

En las inclinaciones hacia fuera el apoyo anterior es mayor gracias a la longitud decreciente de dentro a fuera de los radios metatarsianos.<sup>29</sup>

El descenso obliga en ocasiones al pie a adoptar una posición en inversión para conseguir una mayor adherencia.<sup>29</sup>

La escalada precisa que el pie que se encuentra más abajo adopte una postura de cavus varus, perpendicular a la línea de declive, mientras que el pie que queda más arriba contacta con el suelo en flexión máxima y paralelo a la pendiente.<sup>29</sup>

En bipedestación, en una pendiente transversal, el pie que se encuentra más abajo está en supinación y el pie que está más arriba se encuentra en eversión o talus valgus.<sup>29</sup>

Un ejemplo de adaptación de la marcha al tipo de terreno es la manera de andar del montañés que camina con paso lento, pesado, a grandes zancadas; es la forma de caminar apropiada en la montaña.<sup>3</sup>

En la subida de una pendiente los pies están en talo, gracias a esto existe una gran posibilidad de impulso tricípital, puesto que en lugar de partir del ángulo recto se añade como posibilidad articular el ángulo de la pendiente.<sup>17</sup> El cuerpo se inclina hacia delante y el centro de gravedad tiende a sobrepasar el pie de delante, lo que crea un desequilibrio favorable.<sup>17</sup> Los músculos tríceps, cuádriceps y glúteo mayor desarrollan su máxima acción, asociados a los músculos dorsales.<sup>17</sup>

En ocasiones durante el ascenso el sujeto se ayuda apoyando las manos sobre la rodilla anterior que está flexionada.<sup>17</sup>

En el descenso los pies están en equino y se encuentra disminuido el control del freno, pues el recorrido articular también se halla disminuido.<sup>17</sup> La persona se encuentra inclinada hacia atrás o en lordosis.<sup>17</sup> El miembro posterior es el que comienza la acción de frenado. En la subida de la pendiente lo fundamental era el impulso para ascender, en el caso de la bajada lo más importante es el frenado.<sup>17</sup> En el ascenso y descenso de pendientes no se puede hablar de un miembro impulsor y otro de recepción como en el caso de la marcha por terreno llano, pues en el caso del ascenso ambas extremidades inferiores participan en el impulso y en el descenso los dos miembros inferiores intervienen en la acción de frenado.<sup>17</sup>

La longitud del paso será tanto más reducida cuanto mayor sea la pendiente, tanto en la subida como en la bajada.<sup>17</sup>

Se observa una inclinación del cuerpo hacia delante cuando el sujeto asciende la pendiente y hacia atrás en el descenso.<sup>17</sup>

La rodilla delantera, propulsora durante la subida y la trasera, frenadora durante la bajada, están en flexión, y ésta será mayor cuanto mayor sea la pendiente. El cuádriceps realiza un esfuerzo máximo.<sup>17</sup>

#### **4.1.2. Calzado:**

Cuando los hombres primitivos se lesionaron los pies con piedras e irregularidades del terreno o sintieron frío o los efectos de la humedad empezaron a cubrir sus pies con hojas de plantas trenzadas, cortezas de árboles y pieles de animales.<sup>11,31,32,33</sup> El calzado tenía un significado funcional y protector.<sup>11,31,32,33</sup> A esta función protectora se añadió después la moda, se convirtieron en signo de dignidad (los esclavos iban descalzos)<sup>11,32,33</sup> Con la

evolución del vestido y los usos y costumbres se empezaron a poner de moda los zapatos de tacón alto, las mujeres venecianas, por ejemplo, sólo podían andar apoyándose en sus sirvientas pues utilizaban tacones de más de 20 cm.<sup>11,32,33</sup>

La población de los países desarrollados utiliza habitualmente calzado para la deambulación para proteger el pie contra heridas, golpes, humedad y frío.<sup>11</sup> En circunstancias especiales (medio industrial, deportivo), ese calzado habrá de tener unas características particulares. Dado que el contacto con el suelo se realiza mediante el calzado éste, lógicamente, ha de influir en la marcha.<sup>31</sup>

El calzado ideal ha de amortiguar los impactos durante la marcha o la carrera,<sup>30,34</sup> controlar los movimientos del pie, proporcionar una adecuada sujeción del pie y al mismo tiempo permitir movimientos de los dedos y optimizar la relación pie-suelo (adaptación, adhesividad), cuando el sujeto camina o cuando lleva a cabo una actividad deportiva.<sup>35,36</sup>

Las características del calzado que más influyen en la marcha son:

**a. Tacón:**

La presencia de tacón y la altura y anchura del mismo influyen en el proceso de marcha.<sup>1,3,5</sup>

Las mujeres son las que presentan más alteraciones y patologías asociadas al hecho de utilizar calzado, principalmente por el empleo de zapatos de tacón alto. El calzado femenino viene definido por una serie de normas sociales y estéticas, y las repercusiones que este calzado pueda tener sobre la salud de la mujer siempre han quedado en un segundo plano.<sup>11</sup>

El tacón alto, puntera estrecha y puntiaguda, base de apoyo del pie y en especial del retropié estrecha y escaso control del retropié son causa frecuente de diversas alteraciones podálicas.

El tacón modifica la posición del pie y del resto del cuerpo, lo que produce una alteración postural en posición estática y una modificación de la distribución de cargas y presiones plantares en el pie, relacionadas con alteraciones en el patrón de marcha y en la forma de contacto con el suelo.<sup>31</sup>

En bipedestación el uso de tacones altos provoca un aumento de la flexión plantar del pie y modificaciones posturales, con un desplazamiento hacia delante del centro de masas y tendencia a caerse en esa dirección, así como aumento de la lordosis lumbar y frecuentes lumbalgias.<sup>3</sup>

Los tacones altos también influyen en la marcha; disminuyen la longitud del paso<sup>17</sup> y la velocidad, aunque no se observa modificación de la cadencia.<sup>1</sup>

La fase de apoyo es menor con el pie descalzo que con el pie calzado y esa duración aumenta cuanto mayor es el tacón; se pretende conseguir una mayor estabilidad en la marcha que resulta más insegura cuanto más alto es el tacón.<sup>1,3</sup>

Las mujeres que utilizan tacones altos mantienen las rodillas flexionadas y avanzan mediante sucesivas torsiones lumbares. La pequeña superficie del tacón constituye un apoyo muy inestable. El paso está acortado.<sup>1,3,17</sup>

#### **b. Capacidad de amortiguación:**

Durante la marcha bipodal las extremidades inferiores están sometidas a una serie de cargas derivadas de su interacción con el suelo.<sup>1,37</sup> En el contacto inicial esas cargas son más bruscas e incluso se habla de impactos.<sup>30</sup> Los pies

tienen sistemas de amortiguación, pero las características del calzado, también influyen en la amortiguación de los impactos.

Leonardo Da Vinci calificaba los pies como “obra maestra de ingeniería”; los huesos, ligamentos y músculos le proporcionan la resistencia, elasticidad y fortaleza que necesita para mantener la posición bípeda, caminar, correr, saltar, etc.<sup>38</sup>

La elasticidad de los pies permite soportar hasta unos 200 Kg de peso y que se amortigüen los golpes sin que repercuta negativamente sobre la columna vertebral.<sup>38</sup>

Por término medio a lo largo de la vida los pies golpean el suelo unos diez millones de veces. Si cada mes se recorren unos 90 Km (3Km/día), al cabo de un año se habrán recorrido más de 1000Km. Si cada kilómetro equivale aproximadamente a 2500 pasos, en un año se habrán dado unos dos millones y medio de pasos, lo cual es posible gracias a la resistencia, elasticidad y capacidad de amortiguación.<sup>38</sup>

Al caminar los impactos del pie sobre el suelo son, aproximadamente, del orden del peso del cuerpo, pero al correr, saltar o practicar diversos deportes, esas fuerzas pueden duplicarse, y hasta multiplicarse por diez, dependiendo de la modalidad atlética practicada.<sup>30</sup>

El ser humano posee unos mecanismos de amortiguación<sup>1,30</sup> como las acciones del tibial anterior y del cuádriceps, o la eversión subastragalina durante la fase inicial de apoyo. Los tendones y ligamentos del pie también absorben parte de la energía de choque, si bien el primer elemento que ejerce su acción amortiguadora es la almohadilla del talón, masa flexible de tejido adiposo que

tiene un espesor de unos 18 milímetros y que se encuentra entre el calcáneo y la piel. Esta almohadilla posee una gran capacidad de absorción de los impactos.<sup>1</sup>

La intensidad de choque depende de la capacidad del aparato locomotor para absorber los impactos pero también de diversos factores extrínsecos como la forma de contacto con la superficie de apoyo, la velocidad de la marcha, el tipo de terreno<sup>1,30</sup> y el calzado.<sup>31</sup> De todos ellos el que despierta un mayor interés es el calzado pues según su diseño puede modificarse su capacidad de amortiguación<sup>1,30</sup> (material de la suela y plantilla, forma, rigidez, altura del tacón, etc).<sup>30,36</sup>

#### **c. Peso del calzado:**

Caminar con un calzado pesado conduce a marchas más lentas<sup>1,17</sup> y a caminar con una oscilación lateral compensadora, consecuencia de lo insuficiente que resulta el glúteo mediano para levantar la carga que constituye cada bota pesada.<sup>17</sup> Si se emplea habitualmente ese tipo de calzado de gran peso esas oscilaciones laterales no sólo se observarán cuando emplee esas botas o calzado pesado, sino en cualquier situación, pues habrán pasado a formar parte de su patrón de marcha.<sup>17</sup>

#### **d. Material:**

El material con que está fabricado el calzado tiene también gran importancia<sup>1</sup>, tanto en la marcha como en la práctica deportiva.<sup>39</sup> En el campo del deporte la piel y la lycra son los materiales más empleados.

En cuanto a la suela del calzado ésta ha de mitigar el impacto contra el suelo.<sup>1,30,34,39</sup>

En deportes como el fútbol debe facilitar movimientos como la flexión dorsal y el control y golpe de balón de forma adecuada para evitar lesiones, por ello se han de emplear en la fabricación de las suelas materiales ligeros y con gran capacidad de absorción.<sup>36</sup>

**e. Control de movimientos:**

Es preciso que el pie pueda moverse dentro del zapato pero que a la vez esté sujeto.<sup>1,30,34</sup> El calzado ha de ajustarse bien al pie excepto en la zona de la puntera, donde los dedos no han de quedar comprimidos y han de poder moverse.<sup>1</sup>

Suelen emplearse contrafuertes que permiten cierto control y sujeción del tobillo y parte trasera del pie.<sup>36</sup> En el caso de los futbolistas estos contrafuertes son de gran importancia en la amortiguación, flexibilidad y facilidad del control del balón.<sup>36</sup>

Los cordones de los zapatos son otro elemento que sirve para ajustar el calzado y la lengüeta sirve para proteger el pie de una tensión excesiva de los cordones y proporcionar un ajuste adecuado del calzado.<sup>36</sup>

**f. Tamaño:**

Longitud y anchura adecuadas para que el pie quede sujeto pero no comprimido.

Es importante que la puntera sea amplia para permitir los movimientos de los dedos.<sup>1</sup>

**g. Otros factores:**

También influyen en la marcha la rigidez del calzado (zapatos muy rígidos pueden provocar dolor), distribución de las presiones, aspectos de rozamiento, etc.<sup>1,30</sup>

**4.1.3. Vestido:**

Las características de la ropa pueden condicionar el patrón de marcha normal; el peso de la ropa, la comodidad o incomodidad de la misma, que sea más o menos amplia y permita o no realizar los movimientos adecuadamente. Por ejemplo un abrigo muy pesado hace que el sujeto camine encorvado hacia delante o una falda muy estrecha obliga a caminar a pequeños pasos.

**4.1.4. Profesión:**

La realización de ciertas actividades de forma habitual, con repetición de una serie de gestos y movimientos o mantenimiento frecuente de ciertas posturas, por ejemplo durante el desempeño de determinadas profesiones o la práctica de deportes, danza, etc, pueden introducir modificaciones en la marcha.

Algunos profesionales como los militares, modelos, etc. son entrenados para que caminen de una determinada manera. En todos los ejércitos del mundo el paso cadencioso a un ritmo más o menos rápido es parte integrante de la disciplina militar.

Un ejemplo de la influencia de la profesión en la marcha es el caso del marino o del pescador que, acostumbrados a los movimientos del barco para mantenerse en equilibrio separan las piernas y de este modo aumentan su base de sustentación. Además mantienen las rodillas y caderas flexionadas. Cuando están en tierra esto se traduce en importantes movimientos de lateralidad.<sup>3</sup>

Las bailarinas de ballet clásico caminan de forma grácil y ligera, los jóvenes deportistas se desplazan con agilidad y flexibilidad y con el tronco erguido.

Los jardineros caminan con paso lento por el transporte de la carretilla.<sup>3</sup>

El espeleólogo después de un tiempo prolongado en una cueva puede experimentar momentáneamente trastornos del equilibrio al salir del subterráneo, tanto en bipedestación como durante la deambulación. Este mismo hecho puede observarse en mineros.

Las películas del Oeste han hecho familiar la figura del “cow-boy” o vaquero y su forma de caminar con las piernas arqueadas o varo de rodilla, por montar a caballo.

Las personas que permanecen en sedestación durante muchas horas al día (trabajos de oficina, taxistas, camioneros, etc) permanecen con rodillas en flexión y pueden presentar una limitación de la extensión necesaria para la marcha.<sup>17</sup>

Las actividades profesionales y deportivas, movimientos realizados y posturas que se adoptan con frecuencia en la realización de dichas actividades pueden modificar el patrón de marcha pero también hay que tener en cuenta la ropa y calzado que se emplean en el desempeño de dichas actividades y otros factores personales o influencias medioambientales.

#### **4.1.5. Consumo de sustancias tóxicas:**

El consumo de ciertos medicamentos, alcohol y drogas de abuso puede producir variaciones de la marcha por alteración de la percepción sensorial y la función mental del sujeto, con variaciones de las características del paso,

velocidad y cadencia de la marcha, inseguridad durante el desplazamiento, caídas frecuentes, etc.<sup>40, 41</sup>

El consumo de alcohol provoca alteraciones de la percepción sensorial, del equilibrio, la coordinación y la realización de movimientos finos, lo que se traduce en alteraciones de la marcha y de los movimientos más precisos.<sup>40,41</sup>

El estado de embriaguez modifica la forma de andar del sujeto, su capacidad para realizar cambios posturales, mantener posturas o girar sobre sí mismo, por alteraciones de la coordinación y equilibrio.<sup>40,42,43</sup>

Drogas de abuso como la marihuana, anfetaminas, opioides, drogas de síntesis, etc. pueden producir alteraciones de la marcha por trastornos de coordinación y equilibrio, alucinaciones, alteraciones de la percepción, aparición de euforia y en otros casos aparición de apatía, torpeza, deterioro del juicio, concentración y memoria.<sup>40,41,42,43</sup>

#### **4.1.6. Transporte de carga:**

La persona que transporta paquetes suele caminar con las rodillas flexionadas y el busto inclinado hacia delante. Aborda el suelo con toda la planta en lugar de hacerlo únicamente con el talón.<sup>3</sup>

Las variaciones que el transporte de carga imprime en la marcha van a depender no sólo del mayor o menor peso de dicha carga, sino también de la distribución de la misma y la forma de transporte.<sup>3,17</sup>

La persona que lleva a la espalda una mochila de peso medio guarda la movilidad de los miembros superiores, usa del paso pelviano y de la compensación escapular<sup>17</sup>. Cuando la carga es mayor la persona se inclina hacia delante y en esa posición, al no encontrarse verticales los ejes del movimiento

de rotación, la compensación escapular se ve comprometida, así como el paso pelviano.<sup>17</sup> En este caso el sujeto suele ayudarse de un movimiento de traslación lateral del torso sin movimiento giratorio.<sup>17</sup>

Cuando la carga se transporta sobre la cabeza permite los giros pelvianos y escapulares en terreno llano, incluso cuando la marcha es rápida.<sup>17</sup>

Caminar con las manos en el bolsillo o transportar una maleta pesada en una mano se oponen al giro escapular y al paso pelviano.<sup>17</sup>

También se pueden transportar cargas empujando una carretilla, tirando de un carrito de la compra o empujándolo, etc. Lo que también modifica el patrón de marcha.

El transporte de carga aumenta el gasto de energía durante la marcha.<sup>44</sup> La cuantificación de ese mayor coste energético ha tenido gran interés en el campo militar pues los soldados han de transportar cargas pesadas como piezas de artillería, ropa y comida y se han realizado estudios para conocer las variaciones del coste energético en relación con las cargas transportadas.

## **4.2. FACTORES INTRÍNSECOS:**

### **4.2.1. Género:**

La lordosis lumbar suele ser mayor en la mujer que en el varón debido al peso de los senos y al empleo de tacones altos que desplazan hacia delante el centro de gravedad.<sup>3</sup>

Diferencias en distintos parámetros del ciclo de la marcha entre hombres y mujeres podrían deberse a factores como la altura, el peso, calzado, etc, y no únicamente a la diferencia sexual.<sup>31</sup>

**4.2.2. Raza:**

La raza o más probablemente las costumbres culturales y la clase social pueden modificar el patrón de marcha normal.

En Japon, por ejemplo, se enseñaba a las geishas a andar sobre papel mojado sin desgarrarlo para conseguir que caminaran con gracilidad y a pequeños pasos. En China Confucio (511-479 a JC) impuso a las mujeres la reducción de las dimensiones de los pies a un tercio de su tamaño natural, vendando y atando los pies hasta que quedaban deformados para proporcionar a las mujeres una marcha supuestamente más elegante y sensual.<sup>33</sup>

**4.2.3. Fatiga:**

La fatiga también introduce modificaciones en el esquema habitual de marcha pues obliga a la persona a caminar de forma que el gasto de energía sea mínimo; inclinado hacia delante, arrastrando los pies, con marcha vacilante.<sup>3</sup>

Los enfermos convalecientes que han estado mucho tiempo encamados separan más las piernas al estar en bipedestación o al caminar pues se sienten inseguros, no logran apoyarse sobre un solo miembro inferior por fatiga muscular, problemas circulatorios, etc. y caminan lentamente, arrastrando los pies, con inseguridad y falta de equilibrio.

**4.2.4. Edad:**

Existen diferencias notables en la forma de caminar según avanza la edad.

**a. Marcha del niño:**

El niño camina de manera inestable y torpe, se inclina hacia atrás o hacia delante y se cae con frecuencia por su falta de equilibrio.<sup>14,17</sup> Consigue una

mayor base de apoyo gracias a la separación de extremidades inferiores. (15-20 cm de separación).<sup>17</sup>

Prácticamente no presenta braceo pues camina con los miembros superiores separados del tronco para equilibrarse mejor<sup>17</sup> y tampoco aborda el suelo con el talón, sino con el pie completo.<sup>1</sup>

La longitud del paso del niño es pequeña al igual que la velocidad de la marcha, cuando aumenta esta velocidad se cae con frecuencia.<sup>1,17,20</sup>

Según se va produciendo el desarrollo y maduración del niño éste va mejorando su equilibrio, coordinación y va afianzando su posición bípeda, por tanto va ganando seguridad durante el proceso de deambulación.<sup>14,20</sup> Se considera que hacia los 5-7 años el patrón de marcha del niño puede asemejarse al de un adulto,<sup>31</sup> aunque algunos parámetros se modificarán en los años posteriores debido al aumento de talla e incremento de peso.<sup>1,20</sup>

Las presiones plantares en el niño son menores que las del adulto, por su menor peso, y proporcionalmente es mayor la presión sobre la cabeza del primer metatarsiano por el valgo de rodilla presente con frecuencia, que conduce a una mayor pronación del pie.<sup>31</sup> A los 6 años, aproximadamente la distribución de las presiones es como en el adulto pues a esta edad la bóveda plantar ya se encuentra configurada.<sup>31</sup>

#### **b. Marcha del adolescente y el adulto joven:**

Caminan con ligereza, flexibilidad y agilidad, cualidades que van disminuyendo con la edad.<sup>1,3,17</sup>

**c. Marcha del anciano:**

En el anciano pueden observarse diversos cambios en la marcha, algunos debidos al propio envejecimiento y otros a patologías subyacentes más frecuentes en personas de edad avanzada. (Tabla 2)

Con el envejecimiento la marcha se hace más rígida, envarada y menos flexible.<sup>17</sup> Disminuyen la longitud del paso y la velocidad, circunstancias que hacen que el anciano tenga una marcha más segura pero al mismo tiempo son factores causantes de un aumento del consumo de energía durante la deambulaci3n.<sup>1</sup> (Tabla 2)

Cuando se observa la marcha de un anciano se aprecia con frecuencia p3rdida de fuerza muscular, atrofia de fibras musculares, disminuci3n de movimientos articulares,<sup>31,45</sup> bradicinesia, aumento de la base de sustentaci3n en posici3n b3peda o durante la marcha,<sup>17</sup> incapacidad para realizar la marcha en t3ndem, disminuci3n del braceo, reducci3n de la flexi3n plantar del tobillo en el despegue y de la flexi3n dorsal en la fase de choque de tal3n, lo que condiciona una disminuci3n de la fuerza de reacci3n vertical y de los picos de presi3n durante el apoyo,<sup>31</sup> as3 como aparici3n de cifosis y adopci3n de postura encorvada con flexi3n de rodillas<sup>45,46</sup>. El motivo de que el anciano adopte esta posici3n en flexi3n es la disminuci3n de la elasticidad y flexibilidad de ligamentos y tendones, que da lugar a la flexi3n de las articulaciones.<sup>45,46</sup> (Tabla 2)

<b>CAMBIOS CON EL ENVEJECIMIENTO</b>
Disminución de los componentes horizontal y vertical
Disminución de los movimientos de balanceo y rotaciones y disminución
Anomalías posturales
Hipertonía muscular, sobre todo en cinturas escapular y pélvica.
Distanciamiento del primer dedo del suelo
Disminución de la velocidad y cadencia de la marcha.
Disminución de la longitud del paso
Aumento de la anchura del paso

*Tabla 2.- Cambios en la marcha debidos al envejecimiento.*

También son frecuentes las alteraciones del equilibrio y las caídas, por ello el anciano adopta una marcha cauta.<sup>31</sup>

Todos estos cambios se deben a distintos factores como disfunciones sensoriales (disminución de visión y audición, alteraciones de la propiocepción), alteraciones cognitivas (demencias), alteraciones neurológicas, patología articular, etc.<sup>45,46</sup> (Tabla 3)

<b>CAUSAS DE LAS ALTERACIONES</b>
Alteraciones sensoriales y cognitivas ( disminución visual y auditiva, cuadros demenciales).
Alteraciones neuromusculares
Miopatías
Alteraciones neurológicas
Patología articular
Alteraciones iatrogénicas (fármacos relajantes, cirugía, etc.)

*Tabla 3.- Causas de las alteraciones de la marcha del anciano.*

En el anciano es importante el examen de la postura y la marcha pues se encuentran alteradas con frecuencia y estas alteraciones suelen ser el reflejo de patologías subyacentes.

#### **4.2.5. Peso:**

El peso influye en las fuerzas que se ejercen sobre el suelo durante la marcha.<sup>3</sup>

La persona obesa y la mujer embarazada tienen su centro de gravedad desplazado hacia delante y presentan hiperlordosis lumbar.<sup>3</sup> Ese mayor peso les lleva a evitar los desplazamientos laterales y limita su paso pelviano.<sup>17</sup>

El obeso no ataca el suelo con el talón, sino con toda la planta.<sup>3</sup>

El sobrepeso puede influir en el desarrollo de deformidades en las extremidades inferiores y dichas deformidades van a modificar también el patrón de marcha normal.

La persona subalimentada camina calculando el menor esfuerzo, por ello suele caminar encorvado, con la cabeza inclinada y avanza lentamente arrastrando los pies.<sup>3</sup>

#### **4.2.6. Talla:**

La talla, y fundamentalmente la longitud de los miembros inferiores, modifica el patrón de marcha. Las personas de menor estatura, para poder dar pasos más amplios, por ejemplo cuando caminan al lado de personas de gran altura, tendrán que emplear el máximo de la oblicuidad pelviana y compensarán esa oblicuidad mediante una rotación inversa de los hombros.<sup>3,17</sup>

#### **4.2.7. Personalidad:**

El niño durante su período de crecimiento irá adoptando una forma de caminar que se estabilizará en la adolescencia. En la estabilización de esta forma de andar, la influencia de factores medioambientales tiene una gran importancia.

El sujeto normal aprende a caminar y su manera de andar, adquirida entre los 14-20 años, se integra a su personalidad; es su forma de andar.<sup>17</sup>

Se han descrito numerosas formas de caminar, como por ejemplo: andar altivo, noble, tímido, marcha que impone respeto, marcha lenta que parece afectada, etc.<sup>17</sup>

Ya Balzac en su “Teoría de la forma de andar” intenta realizar una especie de estudio analítico de los gestos de sujetos variados caminando, parándose, marchando de nuevo, y concluye después con la observación de las formas de andar y la posibilidad de determinar el carácter.<sup>17</sup>

Por ejemplo, la persona segura de sí misma camina erguida, con paso enérgico, firme y decidido, mientras que los pasos lentos, sosegados, la postura relajada pueden estar indicando tranquilidad, pereza, apatía, desinterés; o los pasos cortos, precipitados, inseguros y a trompicones muestran una personalidad nerviosa, intranquila e irritable.<sup>47</sup>

#### **4.2.8. Estado de ánimo:**

El estado de ánimo provoca modificaciones en la marcha y, en general, en todos los movimientos, gestos y mímica facial del sujeto.<sup>47,48,49</sup> Un claro ejemplo es el enfermo depresivo en el que se observa un enlentecimiento de sus movimientos.<sup>48,49,50</sup> En lo que respecta a la marcha caminan despacio, algo encorvados, arrastrando los pies, como si el desplazamiento les costara un gran esfuerzo,<sup>50</sup> al iniciar la marcha lo hacen de forma titubeante y con lentitud.<sup>51</sup> Lo contrario ocurre en personas alegres, en sujetos seguros de sí mismos, etc.<sup>47</sup>

#### **4.3. FACTORES PATOLÓGICOS:**

La marcha puede verse modificada por alteraciones transitorias o permanentes, locales o generales, de origen traumático, infeccioso, tumoral, neurológico, genético, etc.<sup>52</sup>

Se describen patrones de marcha que son característicos en determinadas patologías, como por ejemplo la marcha del segador del hemipléjico, la marcha a pequeños pasos del parkinsoniano, la marcha en tijeras de la parálisis cerebral dipléjica, la marcha en estrella del atáxico, la marcha del saltarín del atetósico, etc.

El dolor puede llevar al sujeto a adoptar posturas antiálgicas,<sup>52</sup> a evitar o reducir el apoyo de zonas dolorosas, y hace que se modifiquen las características del ciclo de la marcha; velocidad, cadencia, longitud, anchura del paso, etc.<sup>2</sup>

Además existen enfermedades que producen un debilitamiento general; cáncer, leucemia, anemias, patologías respiratorias, etc. y pueden verse pacientes con una marcha lenta y cansina y con un enlentecimiento general de movimientos. Al debilitamiento general con frecuencia se suman cuadros depresivos,<sup>48</sup> dificultad de aceptación de la enfermedad, miedo a la muerte, lo que se manifiesta en el empobrecimiento gestual y de su motricidad general.

## 5. CICLO DE LA MARCHA:

### 5.1. TIEMPOS DE LA MARCHA:

Para el estudio y descripción de la marcha se divide ésta en fases.<sup>1</sup> En cada ciclo cada una de las extremidades inferiores pasa por una fase de apoyo y otra de oscilación.<sup>5,7,8,17,53</sup>

Se denomina doble apoyo posterior o de empuje al momento en que los dos pies presentan un apoyo en el suelo, en ese momento, el pie tomado como referencia se encuentra en situación posterior. El pie apoyado en el suelo por su parte anterior está acelerando el cuerpo hacia delante.<sup>1,5,6,7,8,11</sup>

El doble apoyo anterior o de frenado es el momento en el que el pie tomado como referencia se encuentra en situación anterior.<sup>3,5,11</sup> En esta situación, el pie, en fase de choque de talón, está frenando la aceleración del cuerpo hacia delante.<sup>3,5,11</sup>

La fase de apoyo comienza con el contacto inicial, es decir, con el choque de talón, y finaliza con el despegue del antepié.<sup>5,7,8,11,54</sup> La fase de oscilación se inicia con el despegue del antepié y finaliza cuando el pie vuelve a contactar con el suelo.<sup>5,7,8,11,17</sup>

En condiciones normales la fase de apoyo representa aproximadamente un 60% del ciclo y la de oscilación el 40% restante,<sup>26</sup> aunque esto depende mucho de la velocidad adoptada, pues cuanto mayor sea la velocidad más se reducirá el período de apoyo;<sup>1,5,11</sup> en la carrera, por ejemplo, desaparece la fase de doble apoyo y se observan únicamente fases de apoyo unilateral y fases de vuelo en las que ninguno de los dos pies estará en contacto con la superficie.<sup>5,11</sup>

### 5.1.1. Fases del ciclo de la marcha:

- **Primer doble apoyo:**

Los dos pies contactan con el suelo<sup>55</sup>. Uno se encuentra en choque de talón mientras que el otro se apoya por la cabeza del primer metatarsiano y el pulpejo del dedo gordo y está próximo al despegue.<sup>3,5,7,8,11,54</sup>

- **Primer apoyo unilateral:**

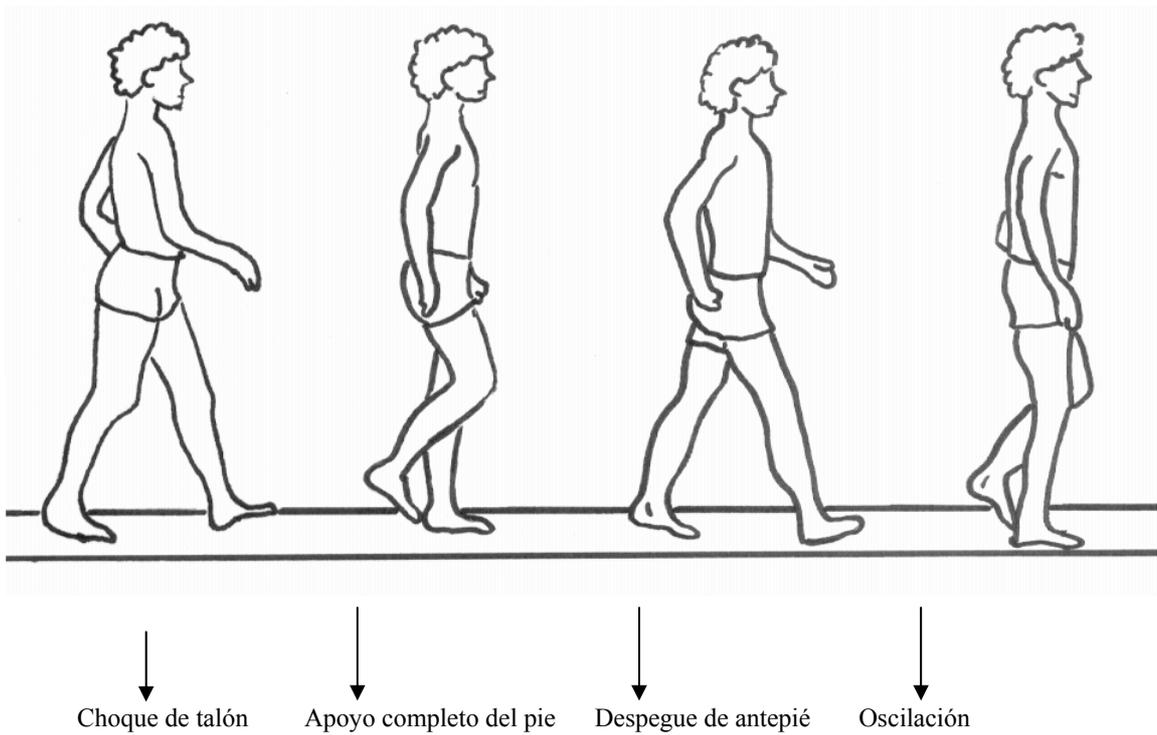
El pie que en el tiempo anterior sólo se apoyaba por el dedo gordo ha despegado y se encuentra en fase de oscilación o balanceo.<sup>11,55</sup> El peso del cuerpo recae sobre la otra extremidad.<sup>3,5,7,8,11,54</sup>

- **Segundo doble apoyo:**

Simétrico al primer doble apoyo,<sup>11,55</sup> pero en este caso, el pie que antes iba a iniciar el despegue ahora se encuentra realizando el apoyo de talón y viceversa.<sup>3,5,7,8,11,54</sup>

- **Segundo apoyo unilateral:**

Simétrico al primer apoyo unilateral pero con los pies cambiados;<sup>11,55</sup> el que antes estaba en período de oscilación ahora se encuentra en período de apoyo y el que antes se hallaba apoyado ahora está en fase oscilante.<sup>3,5,7,8,11,54</sup>



*Fig. 2.- Ciclo de la marcha*

### 5.1.2. Subclasificaciones del ciclo de la marcha:

Dentro de las fases del ciclo de la marcha descritas pueden establecerse una serie de subdivisiones que en condiciones normales serían las siguientes:<sup>11</sup>

- **Contacto del talón con el suelo:**

La rodilla está en extensión completa, la pelvis oblicua hacia delante y el tobillo en posición neutra. El pie a 90° sobre la pierna aborda el suelo por el talón. La planta forma un ángulo de unos 30° con el suelo.<sup>3,5,11</sup>

- **Apoyo completo de la planta del pie:**

En esta fase el sujeto se encuentra en apoyo monopodal o unilateral. La rodilla está flexionada unos 15-20° para evitar un ascenso del centro de gravedad.<sup>3,5,11</sup>

- **Despegue del talón o del retropié:**

El apoyo queda reducido al antepié.<sup>3,5,11</sup>

- **Despegue de los dedos o del antepié:**

En este momento la extremidad comienza la fase de oscilación.<sup>3,5,11</sup>

- **Avance del miembro inferior oscilante:**

Flexión rápida e importante de la rodilla (40-50°) y dorsiflexión del tobillo.<sup>3,5,11</sup>

- **Extensión total:**

El miembro oscilante pasa a gran velocidad y se coloca en la posición de mayor longitud posible con el fin de alcanzar el suelo lo más adelantado posible del cuerpo.<sup>3,5,11</sup>

Ducroquet describía cuatro tiempos; el primero o doble apoyo posterior de impulso, el segundo o periodo oscilante de elevación, el tercer tiempo o doble apoyo anterior de recepción y el cuarto tiempo o apoyo unilateral.<sup>17</sup>

Algunas de estas etapas pueden modificarse o no existir en ciertas patologías (Ej. El miembro oscilante se arrastra, o el ciclo de la marcha no comienza mediante el choque de talón). Por ello Winter propuso en 1991 la siguiente subclasificación:<sup>11</sup>

- **Fase de recepción de la carga:**

Entre el contacto inicial y el apoyo completo del pie.<sup>11</sup>

- **Fase media de apoyo:**

A continuación de la anterior. Termina en el instante del despegue del talón.<sup>11</sup>

- **Fase de despegue:**

Hasta el momento en que los dedos se despegan del suelo.<sup>11</sup>

- **Fase inicial de oscilación:**

Comienzo de la fase de oscilación. El miembro oscilante no ha adelantado al que apoya.<sup>11</sup>

- **Fase final de oscilación:**

El miembro oscilante ha adelantado al miembro que soporta el peso del cuerpo. Termina con el choque de talón.<sup>11</sup>

También se establecen otras subdivisiones de las fases de apoyo y oscilación;

La fase de apoyo estaría formada por las fases de contacto inicial, fase inicial de apoyo o de respuesta a la carga, fase media de apoyo, fase final de apoyo y fase previa a la oscilación, mientras que la fase de oscilación estaría formada por las fases inicial, media y final de oscilación.<sup>1</sup>

- **Fase de contacto inicial:**

Inicio del contacto del pie con el suelo. Tiene como objetivo el posicionamiento de la extremidad para iniciar el apoyo. Se produce una flexión plantar de tobillo, mínima o nula extensión de rodilla y flexión de cadera.<sup>1</sup>

- **Fase inicial de apoyo o de respuesta a la carga:**

Transcurre entre el instante de contacto inicial y el despegue del antepié del miembro contralateral. El tobillo realiza una flexión plantar, la rodilla flexiona y la cadera se estabiliza.<sup>1</sup>

- **Fase media de apoyo:**

Se prolonga hasta el despegue del talón. El objetivo de esta fase es la progresión del cuerpo sobre el pie estacionario, manteniendo la estabilidad del miembro y del tronco. Tras el apoyo completo del pie se produce una dorsiflexión del tobillo, la rodilla comienza a extenderse y se estabiliza el cuerpo en el plano frontal.<sup>1</sup>

- **Fase final de apoyo:**

Es la segunda mitad del apoyo monopodal. Se inicia con el despegue del talón y finaliza cuando la extremidad inferior contralateral contacta con el suelo.<sup>1</sup>

- **Fase previa a la oscilación:**

El contacto inicial del miembro contralateral marca el comienzo del segundo apoyo bipodal que termina con el despegue del antepié.<sup>1</sup> Su objetivo es preparar el miembro para realizar su fase de oscilación, facilitada por la entrada en carga del miembro contralateral, hacia el que transfiere rápidamente la carga (se denomina fase de transferencia de carga).<sup>1</sup>

- **Fase inicial de oscilación:**

Comprende aproximadamente el primer tercio del período de oscilación. Se extiende desde el despegue del miembro al momento en que éste alcanza el contralateral. El miembro avanza gracias a la flexión de cadera y rodilla.<sup>1</sup>

- **Fase media de oscilación:**

Se inicia en el momento en que ambos miembros se cruzan y termina cuando la extremidad en fase de balanceo alcanza una posición vertical y ha sobrepasado el miembro de apoyo. Se produce flexión dorsal del tobillo y flexión de la cadera.<sup>1</sup>

- **Fase final de oscilación:**

Marca el final del ciclo y está limitada por el siguiente contacto del miembro con el suelo. Termina el avance del miembro y se prepara para un nuevo contacto. Se produce una acción de frenado de la flexión de cadera y de rodilla, que queda en extensión.<sup>1</sup>

### **5.1.3. Fases de apoyo plantar:**

Clásicamente se aceptaba que el pie en contacto con el suelo se apoyaba en cuatro fases:<sup>3,5,11</sup>

- Choque de talón.
- Apoyo de talón, borde externo y antepié.
- Apoyo de antepié.
- Despegue de antepié finalizando por el dedo gordo.

Lelièvre realizó otra descripción confirmada posteriormente por Viladot, que llevó a cabo un estudio opticocinematográfico en el pasillo de espejos de Ducroquet en 200 pies normales y corroborada también posteriormente por estudios con baropodometría electrónica.<sup>3,5,8,11</sup>

Lelièvre observó que la fórmula clásica se daba únicamente en un 30% de la población, concretamente en personas con cierta insuficiencia de la bóveda

plantar, mientras que en el 70% restante el paso tiene lugar de la siguiente forma:<sup>3,5,8,11,12</sup>

- Choque de talón
- Apoyo de talón y antepié
- Apoyo de talón, antepié y apoyo fugaz de borde externo.
- Apoyo de antepié.
- Despegue de antepié finalizando por el dedo gordo.

Es decir, durante la marcha normal el pie se comporta como si fuera cavo y sólo se produce un apoyo muy fugaz del borde externo.<sup>3,5,8,11,12</sup>

Posteriormente Lelièvre & Lelièvre emplearon otras técnicas de estudio; podoscopio, huellas en relieve, imagen cinematográfica de la planta del pie y tomografías en carga y en descarga para describir las huellas plantares durante la marcha.<sup>11</sup>

## **6. CINEMÁTICA DE LA MARCHA:**

En el análisis cinemático de la marcha tiene una gran importancia el estudio de las variaciones angulares de las distintas articulaciones, cuya movilidad es imprescindible para el normal desarrollo de la deambulaci3n.<sup>1,8</sup>

### **6.1. MOVIMIENTOS DE LOS MIEMBROS INFERIORES:**

**6.1.1. El Pie y el tobillo:** Durante la marcha la b3veda plantar sufre deformaciones y sobrecargas que ponen en evidencia el papel amortiguador el3stico de la b3veda.<sup>1</sup>

#### **a. Articulaci3n tibiotarsiana:**

Cuando la extremidad inferior que se encuentra en oscilaci3n est3 a punto de contactar con la superficie de apoyo a trav3s del tal3n<sup>54</sup>, el tobillo se encuentra en posici3n neutra o en ligera dorsiflexi3n.<sup>3,8</sup> En esta posici3n se produce el choque de tal3n. A continuaci3n el resto del pie apoya sobre el suelo y la articulaci3n del tobillo se coloca en flexi3n plantar de forma pasiva.<sup>29</sup> En la fase de despegue se produce una flexi3n plantar activa.<sup>29</sup> Durante la fase de oscilaci3n se encuentra en posici3n neutra hasta un nuevo choque de tal3n.<sup>3</sup>

#### **b. Articulaci3n subastragalina:**

Tras el contacto de tal3n el pie comienza un movimiento de eversi3n, cuyo m3ximo, de 4° a 6° se produce al comienzo de la fase media de apoyo, que corresponde al primer 14% del ciclo de la marcha.<sup>8</sup> A partir de este momento, el movimiento cambia de direcci3n hasta la inversi3n m3xima, que coincide con el 52% del ciclo. Vuelve a la posici3n neutra durante la oscilaci3n.<sup>8</sup>

**c. Articulación mediotarsiana:**

Se ha observado un movimiento de aplanamiento y recuperación del arco durante la marcha. El aplanamiento se produce en la fase media de apoyo y se recupera cuando se eleva el talón.<sup>1,8</sup>

**d. Articulaciones metatarsofalángicas:**

En el choque de talón estas articulaciones presentan unos 25° de flexión dorsal. Cuando se apoya todo el pie están en posición neutra y se recupera la flexión dorsal en el momento del despegue del antepié, unos 21° mientras los dedos permanecen en contacto con el suelo y puede aumentar hasta los 55° durante la fase de oscilación.<sup>1,3,8</sup>

**6.1.2. La rodilla:**

La movilidad y estabilidad de la rodilla tienen una gran importancia en el patrón normal de marcha. Durante la fase de apoyo, la rodilla es la responsable de la estabilidad del miembro y en la fase de oscilación su flexibilidad permitirá el avance de la extremidad.<sup>1,8</sup>

La rodilla durante la marcha realiza movimientos de flexión y extensión y recorre un arco articular de 0° a 70°.<sup>1,3,8</sup>

En el choque de talón la rodilla se encuentra en ligera flexión de unos 5° aproximadamente.<sup>1,3</sup> Cuando el pie se apoya por completo en el suelo la flexión de la rodilla es de unos 18°.<sup>1</sup> Se va extendiendo y al final de la fase de apoyo vuelve a flexionarse hasta los 40° al inicio de la fase de oscilación y hasta 60° a 70° en la oscilación media.<sup>1</sup> Posteriormente comienza a extenderse hasta los 2° a 3° de flexión.<sup>1,8</sup>

En el plano frontal se aprecia un ligero movimiento de abducción-adducción y en el plano sagital experimenta pequeños movimientos de rotación; la rotación interna se produce durante la fase de choque de talón, al comienzo de la oscilación y la rotación externa se produce al principio del apoyo unipodal y segunda fase de la oscilación.<sup>8</sup>

La amplitud de los movimientos de rotación es de aproximadamente 13°.<sup>8</sup>

### **6.1.3. La cadera:**

En el plano sagital, la cadera presenta dos trayectorias de movimiento durante el ciclo de marcha; extensión durante el apoyo y flexión en la oscilación.<sup>8</sup>

El rango total del movimiento de la cadera es de 40° a 50°.<sup>1</sup>

En el choque de talón la cadera se encuentra en flexión de 20° a 30°, va disminuyendo en el apoyo unipodal y se va extendiendo durante el despegue, momento en que se produce la extensión máxima, que se encuentra entre 10° a 15°. A partir de esta posición vuelve a flexionarse y alcanza su máximo valor en la mitad de la fase de oscilación; 35°. Posteriormente va disminuyendo hasta el momento del choque de talón.<sup>8</sup>

En el plano frontal en el momento del choque de talón, existe una adducción de unos 10°, que va disminuyendo hasta 5° en la fase de respuesta a la carga. Llega a una angulación neutra en las fases media y final de apoyo y comienza la fase de oscilación con 5° de abducción.<sup>8</sup>

En el plano transversal la extremidad inferior experimenta rotaciones.<sup>8</sup> En el momento de contacto inicial existe una posición neutra, un máximo de

rotación interna al final de la fase de apoyo monopodal y rotación externa máxima en el momento del despegue de los dedos.

El rango de movimiento es de unos 8°, pero si a este valor se le suma la contribución pélvica en este plano, que es de unos 7°, se obtiene un total de 15° de rotación del muslo<sup>1,8</sup>.

#### **6.1.4. La pelvis:**

Se produce un continuo cambio postural por el movimiento de las caderas.<sup>11</sup> En el plano sagital existen pequeñas inclinaciones anteroposteriores de 3-5°. En el plano frontal se producen caídas y elevaciones de unos 6-10° y en el plano transversal hay una rotación anteroposterior de 8-10°.<sup>1,6,8</sup>

#### **6.2. MOVIMIENTOS DEL TRONCO:**

Durante la marcha normal la cabeza y el tronco se comportan como una unidad, si bien el cuello permite movimientos independientes de la cabeza que van a facilitar una ampliación del campo visual del sujeto.<sup>6</sup>

Los movimientos de cabeza y tronco son de torsión, inclinación y oscilación.<sup>6,8</sup>

##### **a. Movimientos de torsión:**

Durante el ciclo de la marcha las cinturas pélvica y escapular describen movimientos opuestos de rotación.<sup>1,6,8,22,56</sup> Al alcanzar la vertical los ejes de la pelvis y de los hombros son paralelos.<sup>19</sup>

La rotación de las vértebras es de unos 5° como máximo a la altura de la primera vértebra dorsal y de unos 8° a la altura de la quinta vértebra lumbar. El punto de transición en que se anulan las rotaciones se encuentra aproximadamente en la séptima vértebra dorsal.<sup>8</sup>

A cada paso la pelvis gira alrededor de la cabeza femoral que soporta el peso, elevando el pie que contactaba con el suelo. A este fenómeno Ducroquet lo denomina paso pelviano.<sup>17</sup>

**b. Movimientos de inclinación:**

Las cinturas se inclinan en sentido opuesto.<sup>6,8,56</sup> La pelvis se inclina hacia el lado que no soporta el peso y el tronco se levanta en el lado donde la pelvis se inclina hacia abajo.<sup>11</sup>

El tronco se inclina y eleva dos veces durante el ciclo, con una amplitud aproximada de unos 50 mm. El punto más bajo se sitúa durante el doble apoyo y el más alto en la fase de oscilación.<sup>6,8</sup>

**c. Movimientos de oscilación:**

El tronco realiza un movimiento de oscilación en el plano frontal. El cuerpo se desvía lateralmente sobre la extremidad de apoyo. La amplitud de este movimiento es de unos 50 mm.<sup>6,8</sup>

**6.3. MOVIMIENTOS DE LAS EXTREMIDADES SUPERIORES:**

Los miembros superiores se balancean de forma sincrónica con los miembros inferiores, pero en oposición de fase.<sup>1,6,8</sup>

Durante la marcha se produce una rotación del hombro de unos 7°, mientras que la rotación de la pelvis es de unos 12°.<sup>1,6,8</sup>

Los miembros superiores realizan movimientos de flexión y extensión del hombro con una amplitud entre 30° y 40°. El mayor desplazamiento se produce, en ambas direcciones, en los instantes de contacto inicial.<sup>1,6,8</sup>

Las trayectorias descritas por la articulación del hombro y del codo presentan patrones característicos. A partir de una posición de extensión

máxima al comienzo del apoyo, se produce una flexión hasta un ángulo de unos 10° y se mantiene hasta los últimos momentos de la fase final de apoyo, coincidiendo con el contacto inicial contralateral. Esta posición se mantiene antes de comenzar la extensión del hombro y se prolonga durante la fase de oscilación.<sup>1,6,8</sup>

El codo describe un arco de flexoextensión similar al hombro, aunque ligeramente retrasado, con una flexión no inferior a 20° y con un ángulo máximo de unos 45°, en el momento del contacto inicial contralateral.<sup>1,6,8</sup>

La inversión del movimiento coincide con el contacto de la extremidad contralateral, cesando la trayectoria de extensión de ambas articulaciones en el siguiente contacto inicial homolateral.<sup>1,6,8</sup>

## 7. ACCIÓN MUSCULAR DURANTE LA MARCHA

Gracias a la electromiografía se ha podido estudiar la actividad muscular de los sujetos en movimiento.<sup>1,6,11,12,25,57</sup>

Se ha comprobado que la mayoría de los músculos principales de las extremidades inferiores están activos durante el ciclo de la marcha, especialmente al principio y al final de la fase de apoyo y al principio de la fase de oscilación, pues en estos períodos del ciclo existen aceleraciones y desaceleraciones de la extremidad y transferencias del peso del cuerpo de un pie al otro.<sup>11,12</sup>

- Los Músculos de la planta del pie están activos durante la fase de apoyo completo (20-50% del ciclo).<sup>8,11,</sup>
- El tibial anterior y extensores de los dedos actúan durante la fase de despegue; controlan la flexión plantar. (55-80% del ciclo). También tienen una acción de frenado del pie sobre el suelo (90-15%).<sup>8,11,</sup>
- Peroneos: Suele ser más activo el peroneo lateral corto. Participan en la flexión dorsal del pie y en la estabilización transversal del retropié junto con el tibial posterior (30-55% del ciclo).<sup>8,11</sup>
- Los músculos del compartimento posterior de la pierna actúan entre el 15-55% del ciclo. El gemelo interno es más activo que el externo. Juegan un importante papel en el control de la rodilla extendida.<sup>8,11</sup>
- Los músculos de la parte anterior del muslo son activos entre el 90-20% del ciclo, sobre todo al inicio de la fase de doble apoyo. La contracción del

cuadriceps en el choque de talón evita la flexión de la rodilla que, si persistiera en esta fase comprometería la estabilidad de la articulación.<sup>8,11</sup>

- Los músculos de la parte posterior del muslo actúan en fases muy similares a los músculos anteriores, si bien su actividad se inicia un poco antes y también finaliza antes; primero actúan los isquiotibiales y luego el bíceps, cesando su actividad también en este orden. Aseguran la desaceleración durante la extensión de la pierna. Los músculos de la zona posterior del muslo controlan también la rotación de la rodilla, especialmente el músculo poplíteo.<sup>8,11</sup>

- Los glúteos y el tensor de la fascia lata se encuentran activos durante la fase de apoyo, permiten la estabilización lateral de la pelvis.<sup>8,11</sup>

- El psoas ilíaco es más activo durante la fase de oscilación, aproximadamente entre el 55-75% del ciclo. Controla la parte final de la fase de apoyo y la flexión de la cadera durante la fase siguiente.<sup>6,11</sup>

- El movimiento pendular de las extremidades superiores no es un movimiento pasivo, éste depende de acciones musculares y de la tensión pasiva de los músculos.<sup>1</sup> El balanceo de las extremidades superiores regula la rotación de todo el cuerpo, disminuye la rotación alrededor del eje vertical cuando el sujeto se encuentra en fase de apoyo monopodal y modifica la rotación en las fases de apoyo bipodal.<sup>6</sup>

La oscilación de los miembros superiores está producida por la rotación de la cintura escapular en sentido opuesto a la cintura pélvica.<sup>6,56</sup> En estos movimientos de rotación de ambas cinturas intervienen activamente los músculos oblicuos del tronco.<sup>6,56</sup>

En la fase de choque de talón las articulaciones del hombro y del codo alcanzan su máxima extensión. En este movimiento se produce un estiramiento del oblicuo mayor, serrato mayor y pectoral mayor.<sup>6</sup>

La porción posterior del deltoides presenta actividad alrededor del 30-55% del ciclo, durante el balanceo del miembro superior hacia delante.<sup>6</sup>

El supraespinoso y el trapecio tienen actividad desde el contacto inicial hasta el final de la oscilación. El supraespinoso actúa como suspensor del hombro.<sup>6</sup>

El romboides se encuentra activo durante todo el ciclo de la marcha; controla la posición del omóplato.<sup>6</sup>

## **8. MECANISMO DE LA MARCHA:**

En el proceso de locomoción el ser humano se comporta como un sistema físico y como un organismo biológico y está, por tanto, sujeto a las leyes físicas del movimiento y a las leyes biológicas de la acción muscular.<sup>11,12</sup>

Durante la marcha se producen desplazamientos verticales y laterales del centro de gravedad.<sup>1,6,8,11,58</sup>

### **8.1. Desplazamiento vertical del centro de gravedad:**

Durante la marcha el cuerpo sufre una serie de desplazamientos hacia arriba y hacia abajo, que requieren un gasto energético.<sup>6,8</sup>

En las fases de apoyo bipodal el centro de gravedad se encuentra en el punto más bajo, mientras que en las fases de apoyo monopodal el centro de gravedad alcanza su punto más alto. La diferencia entre estos dos puntos extremos es de unos 4-5 centímetros.<sup>1,6,8,11</sup>

El centro de gravedad en este desplazamiento hacia arriba y hacia abajo describe una curva sinusoidal que es la que demanda un menor consumo energético. Para conseguir esta curva han de producirse una serie de movimientos coordinados de la extremidad inferior.<sup>6</sup>

La pelvis en el plano horizontal realiza un movimiento de rotación similar al movimiento de un compás y en el plano frontal se inclina hacia el lado de la pierna oscilante. Estos movimientos contribuyen a disminuir el desplazamiento del centro de gravedad.<sup>1,5,6,8,11</sup> También contribuye la discreta flexión de rodilla en el momento en que el cuerpo pasa por encima de la pierna que apoya.<sup>6</sup>

## **8.2. Desplazamiento lateral del centro de gravedad:**

Cuando una persona camina, no permanece constantemente en el plano de la línea de progresión, sino que su cuerpo oscila de un lado a otro. Este desplazamiento del centro de gravedad, igual al de la cabeza y el tronco es de unos cinco centímetros aproximadamente.<sup>1,6,8,12</sup>

La cintura escapular presenta un movimiento de rotación asincrónico con el de la cintura pélvica, según aumenta la velocidad de la marcha esta diferencia se hace más marcada y durante la carrera esa asincronía es máxima.<sup>1,6,8,56</sup>

El sistema de rotación de la cintura escapular y balanceo de las extremidades superiores, en sentido contrario a la cintura pélvica, es un sistema de amortiguación que proporciona mayor suavidad a la marcha y supone menores requerimientos energéticos.<sup>6,11,12</sup>

## **9. CINÉTICA DE LA MARCHA:**

La cinética es el estudio de las fuerzas, momentos y aceleraciones que actúan durante el movimiento.<sup>1,5</sup> El movimiento es la resultante de las fuerzas o de las transferencias de energía que se originan intrínseca y extrínsecamente durante la marcha<sup>1,59</sup>

### **9.1. FUERZAS INTRÍNSECAS:**

Las fuerzas intrínsecas están relacionadas con las acciones musculares, la resistencia de los ligamentos, el rozamiento de los músculos y articulaciones y la deformación de los tejidos blandos.<sup>1,8,60</sup>

### **9.2. FUERZAS EXTRÍNSECAS:**

Las fuerzas extrínsecas provienen de la fuerza de reacción del suelo o de otros fenómenos exteriores como la gravedad o la energía cinética.<sup>1,8,60</sup>

#### **9.2.1. Gravedad:**

Es la fuerza de atracción terrestre que se ejerce sobre los cuerpos, determinada por sus masas, que actúa en dirección vertical y de arriba hacia abajo.<sup>8,60</sup>

Para estudiar las fuerzas que actúan sobre un objeto se considera que la masa de dicho objeto se concentra en un único punto que se denomina centro de gravedad.<sup>8</sup>

Durante la deambulación el centro de gravedad se traslada hacia delante.<sup>6,8</sup> En la fase de oscilación llega a rebasar momentáneamente la base de sustentación, perdiéndose de forma transitoria el equilibrio.<sup>8</sup> Es en ese momento

cuando la acción de la gravedad haría que el cuerpo se cayera, pero la respuesta inmediata es aumentar la base de sustentación para evitar la caída.<sup>6,8</sup>

### **9.2.2. Energía cinética:**

Es la que corresponde a la velocidad del movimiento y la energía potencial es la energía almacenada.<sup>8</sup> Durante la marcha se produce una constante transferencia entre ambos tipos de energía. La energía potencial del cuerpo se puede definir como el peso del cuerpo por la altura a la que se encuentra su centro de gravedad, alcanza su valor máximo en el momento de máxima elevación. Al descender el cuerpo esta energía se convierte en cinética y es utilizada en acelerar el cuerpo hacia delante, y se volverá a convertir en energía potencial cuando el cuerpo vuelva a elevarse. La transferencia entre estas energías no se produce al 100%, existiendo un coste energético, si bien esas pérdidas energéticas son compensadas por la acción muscular.<sup>8</sup>

Las variaciones de la energía cinética se observan en dos tipos de movimientos del tronco; movimiento lineal y movimientos de rotación de las cinturas.<sup>6,8,56</sup>

#### **a. Movimiento lineal:**

Durante la fase de apoyo bipodal el tronco se encuentra en su posición más baja y se desplaza hacia delante a máxima velocidad y por tanto con una energía cinética máxima y una energía potencial mínima.<sup>6,8</sup>

Durante la primera parte de la fase de apoyo monopodal, la extremidad que soporta el peso del cuerpo eleva el tronco convirtiendo su energía cinética en potencial. Durante la segunda parte del apoyo monopodal el tronco vuelve a

bajar y se adelanta a la extremidad que soporta el peso, el resultado es un aumento de la velocidad. La energía potencial se convierte en energía cinética.<sup>8</sup>

**b. Movimientos de rotación de las cinturas escapular y pélvica:**

La rotación de las cinturas escapular y pélvica en sentidos opuestos permite almacenar energía potencial, que se recupera en forma de energía cinética cuando el tronco vuelve a su posición neutra.<sup>1,6,8,56</sup>

**9.2.3. Fuerzas de reacción del suelo:**

Durante la deambulación el hombre se comporta como si fuera una máquina autopropulsada.<sup>11,12</sup> Las fuerzas que actúan son la de la gravedad y la acción muscular. Con una plataforma de fuerzas se puede realizar la medición de las fuerzas ejercidas sobre el suelo durante la marcha, así podremos estudiar las fuerzas de reacción vertical, fuerzas de reacción longitudinal, fuerzas de reacción lateral y fuerzas de torsión.<sup>1,8,11</sup>

Durante la carrera se produce un incremento considerable de estas fuerzas. La fuerza vertical se dobla respecto a la marcha, superando el 200% del peso corporal.<sup>11</sup>

**a. Fuerza de reacción vertical:**

Esta fuerza traduce los desplazamientos verticales del centro de gravedad.<sup>1,7,8,11,12</sup> En el choque de talón, cuando el cuerpo es impulsado hacia arriba, aumenta la fuerza de reacción del suelo. Cuando el cuerpo desciende, disminuye la fuerza vertical que vuelve a aumentar en la fase de despegue, momento en el que el cuerpo es impulsado hacia arriba y hacia delante.<sup>1,11,12</sup>

**b. Fuerza de reacción longitudinal:**

Traduce las fuerzas de frenado y empuje, que se producen en el choque de talón y despegue de antepié respectivamente. Ambas fuerzas son mucho menores que la fuerza vertical.<sup>1,7,8,11</sup>

**c. Fuerza de reacción lateral:**

Es una fuerza de pequeña magnitud que representa los desplazamientos laterales del centro de gravedad.<sup>1,7,8,11</sup>

**d. Fuerza de torsión:**

El pie ejerce sobre el suelo una fuerza de torsión, que es la traducción de los movimientos de rotación que realiza la extremidad inferior durante la marcha.<sup>11,12</sup>

Desde el choque de talón hasta el apoyo del pie completo se produce un movimiento de rotación interna. Desde este momento hasta el inicio del período de oscilación se produce un movimiento de rotación externa.<sup>11,12</sup>

Estos movimientos de rotación se traducen en fuerzas de torsión interna y externa.<sup>11,12</sup>

**9.2.4. Fuerzas resultantes de la acción de músculos, ligamentos y tendones:**

Los músculos actúan sobre las articulaciones para generar los momentos de fuerza que impulsan o frenan los movimientos y que producen o absorben energía mecánica.<sup>8</sup>

También hay que tener en cuenta las fuerzas de reacción de las articulaciones y las fuerzas que ejercen los huesos a nivel de las superficies articulares.<sup>8</sup>

## 10. RECUERDO HISTÓRICO

### 10.1. GRECIA Y ROMA:

Desde la antigüedad el hombre se ha interesado por el estudio del movimiento. Desde que el hombre comenzó a practicar la Medicina observó los movimientos de los enfermos y los utilizó como ayuda en el diagnóstico de las enfermedades y en el campo terapéutico.

Son los griegos en el período helenístico los que ofrecen los orígenes de las leyes de funcionamiento que rigen el ejercicio físico.<sup>61</sup>

Aristóteles (384-322 a. C.), Hipócrates (460-377 a. C.) y Galeno (129-201) dieron gran importancia al estudio del movimiento<sup>61</sup> y en particular al estudio de la marcha. Aristóteles describió por primera vez las acciones de los músculos y el proceso de la marcha: “ El animal que se mueve hace su cambio de posición presionando lo que está por debajo de él”. Concedió gran importancia al centro de gravedad y a las leyes del movimiento y de las palancas.<sup>62</sup> Es considerado precursor de las leyes del movimiento newtonianas. Consideraba que el hombre era el único en poder caminar porque su naturaleza y su ser eran divinos.<sup>8</sup>

Hipócrates demuestra un profundo conocimiento de la relación entre el movimiento y el músculo, al que él denomina carne, y recomienda el movimiento en el tratamiento de enfermedades, en concreto largas caminatas para evitar la atrofia y combatir la obesidad.<sup>63</sup>

El médico romano Galeno en su ensayo “**De Motu Musculorum**” estableció la diferencia entre nervios motores y sensitivos y músculos agonistas

y antagonistas.<sup>61</sup> También describió el tono muscular. Expuso la Anatomía conjuntamente con la Fisiología pues deseaba describir el cuerpo humano en pleno funcionamiento.<sup>63</sup>

### **10.2. EDAD MEDIA:**

Con la caída del Imperio Romano, se olvidan las enseñanzas de griegos y romanos, únicamente los árabes son transmisores de esta sabiduría clásica, por este motivo en esta época no hay avances notables en el estudio del movimiento y la marcha.

### **10.3. EDAD MODERNA:**

Desde los estudios de Galeno, los conocimientos de Fisiología del ejercicio no avanzaron hasta que Leonardo da Vinci se interesó por el movimiento humano, el centro de gravedad, la marcha, etc.<sup>64,65</sup>

Leonardo Da Vinci (1452-1519), hombre polifacético, destacó en el campo de las Artes pero también dedicó gran parte de su vida a realizar investigaciones científicas en los campos de la Estática, la Dinámica, Física, Geometría, Ingeniería Industrial, Botánica, Geología, Anatomía, etc.<sup>64</sup> El pintor florentino escribió: “ La ciencia de la Mecánica es la más útil y generosa de todas las ciencias pues todos los cuerpos vivos que tienen movimiento actúan bajo sus leyes”<sup>64</sup>. Verrocchio, maestro de Da Vinci, instruyó a su discípulo en la disección de cadáveres para que sus dibujos de figuras humanas fueran anatómicamente correctos y bien proporcionados.<sup>66,67</sup>

Leonardo Da Vinci representa mediante grabados las fases de la marcha humana. Estudia la Anatomía humana, la capacidad del hombre para generar movimiento, estudia la relación del centro de gravedad con el mantenimiento del

equilibrio, describe la mecánica del cuerpo en bipedestación, durante la marcha y el salto y estudió el mecanismo de contracción muscular y de la mecánica articular.<sup>1,8,66</sup>

Es a partir del siglo XVII cuando, gracias a los estudios de Galileo Galilei e Isaac Newton, se puede ya realizar una aproximación científica al análisis mecánico de los seres vivos.<sup>1</sup>

Giovanni Alfonso Borelli (1608-1679), discípulo de Galileo y una de las grandes figuras de la Accademia del Cimento de Florencia, estudió el movimiento en todas sus formas con una metodología científica y plasma los resultados de este estudio en su obra: **“De Motu animalium”**,<sup>1,17</sup> publicada después de su muerte en 1680.<sup>1,7,68</sup> Aplica a la Medicina el método físico-matemático de su maestro Galileo Galilei y concibe el organismo de una forma radicalmente mecanicista.<sup>1,65</sup> Para el estudio del movimiento humano y el animal aplica sistemáticamente el principio de la palanca, considera las relaciones entre sistema muscular y sistema óseo y refiere las variaciones que se producen en el músculo en movimiento; variaciones tanto de longitud como de volumen. Parte del movimiento aislado de un músculo para, posteriormente, hacer referencia al movimiento de todo el cuerpo. No estudia únicamente los movimientos del ser humano, también se ocupa del estudio del movimiento de pájaros, peces, mamíferos e insectos.<sup>62</sup> Actualmente es considerado el padre de la Biomecánica.<sup>1</sup> Borelli fue el impulsor de la Yatrofísica o Yatromecánica<sup>62,63</sup> cuyo principio fundamental es que: “todo puede ser explicado mecánicamente”.<sup>1,65</sup>

Niels Stensen establece en 1664 las bases de la mecánica muscular. Describió el músculo como un conglomerado de fibras motoras cuya parte central difiere de los extremos y que es la única que se contrae.<sup>61</sup>

#### **10.4. ERA CONTEMPORÁNEA:**

Esta época comprende los siglos XIX y XX caracterizados por la Revolución Industrial y grandes avances tecnológicos. Las nuevas técnicas y la instrumentación cada vez más sofisticada permitieron grandes avances en el estudio de la marcha normal y la marcha patológica. Anteriormente los estudios de la marcha se habían basado en la observación que había permitido describir las fases del ciclo de la marcha, velocidad y otros parámetros cualitativos.<sup>7</sup>

En 1836 los hermanos Weber llevan a cabo el primer análisis mecánico del paso humano.<sup>1,8,65,69</sup> En su obra: “Mechanik der Menschlichen Gehwerkzeuge. Gottingen”, describen las fases de la marcha humana, movimientos del centro de gravedad y alteraciones de la marcha.<sup>8,69</sup>

El principio básico de la película fotográfica fue descubierto por el alemán Johann Heinrich Schultze, que se dio cuenta que el cloruro de plata ennegrecía al ser expuesto a la luz, pero la imagen no pudo fijarse hasta 1826, cuando Joseph Nicéphore Niepce (1765-1833), un oficial jubilado del ejército francés, consiguió enfocar un haz de luz en una lámina de estaño con un asfalto sensible a la luz. Precisó ocho horas de exposición.<sup>70</sup> En 1850 la placa húmeda hizo posible que se tomaran fotografías con mayor rapidez y menor coste. En 1871 el proceso se simplificó gracias a las placas secas.<sup>70,71</sup> Poco después esta técnica, aún incipiente sería utilizada para el estudio de la marcha.

El fotógrafo inglés Eadweard Muybridge (1830-1904) ideó la forma de hacer rápidamente numerosas fotografías seguidas.<sup>1,65,71</sup> Colocó varias cámaras que enfocaban un objeto en movimiento y sujetó todas las cuerdas de las cámaras. Tiraba de las cuerdas una tras otra para disparar las cámaras fotográficas a un intervalo de tiempo determinado. Obtenía como resultado una sucesión de fotografías tomadas con una diferencia de una fracción de segundo. A este sistema se le llamó fotografía secuencial y permitió observar detalles del movimiento que antes no habían podido ser apreciados, pues conseguía congelar distintos momentos de un movimiento rápido que podía estudiarse con todo detalle.<sup>1,71,72</sup>

Muybridge utilizó este sistema en abril de 1873, a instancias de Leland Stanford, exgobernador de California, en el Hipódromo Race Park de Sacramento para estudiar mediante imágenes secuenciadas el galope de un caballo de carreras.<sup>1,71,72</sup>

Estas fotografías fueron publicadas en la revista *Scientific American* en 1887.<sup>72</sup>

Posteriormente realizó numerosos experimentos que le permitieron, cuando trabajaba en la Universidad de Pennsylvania, tomar más de 100.000 exposiciones de personas y animales en movimiento. Estas series continuas de fotografías estaban destinadas a amantes del arte y a estudiantes de Anatomía. Para obtener esas imágenes empleó 24 cámaras electrofotográficas accionadas secuencialmente<sup>871</sup>. Muybridge en “*Animal Locomotion*” describe las técnicas de fotografía seriada aplicadas al análisis de la marcha humana.<sup>8</sup>

Etienne Jules Marey (1830-1904), médico, fisiólogo e inventor francés aplicó técnicas de fotografía cronocíclica, ciclofotografía o cronofotografía para analizar la marcha humana y la marcha animal.<sup>1,17</sup> Se inspiró en los estudios del astrónomo Jansen, que en 1878 realizó fotografías seriadas del planeta Venus.<sup>8</sup>

Utilizó un carrito de locomoción para seguir la trayectoria de un sujeto en movimiento y en el que, a continuación, se podía llevar a cabo el procesado fotográfico necesario.<sup>1,17</sup> El “travelling” o “ferrocarril fotográfico” era una cámara oscura sobre raíles que se deslizaba paralelamente al sujeto, que destaca sobre una pantalla negra.<sup>17,57,65,71</sup> Con esta técnica obtuvo diagramas que reflejaban las trayectorias de la cabeza, el hombro, la cadera, la rodilla y el tobillo en el plano sagital (1885).<sup>17,65</sup>

Solía vestir a las personas con trajes negros ajustados y sobre ellos marcaba unas líneas blancas para seguir mejor los movimientos de las distintas partes del cuerpo en cada fase del ciclo de la marcha.<sup>17</sup>

En 1873 empleó un sistema para el estudio de la marcha, registrando las reacciones de apoyo y la duración del contacto del pie en el suelo mediante métodos neumáticos.<sup>17,73</sup> Marey recoge puntos de presión dinámicos sobre el pie durante el paso, situando dos células manométricas en la suela de una sandalia exploratoria. Emplea un zapato provisto de una cámara de aire dinamométrica unida a un cilindro registrador<sup>74</sup> para conocer las presiones ejercidas sobre el suelo durante la marcha o carrera.<sup>7,17,73</sup> Posteriormente otros autores como Amar, Carlet, de Demeny, etc. llevarán a cabo estudios de la marcha con técnicas similares.<sup>73</sup>

Marey escribe “La máquina animal” (1873), obra que recoge sus investigaciones sobre el movimiento y que se acerca mucho a la de Borelli.<sup>1,17</sup>

En 1894 describió una plataforma dinamométrica.

Carlet, que desarrolló su trabajo de investigación en el laboratorio de Marey, llevó a cabo mediciones de la longitud y duración del paso, fases de oscilación y apoyo e inclinación lateral del cuerpo durante la marcha.<sup>17</sup>

En 1887 Beely midió las presiones bajo el pie haciendo caminar al sujeto sobre una fina capa de escayola y observando la profundidad de la huella plantar.<sup>74</sup> En 1892 diseñó una plataforma dinamométrica.<sup>74</sup>

En 1895 Braune y Fischer calcularon las velocidades y aceleraciones de algunos segmentos corporales durante la marcha. Realizaron un estudio tomando como muestra soldados de la infantería alemana, para analizar la forma más adecuada de transportar cargas de distintas magnitudes.<sup>65</sup>

Desde 1900 Charles Ducroquet se interesa por el estudio del movimiento en la marcha normal y en las marchas patológicas. En el Hospital de San Juan de Dios de París mandó construir un pasillo de espejos que le permitía un estudio tridimensional y la observación de todos los segmentos corporales en movimiento.<sup>8,17</sup>

Describió los cambios que se producen en la marcha a causa de distintos factores y cómo se desarrolla la marcha desde su inicio en la infancia hasta la senectud.

Las sombras chinescas, las linternas mágicas de los siglos XVIII y XIX e inventos como el praxinoscopio de Émile Reynaud, que proyectaba imágenes desde un tambor giratorio, fueron los primeros procedimientos para crear la

ilusión de movimiento mediante la proyección en una pantalla de imágenes ampliadas.<sup>70,71,72</sup> La invención del rollo de película de celuloide creado por George Eastman permitió en 1891 a W.K.L. Dickson, del laboratorio de Thomas Alva Edison, filmar imágenes con un cinetógrafo y proyectarlas en un Kinetoscopio.<sup>71,72</sup>

Ducroquet fue el primero que aplicó esta nueva técnica cinematográfica al estudio de la marcha normal y patológica.<sup>17</sup>

En 1916 Amar diseñó una pista dinamométrica que registraba fuerzas en cuatro direcciones: vertical, horizontal, lateral externa y lateral interna.<sup>65,74</sup>

Forstall en 1925 desarrolló un sistema para medir las presiones estáticas a través del tintado de la planta del pie.<sup>74</sup>

Para determinar el papel de los músculos en la marcha Scherb emplea la palpación de los músculos de sujetos a los que hacía caminar por una cinta sin fin. Posteriormente sus hallazgos fueron corroborados y perfeccionados gracias a la introducción de la electromiografía.<sup>8</sup>

En 1927 Atzler y Herbest estudiaron la marcha desde el punto de vista metabólico, midiendo el consumo de oxígeno durante la deambulación.<sup>1</sup>

En este mismo año Basler midió la frecuencia de vibración que se producía en unos alambres tensos por el caminar de un sujeto.<sup>7</sup> Abrahamson y colaboradores estudiaron la muesca de la huella plantar sobre una plataforma de peso especial.<sup>7</sup>

En 1932 en Rusia Bernstein amplía los estudios que había llevado a cabo Fischer, analizando una muestra mucho más amplia en la que incluye niños.<sup>65</sup>

En 1934 Elftman realizó un análisis dinámico del paso mediante técnicas ópticas y electromecánicas. Empleó una superficie de goma con la cara superior lisa y la inferior con proyecciones piramidales en contacto con una plataforma de cristal para calcular la carga soportada por el pie en las distintas fases del ciclo de la marcha.<sup>7,65,74</sup>

Elftman analizó también el movimiento pendular de las extremidades superiores, inverso al de los miembros inferiores. Comparó el braceo al movimiento de un péndulo.<sup>1,6</sup>

En 1935 Morton describió el Kinetógrafo<sup>8</sup>, método de estudio semi-cuantitativo que consiste en una lámina de goma, de forma ondulada con sección triangular, superpuesta a una tela entintada y a una hoja de papel.<sup>7,52,74</sup> La amplitud de la deformación de estas ondulaciones proporcionaba una medida del máximo peso soportado<sup>1,8</sup>. Posteriormente Harris y Beath y Grieve y Rashdi desarrollaron la técnica de Morton para diseñar instrumentos de medida de presión más complejos y precisos.<sup>74</sup>

En 1938 Rabischong aplicó técnicas electromecánicas para la medición de los componentes verticales y horizontales de la fuerza durante el ciclo de la marcha normal.<sup>7</sup>

A finales de la II Guerra Mundial surgieron los primeros laboratorios de Biomecánica y análisis del movimiento humano, principalmente en Estados Unidos lo que supuso un impulso en el conocimiento de la locomoción humana.<sup>1</sup> Se llevan a cabo numerosos estudios en veteranos de guerra, principalmente en amputados.<sup>65</sup>

En 1944 en la Universidad de California destacan Eberhast e Inman por sus investigaciones electromiográficas. En 1945 crearon un laboratorio de análisis de marcha humana. Describieron los parámetros cinemáticos de la marcha.<sup>8</sup> Aportaron datos sobre rotación e inclinación de la pelvis y el tronco mediante la utilización de un equipo de cinematografía con el que grababan a los sujetos caminando de frente y de perfil.<sup>8,65</sup>

En 1945 Scherb y Arienti colocaron contactos eléctricos en las suelas de los zapatos, en concreto en el talón y en primer y quinto metatarsianos.<sup>1,8</sup>

En 1947 Schwartz empleó registros neumáticos para cuantificar la presión en el talón y en las cabezas del primer y quinto metatarsianos.<sup>1,8,74</sup>

En 1952 Cunningham y Brown fabricaron una plataforma dinamométrica en cuyo diseño se han basado muchos sistemas posteriores de análisis de fuerzas.

En 1953 Holden y Muncey introdujeron transductores capacitivos de presión en zapatos fabricados especialmente para ese fin y mediante un osciloscopio registraron la carga y el tiempo.<sup>8,74</sup>

En 1954 Barnett estudia las fases de la marcha humana mediante un pedógrafo,<sup>8</sup> bloque grueso de gomaespuma con 640 varillas ordenadas para formar un bloque de 6x15 pulgadas. Se registraba fotográficamente el desplazamiento de cada varilla cuando el sujeto caminaba sobre ellas.

En 1960 Chodera desarrolla el pedobarógrafo para la investigación de las presiones plantares.<sup>52</sup>

En 1963 Bauman y Brand colocaron transductores de presión en la planta del pie e indicaron que, aun pudiendo alterar la marcha, son útiles para medir las cargas bajo el pie y presentan ventajas frente a otros sistemas.<sup>8,74</sup>

En 1965 Viladot Pericé y Viladot Voegli construyeron en el Hospital de San Rafael un pasillo de marcha al estilo del de Ducroquet, donde llevaron a cabo estudios con diversas técnicas como fotografía, cinematografía y vídeo, sobre las modificaciones de la marcha en deformidades del pie, en sujetos con endoprótesis, etc.<sup>8,75</sup>

En 1966 Rabischong y sus colaboradores idearon un nuevo método electropodográfico, utilizando para los registros estáticos cuatro captadores de presión y para los dinámicos ocho, que montaban en una plantilla o en un tapiz dinamométrico que contenía los captadores magnéticos.<sup>7,74</sup>

Murray, Ryker y Radcliffe determinaron los valores angulares en las articulaciones de los miembros inferiores en las distintas fases de la marcha.

Blievernicht diseñó en 1967 un dispositivo rotatorio en forma de cono para la sincronización de tres cámaras en los tres planos.

En 1971 Martorell empleó un baropodómetro con cinco dobles cilindros situados verticalmente sobre una plataforma.<sup>74</sup>

En 1974 Miura y colaboradores incorporaron la densitometría de color al sistema ideado por Elftman y llevaron a cabo estudios de la marcha, la carrera y el salto.<sup>7</sup>

En 1976 Scranton & McMaster utilizaron cristal líquido para realizar estimaciones analíticas de la distribución de presiones bajo el pie.<sup>7</sup> En este sistema una cámara fotográfica registra imágenes captadas en sucesivos

instantes. Las imágenes procesadas posteriormente permiten reconstruir el mapa de presiones en la planta del pie en cada instante.<sup>7,74</sup> Este mismo año Arcan y Bull prepararon un sistema óptico utilizando una capa flexible compuesta en una de sus superficies por semiesferas que al ser comprimidas se deforman y generan una huella circular cuyo diámetro se halla en una relación conocida con la presión aplicada.<sup>7,74</sup> Se obtienen unas imágenes que son susceptibles, mediante un equipo de vídeo o de forma directa, de tratamiento posterior con lo que queda determinado el mapa de presiones en la planta del pie.<sup>7,74</sup>

En 1978 M. Dhanendran describió un equipo constituido por 128 captore de fuerza de naturaleza extensiométrica.<sup>7</sup> En este mismo año Nicol y Henning describieron una técnica directa para medir la presión en puntos separados de la planta del pie utilizando una matriz de diodos que emiten luz y cuyo brillo depende de la presión aplicada.<sup>7</sup>

En 1980 Betts observó las variaciones de presión en términos de intensidad de luz reflejada en una interfase cristalina y desarrolló un método de proceso de imagen computarizada.<sup>7</sup> Simkin y Stokes desarrollaron en este año un programa computarizado para analizar la dinámica plantar y mostrar la distribución de fuerzas bajo el pie.<sup>7</sup>

Leduc cuantificó el reparto de presiones dentro de la huella empleando un fotoelastopodoscopio que consiste en una alfombra de esférulas que se coloca entre el pie y un material birrefringente y calibra la deformación causada por el peso. La fuerza se expresa en porcentaje y se obtiene una gráfica por cada huella. La resultante de las curvas da una imagen del reparto de presiones.<sup>7</sup> Draganich desarrolla un transductor con matriz de 7168 elementos combinados

con una plataforma de fuerzas que mide las coordenadas horizontales del centro de presión y el componente instantáneo del momento de fuerza.<sup>7</sup>

En 1981 Inman recopiló los conocimientos más actuales y novedosos sobre la marcha en ese momento en su libro: “Human Walking”.<sup>8,9,52</sup>

En 1982 Cavanagh y Henning desarrollaron una nueva técnica que consistía en una plantilla con 499 sensores de  $5\text{mm}^2$ , basados en principios piezoeléctricos.<sup>74</sup>

En ese mismo año Duckworth inició el análisis automático de la marcha<sup>7</sup> y Stokes desarrolló un programa computarizado para llevar a cabo un análisis de la dinámica plantar y mostrar la distribución de fuerzas bajo el pie.

En 1983 Katoh utilizó plataformas de fuerza para medir las fuerzas de reacción dinámica del suelo en sentido vertical, anteroposterior y mediolateral expresado como porcentaje del peso del cuerpo, así como el centro de presiones bajo el pie.<sup>7</sup> En este mismo año Peruchón crea unas plantillas flexibles con 256 electrodos circulares sobre una plataforma constituida por un elastómero conductor.<sup>74</sup>

En 1984 Pedotti y colaboradores aplicaron las propiedades piezoeléctricas en un nuevo modelo de registro de presiones.<sup>74</sup>

A finales de la década de los 80, aparecieron sistemas informáticos que permitieron importantes mejoras de los registros y análisis de los datos. Se desarrollan sistemas de baropodometría óptica y electrónica.<sup>74</sup>

A partir de 1986 se comercializó un sistema de baropodometría electrónica: EMED System®.<sup>74</sup> Libotte comienza a utilizar esta plataforma de medida a partir de 1989 para el análisis de la presión metatarsal en pacientes con

metatarsalgias, hallux valgus, hallus rigidus, deformidades postraumáticas del pie, estudio de pies con alteraciones de origen neurológico (polio, neuropatía diabética, etc.).<sup>74,76</sup> Esta técnica también ha sido empleada por otros autores como Henning (medición de presiones plantares en niños y adultos),<sup>74,77</sup> Hughes (estudios dinámicos de la marcha),<sup>74,78</sup> y Phillipson (análisis del efecto de la cirugía sobre la distribución de las presiones metatarsales en pacientes con artritis reumatoide a los que se les había realizado una resección de la cabeza de los metatarsianos).<sup>74,79</sup>

En 1990 se desarrolló en Italia el PODYNAMIC<sup>®</sup> System que es una plataforma con presocaptos protegidos por una capa de caucho.<sup>74</sup>

En 1992 Rose et al emplearon el sistema F-SCAN<sup>®</sup> que es una plantilla de 960 sensores resistivos. Mediante esta técnica se detecta, visualiza y graba la presión plantar durante la marcha.<sup>74,80</sup> En este mismo año Nevill describió el sistema GAITSCAN<sup>®</sup> que es empleado por Akhlaghi en 1994.<sup>74</sup> Emplea 8 transductores en cada plantilla formados por una lámina de discreta piezoelectricidad. Se obtienen buenos resultados pero el inconveniente es que hay que fabricar una plantilla para cada individuo lo que limita mucho su uso clínico.<sup>74</sup>

En 1993 se desarrolló una plataforma compuesta por sensores piezorresistivos que permitió medir las presiones plantares con una alta resolución y se desarrolla el PODOTRACK<sup>®</sup>, sistema sencillo para detectar anomalías de los apoyos plantares.<sup>74</sup>

La introducción de técnicas cada vez más sofisticadas y el diseño de programas informáticos que permiten el análisis de los datos obtenidos ha

significado un gran progreso en el estudio de la deambulación y ha hecho posible llevar a cabo investigaciones muy precisas sobre cada una de las fases del ciclo de la marcha, tanto en sujetos sanos como en personas con distintas patologías o lesiones.<sup>1,7</sup>

## 11. EXPLORACIÓN DE LA MARCHA:

### 11.1. ANAMNESIS Y EXPLORACIÓN GENERAL:

Se recogerán los datos de filiación, edad, sexo, peso, antecedentes enfermedad y personales de patologías que puedan influir en el normal desarrollo de la marcha, así como antecedentes personales de hábitos de vida, enfermedades, práctica deportiva, lesiones sufridas y posibles secuelas de las mismas.<sup>5,11,22,55,81,82,83</sup> (tabla 4).

<b>ANAMNESIS</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>-Edad, sexo, estado y profesión</li> <li>-Antecedentes patológicos (Anomalías congénitas, enfermedades hereditarias)</li> <li>-Antecedentes personales; antecedentes del parto, edad de inicio de la deambulación, anomalías del desarrollo.</li> <li>-Características ponderales</li> <li>-Patología previa</li> </ul>
<b>OBJETIVO DE LA VISITA</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>-Dolor, enfermedad, hiperqueratosis, cojera, alteraciones neurológicas, vasculares, etc.</li> </ul>
<b>ENFERMEDAD ACTUAL</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>-Fecha</li> <li>-Modo de inicio de la enfermedad</li> <li>-Evolución</li> <li>-Características del dolor (intensidad, horario, origen)</li> <li>-Restricciones de movilidad</li> </ul>

*Tabla 4. Anamnesis*

Antes de comenzar un estudio de la marcha es preciso llevar a cabo una exploración general, si bien, más centrada en el aparato locomotor, para detectar

asimetrías, posiciones anormales, trastornos de equilibrio y coordinación, parálisis, trastornos del tono, sensibilidad, postura, etc.<sup>84</sup>

### **11.2. EXAMEN DEL CALZADO:**

Tiene una gran importancia revisar el calzado del paciente por dentro y por fuera e incluso los calcetines para ver las zonas de mayor desgaste, que se corresponden con las regiones de mayor apoyo del pie.<sup>22,85</sup>

Cuando el pie es normal el calzado se desgasta principalmente por el lado externo del talón. Si el calzado está desgastado ofrece poco apoyo, si es un calzado rígido limita el adecuado movimiento del pie.<sup>5,39</sup>

Por otra parte el empleo de calzado de tacón alto, zapatos estrechos, etc. puede provocar dolor y deformidades que van a modificar diversos parámetros de la marcha.<sup>1,5,34,39</sup>

El examen del calzado aporta datos muy valiosos sobre el pie y deformaciones del mismo.<sup>34,39</sup>

También se examinará el calzado ortopédico, ortesis y prótesis del paciente.<sup>82</sup>

### **11.3. EXAMEN DE MIEMBROS INFERIORES:**

El examen de los miembros inferiores incluye aspectos anatómicos y dinámicos de la región.<sup>85</sup> Se examinarán los huesos, tejidos blandos, fuerza muscular, amplitud de movimientos de las distintas articulaciones y el estado circulatorio y neurológico.<sup>5,10,82,86,87</sup>

En toda valoración del miembro inferior, además de la exploración general (inspección, palpación, movilidad y estabilidad)<sup>10,86,87</sup> y la realización de diversas pruebas complementarias, es preciso observar la marcha del paciente y

apreciar la posición de la cabeza, cuello, tórax y raquis durante la misma, e incluso las extremidades superiores que, durante el proceso de deambulaci3n, experimentan un movimiento pendular o de balanceo.<sup>1,6,84</sup>

El examinador detectar3 la acci3n de cada uno de los segmentos corporales y cualquier anormalidad en las distintas fases de la marcha.<sup>88</sup>

Se realizar3n mediciones de ambos miembros inferiores para descartar asimetrías.<sup>52,86,88</sup>

### **11.3.1.Examen de pie y tobillo:**

Se explorar3 el pie en bipedestaci3n y mientras el sujeto camina.<sup>89,90</sup>

Se obtendr3n datos sobre la morfología del pie, presencia de edemas, signos inflamatorios, color del pie,<sup>81,87</sup> temperatura, pulsos,<sup>86,87</sup> estados de nutrici3n e hidrataci3n de la piel,<sup>87</sup> inervaci3n, sensibilidad,<sup>81</sup> elasticidad de los tejidos, deformidades,<sup>91</sup> heridas, fracturas, etc.<sup>5,22,92,93,94,95</sup>

#### **11.3.1.1.Morfología:**

Se apreciar3 la morfología de ambos pies en carga y descarga.<sup>89,90</sup>  
Detectar posibles disimetrías.<sup>85,93,94</sup>

#### **11.3.1.2.Tipo de bóveda, de tal3n y de antepié:**

##### **a. B3veda:**

Mediante estudio con podoscopio o an3lisis de huellas plantares puede determinarse si el sujeto tiene un pie normal o si presenta deformidades como pies planos, cavos, equinos, etc.<sup>5,81</sup>

##### **b. Tal3n:**

El tal3n forma un 3ngulo con el resto de la pierna. Se considera fisiol3gico un 3ngulo de 5-10° en valgo.<sup>81</sup>

**c. Antepié:**

La fórmula digital viene definida por la longitud de los dedos del pie:<sup>5</sup>

- **Pie egipcio:**

El dedo gordo es más largo que el segundo y el resto van siendo también más cortos.<sup>5,94,97,98,99</sup>

$$1 > 2 > 3 > 4 > 5$$

- **Pie griego:**

El dedo gordo es más corto que el segundo, los demás van acortándose con relación al segundo.<sup>5,94,97,98,99</sup>

$$2 > 1 \geq 3 > 4 > 5$$

- **Pie cuadrado:**

El dedo gordo y el segundo dedo son de la misma longitud. Los demás van disminuyendo.<sup>5,94,97,98,99</sup>

$$1 = 2 \geq 3 \geq 4 > 5$$

Lelièvre et al. (1982) realizaron un estudio en 8000 pies con los siguientes resultados:<sup>5</sup>

- Pie egipcio: 64'2%
- Pie griego: 14'8%
- Pie cuadrado: 20%
- Formas no clasificadas: 1%

Viladot Pericé, A. (1984) estudió 1000 pies y sus resultados fueron:<sup>5</sup>

- Pie egipcio: 69%

- Pie griego: 22'3%
- Pie cuadrado: 8'7%

Viladot estudió también los pies de bailarines del London Festival Ballet, del Ballet del Liceo, etc. obteniendo un 51% de pies egipcios, un 24% de pies griegos y un 24% de pies cuadrados.<sup>5</sup>

Valdivieso estudió 222 sujetos y obtuvo también un mayor predominio de pies egipcios (63'06%), frente a los pies griegos (32'88%) y pies cuadrados, que fueron los menos numerosos (4'05%).<sup>97</sup>

Dentro de estas fórmulas, que son las más comunes, pueden distinguirse subtipos:

- **Pie halomegálico:** Tiene la misma fórmula digital que el pie egipcio pero el primer dedo es apreciablemente más largo que el segundo.<sup>94</sup>
- **Pie Estándar:** El pie estándar es una variación del pie griego, en este caso, el tercer dedo también sería mayor que el primero y el quinto dedo mucho más pequeño que el cuarto.<sup>94</sup>

Ninguna de estas formas es considerada patológica pero parece ser que algunas de ellas pueden estar más relacionadas con determinadas deformidades, por ejemplo, los sujetos con pie egipcio parece ser que desarrollan con más frecuencia hallux valgus.<sup>81</sup>

#### 11.3.1.3. Temperatura:

Se emplean técnicas de termografía,<sup>100</sup> es decir, un registro espectrométrico de los infrarrojos emitidos por el cuerpo humano, en este caso por el pie, y que permiten realizar una evaluación de la temperatura y gradientes térmicos.<sup>101</sup> Para llevar a cabo el registro de emisión térmica cutánea se emplea

una cámara que focaliza las radiaciones infrarrojas sobre un detector y las transforma en una señal eléctrica, lo que permite su visualización en forma de cartografía térmica.

La exploración será siempre bilateral para observar posibles diferencias entre un lado y otro.<sup>11</sup>

En condiciones normales se obtienen unas zonas calientes y otras frías;

- Zonas calientes: Bóveda plantar y perimaleolar
- Zonas frías: Maleolos, talón y dedos.

A veces se obtienen falsos positivos, por ejemplo en niños, a causa del cojinete adiposo plantar, o diversos relieves del pie, que den lugar a falsas zonas calientes.<sup>11</sup>

Un descenso de la temperatura indica un trastorno de irrigación y un aumento de ésta sugiere un proceso inflamatorio local o general o una infección.<sup>81</sup>

#### **11.3.1.4. Alteraciones del volumen:**

Una disminución del perímetro hace pensar en una atrofia.<sup>81</sup> El aumento del volumen sugiere edemas por alteraciones de la circulación, inflamaciones, tumoraciones como quistes sinoviales, etc.<sup>5,22,81,85,87</sup>

#### **11.3.1.5. Pulsos arteriales:**

Pedio, tibial posterior.<sup>5,22,81</sup>

#### **11.3.1.6. Puntos dolorosos:**

Puede ser dolor espontáneo, a la palpación,<sup>81,102</sup> o dolor al apoyar el pie sobre el suelo lo que provoca marchas antiálgicas.<sup>5,11,22,97</sup>

#### **11.3.1.7. Identificación de zonas de mayor apoyo:**

Apreciar zonas con hiperqueratosis<sup>5,11</sup> o hipertrofia de la capa córnea por microtraumas repetidos.<sup>81,96</sup>

#### **11.3.1.8. Alteraciones:**

Presencia de verrugas, úlceras, tumoraciones, traumatismos, coloración anormal (palidez, cianosis, enrojecimiento), etc.<sup>81,96</sup>

#### **11.3.1.9. Artrometría:**

Movilidad activa y pasiva de las articulaciones del pie y tobillo.<sup>5,11,81</sup>

#### **11.3.1.10. Balance muscular:**

Técnica de examen manual que asocia la exploración del movimiento con un balance de la fuerza muscular.<sup>5,11,81</sup>

#### **11.3.1.11. Examen neurológico:**

Se inspecciona la posición natural del pie, su movilidad tanto activa como pasiva, tono muscular, estudio de la sensibilidad, reflejo cutáneo-plantar, etc.<sup>5,10,11,22,85,103</sup>

#### **11.3.2. Examen de pierna, rodilla, muslo y cadera:**

Se observará la morfología, simetría del desarrollo óseo, trefismo muscular y posición espontánea de la extremidad, comparando ambos lados por si existen asimetrías.<sup>10,83,87</sup>

También se apreciará el estado de la piel y tejido subcutáneo (Coloración, erupciones, manchas, etc.), los vasos arteriales y venosos (Ej. Presencia de varices).<sup>83,87</sup>

Se explorará la movilidad pasiva de las articulaciones (puede estar dificultada en artrosis y artritis).<sup>10</sup>

Se evaluarán también el tono muscular, reflejos (rotuliano y aquileo), sensibilidad, variaciones del volumen, deformidades, acortamiento, lesiones traumáticas, cicatrices, etc.<sup>10,87</sup>

#### **11.4. Examen de extremidades superiores:**

Se observará la morfología general, tono muscular, movimientos pasivos y activos con y sin resistencia, asimetrías, deformidades, posición espontánea, dolor, alteraciones del movimiento, etc.<sup>83,87</sup>

#### **11.5. Examen del raquis:**

Exploración estática y dinámica del raquis para apreciar deformidades, asimetrías, lesiones, dificultades de movimiento que puedan alterar la postura o el patrón de marcha normal.<sup>86</sup>

Se evaluarán los movimientos pasivos, activos y resistidos.<sup>86</sup>

#### **11.6. Pruebas complementarias:**

Se realizarán aquellas pruebas complementarias que se crean de interés para establecer el diagnóstico de patologías o malformaciones locales o generales que puedan modificar el patrón de marcha normal; analíticas, radiografías en distintas proyecciones,<sup>24</sup> tomografías, resonancia magnética nuclear, fotopodograma, etc.<sup>5,81,82,101,104</sup>

##### **11.6.1. Radiología:**

Se obtendrán proyecciones radiológicas del pie tanto en carga como en descarga, en proyección dorsoplantar y lateral, estas proyecciones básicas pueden complementarse con proyecciones oblicuas o tangenciales. Se llevará a cabo un estudio comparativo de ambos pies.<sup>81,90,105</sup>

La exploración dorsoplantar y lateral bilateral, sin carga, informa sobre la estructura anatómica del pie y alteraciones morfológicas del mismo.<sup>5,11,22,81,106</sup>

En las radiografías pueden realizarse diversas mediciones, como por ejemplo el ángulo de Costa Bertani,<sup>107</sup> ángulo de Hibbs, ángulo de Rocher, ángulo de Caplan y Simmonds, ángulo de Davis-Hatt y Templeton, ángulo de Djian-Annonier, ángulo de Fick, Línea de Feiss, línea de Schade, línea de Méary, columna interna de Giannestras, etc.<sup>11,81,82,105</sup>

El estudio radiológico servirá también para detectar lesiones o patologías que puedan producir alguna alteración de la marcha.

Se pueden realizar también radiografías del resto de la extremidad inferior para el diagnóstico de diversas lesiones que puedan provocar alteraciones de la marcha como fracturas, fisuras, artrosis, osteoporosis, etc.

#### **11.6.2. Obtención de huellas plantares:**

El estudio de huellas plantares tiene una gran importancia para conocer la forma y estructura del pie, las zonas de mayor y menor apoyo,<sup>108</sup> alineación de los ejes, deformidades, etc.<sup>55,81,109</sup>

Pueden utilizarse numerosas técnicas para obtener impresiones plantares,<sup>5,11,98,106</sup> como por ejemplo:

- Podograma<sup>5</sup>
- Impresión en relieve
- Impresión gráfica
  - Fotoestatograma
  - Fotopodograma<sup>5,24,99</sup>
  - Radiofotopodograma<sup>5,81,99,107</sup>

- Impresión gráfica de presiones ( Presopodoscopia)
- Impresión directa ( Podoscopia)<sup>81</sup>

Estas técnicas serán descritas en el capítulo de “técnicas de estudio de la marcha”.

#### **11.6.3. Termografía:**

Esta técnica ya ha sido descrita en el apartado de exploración del pie.

#### **11.6.4. Ecografía:**

Es una técnica fiable y útil para detectar lesiones musculotendinosas, inflamaciones, masas, quistes abscesos, hematomas y cuerpos extraños.<sup>81</sup>

#### **11.6.5. Tomografía computarizada:**

Aporta datos sobre las estructuras óseas y también sobre partes blandas. Puede emplearse para valoración de fracturas.<sup>81,110</sup> El estudio tomográfico ha de ir precedido de un estudio radiológico convencional, puede complementarse con la administración intravenosa de contrastes.<sup>110</sup>

#### **11.6.6. Resonancia magnética nuclear:**

Permite realizar la exploración en los tres planos del espacio; coronal, sagital y transversal.<sup>81</sup> Útil para detectar procesos que afectan a partes blandas; roturas tendinosas, tendinitis, lesiones ligamentosas, etc.<sup>81</sup>

La utilidad de esta prueba reside principalmente en la precocidad con la que pueden detectarse lesiones infiltrantes, su extensión a tejidos blandos.<sup>81,90</sup>

Las imágenes son de alta resolución y en diversos planos.<sup>81,90</sup>

**11.6.7. Gammagrafía ósea:**

Útil en el diagnóstico de fracturas, por ejemplo fracturas de estrés en el pie y necrosis óseas.<sup>81</sup> La gammagrafía es positiva antes de que aparezcan signos radiológicos.<sup>81</sup>

**11.6.8. Electromiografía:**

Para llevar a cabo la exploración de los distintos grupos musculares.<sup>5,57,105</sup>

**11.6.9. Pruebas analíticas:**

Las pruebas analíticas tienen una utilidad limitada pero pueden ser de interés en patologías como la gota (con estudios analíticos se detecta la hiperuricemia), enfermedades inflamatorias el tejido conectivo, etc.<sup>81</sup>

**11.7. Exploración de la marcha:**

Es fundamental la observación del sujeto mientras camina pero también se pueden aplicar diversas técnicas para conocer aspectos de la marcha: cinemáticos, cinéticos, energéticos, etc.<sup>5</sup>

Lo más adecuado para la exploración de la deambulación es disponer de una pista de marcha, de unos 10 metros aproximadamente.<sup>88</sup> También se puede emplear una alfombra o tapiz rodante a velocidad constante.<sup>88</sup>

**11.7.1. Tapiz rodante:****a. Ventajas:**

- Permite al examinador mantener una visión perfectamente sagital o frontal.<sup>88</sup>
- Se mantiene la distancia entre el examinador y el sujeto a examinar.<sup>88</sup>

- La regularidad del paso ayuda a reproducir la observación en condiciones idénticas y tantas veces como sea necesario.<sup>88</sup>

- Mediante este sistema se puede analizar la marcha a distintas velocidades y con inclinación variable en un espacio pequeño.<sup>88</sup>

**b. Inconvenientes:**

- Se trata de una marcha artificial pues es el suelo el que se desplaza bajo los pies y no a la inversa.<sup>88</sup>

- La velocidad impuesta al sujeto no corresponde necesariamente al ritmo habitual del sujeto, ni se permite que éste camine a velocidad libre.<sup>88</sup>

- La mayoría de los sujetos precisan un entrenamiento previo.<sup>88</sup>

**11.7.2. Pista de marcha:**

La pista de marcha presenta como ventaja permitir que el sujeto se desplace sin impedimentos a su ritmo habitual. El inconveniente principal es que se precisa una sala de al menos 10 metros de largo con espacio suficiente para que el individuo camine y para que el examinador pueda alejarse lo suficiente para observar la marcha desde una posición adecuada. Los primeros y últimos pasos no son buenas referencias, por ello cuanto mayor sea la distancia que el sujeto pueda recorrer se aportarán más datos al examinador.<sup>88</sup>

En primer lugar puede observarse la marcha de manera general, valorando la longitud de la zancada, del paso, anchura del mismo, cadencia y velocidad.<sup>88</sup>

El examen se realizará con el sujeto desvestido y descalzo aunque también es interesante estudiar cómo camina con ropa y calzado y observar cómo estos factores pueden modificar algunas características de su patrón de marcha.<sup>88</sup>

Se observará al sujeto de perfil, de un lado y de otro por si existen asimetrías. Se apreciará la armonía y regularidad de los pasos y movimientos sagitales del pie, rodilla y cadera. Los pasos han de ser armónicos y sin interrupción y su longitud ha de ser igual entre ambos lados con la misma velocidad de paso derecho e izquierdo.<sup>88</sup> (Tabla 5)

También presenta gran interés la observación de frente y de espaldas para apreciar la separación de los pies, rodillas y las asimetrías laterales de la pelvis.<sup>88</sup>

Se puede llevar a cabo la medición de distintos parámetros como la cadencia, velocidad, longitud y anchura del paso, ángulo del paso, etc.

<b>EXAMEN DE LA POSTURA Y LA MARCHA</b>	
<b>POSTURA</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Postura de la cabeza, tronco y extremidades</li> <li>✓ Bipedestación con base espontánea y con los pies juntos</li> </ul>
<b>MARCHA</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Inicio de la marcha</li> <li>✓ Longitud y anchura del paso, velocidad, cadencia, etc.</li> <li>✓ Separación pie-suelo.</li> <li>✓ Movimiento pendular de miembros superiores</li> <li>✓ Marcha en tándem</li> </ul>
<b>MANIOBRAS ESPECIALES</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Maniobra de Romberg (equilibrio)</li> <li>✓ Maniobra del empujón (equilibrio)</li> <li>✓ Cambios posturales; levantarse de una silla</li> <li>✓ Escala de Tinetti; equilibrio y marcha (empleada en ancianos)</li> <li>✓ Prueba “up &amp; go” cronometrada; equilibrio, marcha y capacidad funcional (ancianos)</li> </ul>
<b>EXAMEN ARTICULAR, MOTOR, SENSITIVO</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Movilización articular pasiva</li> <li>✓ Masa muscular</li> <li>✓ Tono muscular</li> <li>✓ Fuerza</li> <li>✓ Movimientos del tronco (cambios posturales; pasar de decúbito supino a decúbito prono)</li> <li>✓ Reflejos profundos</li> <li>✓ Prueba talón rodilla; coordinación</li> </ul>

*Tabla 5 Examen de la postura y la marcha.*

## 12. MÉTODOS DE ESTUDIO DE LA MARCHA

### 12.1. MÉTODOS CINEMÁTICOS:

Centrados en el estudio de la dinámica del movimiento pero no de las fuerzas que lo originan.<sup>7</sup> Se describen los movimientos que se producen durante la marcha mediante la determinación de posiciones, velocidades, aceleraciones, etc.

El método ideal para observar los movimientos que se producen durante la marcha sería la captación de imágenes del sujeto objeto de estudio desde distintos ángulos, una visión de frente, de espaldas, de perfil, desde arriba y desde abajo, por ejemplo mediante el empleo de una caja de cristal, o de muros transparentes desde los cuales pudiera seguirse la progresión del sujeto con cámaras de cine o vídeo que avanzarían paralelamente al sujeto que se está desplazando, mediante la utilización de un sistema de “travelling”.<sup>17</sup>

La visión de espaldas o de frente permite mostrar las oscilaciones y traslaciones laterales en el plano frontal.<sup>17</sup>

Desde el lateral se examinaría la progresión del sujeto en el plano sagital.<sup>17</sup>

Desde arriba podría observarse el giro de la cintura escapular en el plano horizontal.<sup>17</sup>

Desde abajo se apreciarían las huellas de las pisadas y se podría medir la longitud, anchura y ángulo del paso.<sup>17</sup>

**12.1.1. Inspección:****a. Observación del individuo mientras camina:**

Es la forma más sencilla de estudiar la marcha.<sup>1,11,17</sup> De esta forma pueden apreciarse las alteraciones más groseras de la forma de caminar.<sup>8</sup> Aunque la observación sea minuciosa pueden pasar desapercibidas las alteraciones menos evidentes y además no queda ningún registro para poder revisar posteriormente los hallazgos.<sup>8,52</sup>

Puede emplearse una pista de marcha o un tapiz rodante,<sup>88</sup> como se ha expuesto anteriormente.

El proceso de análisis visual de la marcha puede realizarse en dos etapas, primero una observación global y posteriormente una secuencia anatómica para ordenar los distintos acontecimientos que se producen en las diferentes articulaciones y en cada fase de la marcha.<sup>88</sup>

**b. Pasillo de espejos de Ducroquet:**

El pasillo de espejos de Ducroquet consiste en un juego de cinco espejos que permite al observador ver simultáneamente todos los planos del individuo durante la marcha.<sup>11,17</sup>

**12.1.2. Fotografía:**

Es un método complementario del anterior.<sup>11</sup> Existen numerosas técnicas fotográficas, pero sea cual sea la utilizada en el estudio de la marcha, el objetivo consiste en seguir la trayectoria del movimiento, en el espacio bidimensional o tridimensional, de puntos del cuerpo adecuadamente seleccionados. Dichos puntos suelen ser las prominencias óseas cercanas a las articulaciones.<sup>1,11,57</sup>

- Técnica de exposición múltiple con una velocidad de 26 disparos/segundo.<sup>11</sup>
  - Exposición prolongada que permite recoger en una sola imagen varias fases del movimiento.<sup>11</sup>

### **12.1.3. Cinematografía:**

Ducroquet fue pionero en la aplicación de la cinematografía en el análisis de la marcha normal y patológica,<sup>17</sup> Eberhart grabó con cámaras de cine el movimiento en distintos soportes de imagen empleando marcadores corporales. Posteriormente Sutherland y Winter emplearon técnicas similares.<sup>8</sup>

La exploración de la marcha únicamente mediante observación directa aporta insuficientes datos para un estudio completo de la locomoción. El ojo humano no ve más de doce imágenes por segundo y no puede apreciar todos los fenómenos que se producen en ese intervalo de tiempo o captar los movimientos que se producen a la vez en distintas articulaciones.<sup>1,11,52</sup>

Antes de que surgieran las técnicas automáticas de análisis cinemático, los primeros estudios se realizaban mediante la utilización de cintas de película, cuyas filmaciones permitían estudiar las características del movimiento realizado por un individuo durante la marcha o la carrera. Este sistema era seguido de un largo y complejo proceso de digitalización imagen por imagen.<sup>1,11,57</sup>

Consiste en filmar al individuo mientras camina. Al analizar los fotogramas se pueden apreciar las características del movimiento que tiene lugar en cada 1/50 parte de segundo. (Con cámaras especiales se pueden alcanzar velocidades de hasta 400 fotogramas por segundo).<sup>1,11,57</sup>

Pueden emplearse pasillos de marcha;<sup>17</sup> un pasillo de cristal que refleja la imagen de la huella plantar, en unos sistemas de espejos y permite la visualización y la obtención de película cinematográfica o vídeo de los diferentes apoyos que realiza el individuo.<sup>1,11</sup>

#### **12.1.4. Vídeo:**

Tiene las mismas bases que la técnica anteriormente descrita con la ventaja de ser un sistema más económico, aunque no se alcanzan las mismas velocidades ni la misma calidad de imagen que con la cinematografía.<sup>11</sup> Se obtienen imágenes bidimensionales y con frecuencia distorsionadas pues para obtener el ángulo absoluto de las articulaciones, la cámara ha de seguir al sujeto objeto de estudio formando siempre un ángulo de 90° con la línea de avance.<sup>1,11,52,57</sup>

Presenta las siguientes ventajas:

- Proporciona un registro permanente
- Permite la observación de sucesos rápidos.
- Permite reducir el número de paseos y por tanto la fatiga.
- Facilita la enseñanza del análisis visual a terapeutas y el aprendizaje de la marcha de pacientes en rehabilitación.

Principalmente es un método de análisis cualitativo pero conectado a un ordenador también puede ofrecer datos cuantitativos: cadencia, longitud de zancada y velocidad. Pueden obtenerse también ángulos articulares, midiendo directamente en la pantalla o empleando algún digitalizador sobre la misma. (Estas medidas son de poca precisión por las distorsiones introducidas por la cámara, el magnetoscopio y la pantalla).<sup>1,8,11,57</sup>

Generalmente se realizan unos paseos de prueba antes de comenzar a grabar. Se instala la cámara y se ajusta el zoom para tomar el cuerpo entero desde la cabeza a los pies. Se graba desde un lateral mientras el sujeto camina a lo largo del pasillo de marcha. Se grabará también cuando dé la vuelta y camine en sentido contrario. Posteriormente se grabará únicamente el cuerpo por debajo de la cintura y luego se grabará una vista frontal y otra de espaldas.<sup>1,8,11</sup>

Puede emplearse también la **televidiopodometría** que consiste en una pasarela podoscópica de 4 metros sobre la que camina el paciente. Las huellas son recogidas por un sistema de televisión conectado a un ordenador que elabora e imprime la información recibida.<sup>1,57</sup>

Se obtiene un mapa isobárico que evidencia las presiones que transmite el pie. El mapa coloreado según las presiones marcadas refiere hasta diferencias de presión de 700 g/cm.<sup>1</sup>

#### **12.1.5. Técnica de exposición múltiple:**

Sistema de imagen sencillo y económico. El equipo está formado por una cámara en un cuarto oscuro y una luz continua estroboscópica que ilumina al sujeto por períodos regulares de 20 veces/segundo. Se colocan distintos marcadores en el paciente de forma que cada imagen recoja la posición del cuerpo en ese momento. Se obtienen diagramas de líneas o barras que indican la posición que tienen los segmentos del miembro inferior en cada intervalo de tiempo. Los datos se obtienen rápidamente pero el análisis del rango del movimiento articular resulta complejo por la superposición de imágenes. Por otra parte, la luz estroboscópica puede distraer al paciente durante la marcha.<sup>1,11</sup>

### **12.1.6. Otras técnicas de análisis óptico:**

Se han ido desarrollando nuevas técnicas para el análisis del movimiento basadas en métodos de análisis óptico. Estos sistemas recogen los desplazamientos durante la marcha de diferentes marcadores colocados en zonas anatómicas específicas del paciente. Existen dos tipos de equipos según si los marcadores actúan activa o pasivamente. Si actúan de forma pasiva los marcadores reflejan pasivamente la luz que es enviada por la cámara y ésta, a su vez, recoge dicho reflejo. Los marcadores activos son los que emplean una vía de emisión de luz propia que será recogida posteriormente por la cámara.<sup>1,8,11,57</sup>

En su mayoría, los sistemas que utilizan marcadores pasivos tienen la desventaja de precisar software para realizar, en cada momento, la detección del desplazamiento de dichos marcadores. Los datos obtenidos mediante este sistema son digitalizados y analizados por un ordenador, lo que permite su observación directa en pantalla.<sup>1,11,57</sup>

Los equipos que emplean marcadores activos presentan el inconveniente de que los pacientes deben llevar consigo mientras realizan la prueba, un sistema de baterías que será fuente de la luminosidad de los marcadores.<sup>1,11,57</sup>

En los dos casos, como es imposible colocar marcadores en el centro del movimiento articular, su emplazamiento ha de ser calculado matemáticamente para obtener todos los datos cinemáticos y cinéticos de la marcha en todas las articulaciones implicadas de forma tridimensional.<sup>1,11,57</sup>

Para obtener una imagen tridimensional del movimiento se procede al cálculo de los centros de giro articular con una combinación de medidas

realizadas sobre el sujeto y de datos antropométricos que se han programado previamente en el ordenador.<sup>1,11,57</sup>

Con estas técnicas se pueden obtener gráficas de la velocidad y aceleración (tanto angular como lineal) de los segmentos que constituyen la extremidad inferior. Estos sistemas se complementan con los registros obtenidos en plataformas de fuerza y técnicas de electromiografía dinámica que permite la inclusión de la actividad muscular durante el ciclo de la marcha.<sup>1,11,57</sup>

#### ▪ **Cinerradiología:**

Películas de la radiología de determinadas articulaciones mientras éstas se mueven.<sup>11</sup>

Su principal ventaja es que aportan una descripción muy buena de la cinemática articular, pero el inconveniente fundamental es que sólo puede realizarse en el período de apoyo de la extremidad, ya que el aparato de rayos X y la cámara no pueden seguir al paciente durante la fase de oscilación.<sup>11</sup>

#### **12.1.7. Acelerómetros:**

Miden la aceleración de las distintas partes del cuerpo. Sirven para valorar la dinámica del centro de gravedad del organismo o de un segmento determinado. Suele asociarse con métodos fotográficos.<sup>1,52</sup>

Para el estudio de los movimientos humanos y más concretamente para el estudio de la marcha bipodal se emplean acelerómetros que gozan de las siguientes ventajas:<sup>1</sup>

- Permiten la medida de bajas frecuencias.
- Pueden ser de peso muy pequeño.
- Tienen gran precisión.

- Son equipos poco costosos.
- Proporcionan información en tiempo real.

Pero estos sistemas presentan también algunos inconvenientes:<sup>1</sup>

- Necesitan sujeción sólida
- El sujeto ha de ir cableado o con un sistema de telemetría.
- Son sistemas frágiles.

#### **12.1.8. Goniómetros:**

Aplicados sobre la extremidad sirven para medir la movilidad angular de una determinada articulación durante la marcha.<sup>11,52</sup>

El goniómetro es un instrumento sencillo de plástico o de metal formado por dos brazos móviles milimetrados unidos a un transportador de ángulos empleados para el análisis pasivo del movimiento articular.<sup>11</sup>

Se coloca uno de los brazos fijo sobre el extremo proximal de la articulación y el otro en el segmento articular opuesto. El centro de giro articular debe situarse en el punto de unión de ambos brazos del goniómetro que, a su vez, debe coincidir con el cero del transportador de ángulos. El brazo móvil, que se desplaza a lo largo de todo el recorrido articular acompañando el segmento distal, indicará los grados de amplitud total de movimiento de la articulación explorada.<sup>11</sup>

#### **12.1.9. Electrogoniómetros:**

Son sistemas de medida más sofisticados basados en los anteriores. Se trata de potenciómetros que, sujetos a los dos segmentos articulares y una vez alineado su centro con el eje de movimiento de la articulación, permiten obtener el rango de amplitud articular tanto activo como pasivo. Mantienen un voltaje

continuo a través del engranaje de unión de ambos brazos y con el movimiento de uno de los segmentos articulares se produce un cambio de potencial que va a depender del ángulo articular.<sup>11</sup>

Se trata de un sistema poco costoso y que además permite recoger los datos de forma rápida y sencilla a través de un ordenador.

Exceptuando la articulación del tobillo, el resto de articulaciones del pie se exploran con dificultad mediante goniometría pues se trata de articulaciones pequeñas con escasa amplitud de movimiento aislado.<sup>11</sup>

#### **12.1.10. Equipo de ultrasonidos:**

El equipo de ultrasonidos consiste en un digitalizador en tres dimensiones con cuatro micrófonos. Para su empleo se colocan pequeños emisores de ultrasonidos sobre el sujeto. El equipo funciona haciendo emitir secuencialmente a los emisores y midiendo el tiempo que tarda el sonido en llegar a los micrófonos para calcular la posición de cada uno de los emisores en coordenadas referidas al marco en el que se sitúan los micrófonos.<sup>1</sup>

Las ventajas de este sistema de análisis son la elevada resolución espacial y la obtención de datos en tiempo real. Como inconvenientes la limitada frecuencia de muestreo y la incomodidad para el sujeto a causa de los cables que van desde los emisores a la unidad (También se han desarrollado equipos con transmisión por infrarrojos que minimizan este inconveniente) y la limitación del estudio a un solo lado del cuerpo.<sup>1</sup>

#### **12.1.11. Cronómetro y cinta métrica:**

Para obtener parámetros descriptivos del ciclo de la marcha como velocidad, cadencia, longitud del paso y la zancada, anchura del paso, etc.<sup>8</sup>

## **12.2.MÉTODOS CINÉTICOS:**

Estos métodos estudian las fuerzas que se producen durante la marcha.<sup>7,11</sup>

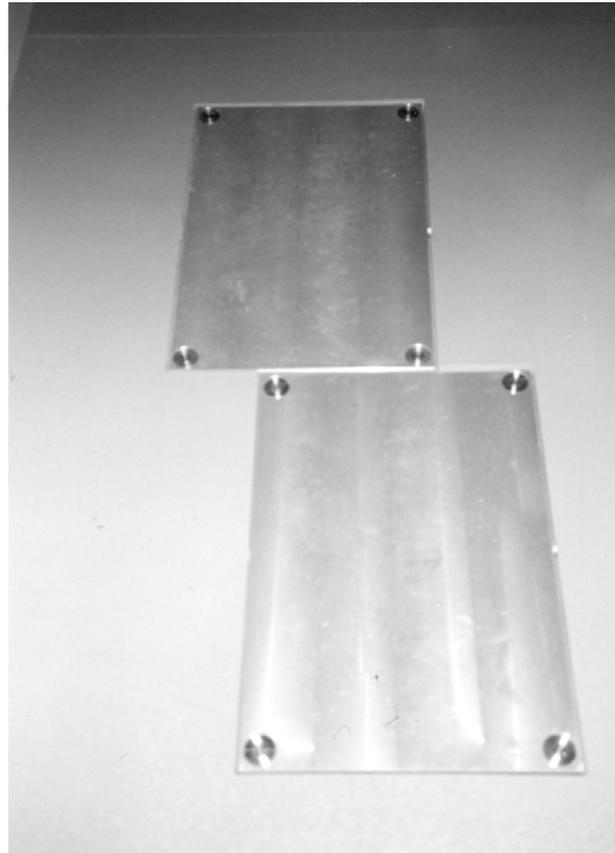
### **12.2.1. Plataformas dinamométricas:**

Las plataformas de fuerza son sistemas de análisis cinético del movimiento que permiten medir las fuerzas externas que el pie ejerce sobre el suelo durante la marcha, la carrera o el salto.<sup>8,52</sup>

Estas técnicas tienen su fundamento en la tercera ley de Newton o principio de acción-reacción; puede obtenerse el valor de una fuerza externa ejercida sobre una superficie al hallar la fuerza que origina, igual en magnitud y dirección pero de sentido contrario. Toda fuerza aplicada sobre la plataforma producirá una señal eléctrica proporcional a la fuerza aplicada y que se proyectará en los tres ejes del espacio.<sup>1,11,52</sup>

Una plataforma dinamométrica es una superficie plana cuyo desplazamiento, debido a una fuerza, se puede medir. La plataforma ha de ser rígida, para que su desplazamiento resulte imperceptible a la persona que camina sobre dicha plataforma. (Figura 3)

Para medir estos desplazamientos mínimos las plataformas han de estar equipadas con unos sensores (galgas extensiométricas, cristales piezoeléctricos) conectados a un sistema electrónico de amplificación y registro.<sup>1,11</sup>



*Fig. 3.- Plataformas dinamométricas*

Existen distintos tipos de plataformas de fuerzas; de cristales piezoeléctricos, de galgas extensiométricas, capacitativas, etc.<sup>1,11</sup>

Las plataformas dinamométricas de galgas extensiométricas están compuestas por una plataforma rígida de acero que está montada sobre cuatro columnas en las que se encuentran las galgas extensiométricas.<sup>11</sup>

Cuando se ejerce presión sobre la plataforma se producen pequeñas tensiones sobre las columnas que la soportan y esto origina cambios sobre las galgas. La medición de esos cambios se utiliza para obtener la fuerza resultante y sus tres componentes espaciales.<sup>11,52</sup> También se puede determinar el punto de aplicación de dicha fuerza en cada momento del apoyo.<sup>11</sup>

Las plataformas dinamométricas piezoeléctricas se basan en el mismo principio de cambio de resistencia eléctrica pero en su diseño se emplea material con propiedades piezoeléctricas, lo que tiene como consecuencia la creación de pequeñas cargas de electricidad estática dentro del material como respuesta a la presión.<sup>1,11</sup>

La componente vertical es la de mayor magnitud y es la relacionada con la gravedad (peso del cuerpo actuando sobre el pie).<sup>1,7,8,11</sup> Al estudiar la gráfica de esta componente vertical se observa una curva con dos picos, el primero de ellos situado al inicio y el segundo al final de la gráfica, los cuales coinciden con las dos fases de doble apoyo que tienen lugar en cada ciclo de la marcha.<sup>1,7,8,11</sup> Los valores que se registran en esos dos picos son superiores al peso del cuerpo y su magnitud se modifica con las variaciones de la velocidad.<sup>1</sup> Las fuerzas paralelas, anteroposterior y mediolateral son de menor magnitud y están originadas por las fuerzas de fricción entre el pie y el suelo.<sup>1,11</sup> Estas últimas son las responsables de la aceleración lateromedial y longitudinal que se crean durante el choque de talón y la fase de impulso del pie y son las causantes del movimiento de avance del cuerpo.

La componente anteroposterior está representada por una curva que en su inicio indica la deceleración que se produce cuando el pie contacta con el suelo y que alcanza su máximo valor en la fase de doble apoyo, posteriormente la fuerza disminuye hasta hacerse cero en el momento del apoyo monopodal, cuando el centro de gravedad se encuentra sobre el pie que soporta toda la carga, después se observa un nuevo pico en la gráfica que alcanza un valor máximo cuando se inicia la fase de apoyo bipodal.<sup>7,8</sup>

La componente mediolateral es la de menor magnitud. Existe una pequeña muesca de dirección lateral que se inicia cuando el pie contacta con el suelo y termina en la fase de doble apoyo. Su máximo valor se consigue en la mitad del doble apoyo y representa la resistencia del suelo a la pronación del pie. Después de esa muesca puede observarse una curva de dirección medial de pequeña amplitud que se extiende durante toda la fase de apoyo y que se corresponde con las fuerzas de supinación que se están produciendo en el pie durante el apoyo. Su amplitud es mayor cuando aumenta la inestabilidad del sujeto.<sup>8</sup>

La fuerza resultante es la que representa la acción total de las fuerzas de acción-reacción que están actuando sobre todo el pie.

Las fuerzas de torsión traducen los movimientos de rotación interna y externa de la extremidad inferior durante la deambulaci3n.<sup>8,69</sup>

Estas plataformas pueden emplearse en el campo de la Biomecánica para realizar estudios de la marcha en humanos y animales, tiene aplicaciones en Ortopedia, como método de ayuda para el diseo y adaptaci3n de prótesis, así como diversas aplicaciones en Neurología, Rehabilitaci3n y Medicina Deportiva.<sup>1,8</sup>

Si el estudio se va a realizar en una persona que utiliza habitualmente para desplazarse una muleta, además de emplear las plataformas de fuerza puede utilizarse también una muleta instrumentada.<sup>2</sup>

### **12.2.2. Plantillas instrumentadas:**

Registran la presi3n ejercida sobre la superficie de un captador.<sup>1</sup> Permiten la medici3n de la interacci3n entre el pie y el calzado sin ninguna restricci3n de

espacio<sup>1</sup>. El sujeto puede caminar libremente y es posible realizar un seguimiento de su marcha, lo que no puede hacerse con las plataformas dinamométricas o podómetros que están fijados al suelo.<sup>1,8</sup> Ofrece una información más puntual que las plataformas de fuerzas pues permite definir un mapa de distribución de presiones en la planta del pie, pero el inconveniente se encuentra en que son incapaces de recoger las componentes paralelas, mediolateral y anteroposterior de la fuerza de reacción entre el pie y el suelo, y además están sometidas a continuas deformaciones.<sup>1</sup>

Las plantillas instrumentadas tienen múltiples aplicaciones:<sup>1</sup>

- Técnica ortopédica:

Para el estudio de la función del pie.

- Tecnología ortoprotésica:

Para el diseño de calzado, plantillas y prótesis.

- Cirugía:

Estudio previo a la intervención quirúrgica y estudio de la evolución postquirúrgica.

- Análisis biomecánicos:

Estudio de la marcha normal y la marcha patológica.

- Medicina deportiva:

Estudio del calzado deportivo más adecuado en cada modalidad atlética.

- Rehabilitación:

Seguimiento de la evolución de pacientes sometidos a tratamiento rehabilitador.

- Dermatología:

Estudio de presiones sobre los tejidos.

- Diabetología:

Diseño de plantillas y calzado idóneo para prevención de úlceras, tan frecuentes en estos pacientes. Diagnóstico precoz del pie diabético.

Reumatología:

Evaluación de cuadros clínicos.

**12.2.3. Captores fijos en el pie:**

Colocados en diversos puntos de la planta del pie, directamente o a través de un calzado adecuado, captan los momentos en que cada parte de la planta contacta con el suelo y la secuencia de éstos.

Miden el momento y tiempo de contacto, así como la intensidad de la presión que soportan. El inconveniente que presentan es que al caminar con los captadores se resta algo de naturalidad a la marcha.<sup>1</sup>

**12.2.4. Baropodómetros:**

Sirven para analizar las presiones ejercidas en cada punto de la planta del pie a través de una plataforma.<sup>73</sup> Existen sistemas de baropodometría óptica y electrónica.<sup>1,73,74</sup>

**12.3. TÉCNICAS ANTROPOMÉTRICAS:**

La antropometría es la rama de la Antropología que estudia las medidas del cuerpo humano. Actualmente es una herramienta fundamental para el diseño de mobiliario, máquinas, automóviles, etc.<sup>1</sup>

La Antropometría puede subdividirse en:

- **Antropometría estática:**<sup>1</sup>

Mide las dimensiones de los miembros cuando el cuerpo adopta una determinada postura.

- **Antropometría dinámica o funcional:**<sup>1</sup>

Describe los rangos de movilidad y las características dinámicas de las distintas estructuras corporales.

Existen numerosas tablas que permiten determinar cualquiera de las características antropométricas de interés, de acuerdo a datos concretos del individuo, como edad, sexo, talla, peso, raza, etc.

### **12.3.1. Técnicas indirectas:**<sup>1</sup>

Se emplean tablas antropométricas. En las tablas se establece una distinción por sexos, puesto que el sexo es uno de los caracteres más discriminatorios.

Deben especificar el rango de edad de las muestras tomadas pues hay una gran diferencia en función de la etapa de la vida de las personas. En las tablas también aparece la raza y nacionalidad del grupo de población.

También es preciso conocer el año en que se elaboró la tabla pues si se emplea una muy antigua puede no ser ya representativa de la población.

Hay medidas que no es posible obtener in vivo; se han obtenido de cadáveres, también se han usado estudios de densitometría.

Disponiendo de tablas antropométricas completas de una población determinada, es posible deducir, a través del método de estimación proporcional, las dimensiones corporales que deseemos de otra población de la

que sólo conocemos la media y la desviación típica de su estatura. Por lo tanto, se deberá recurrir a tablas antropométricas, bien por motivos de simplicidad y economía (a costa de precisión), o bien cuando las medidas buscadas sean muy difíciles o imposibles de obtener del sujeto in vivo ( por ejemplo; información sobre órganos internos).

A través de estas técnicas comparativas mediante la utilización de tablas se pueden obtener datos sobre longitud de segmentos, densidad de segmentos del cuerpo humano, masa y centro de masas de segmentos del cuerpo humano, momento de inercia de segmentos del cuerpo humano, antropometría muscular y ligamentosa.

### **12.3.2. Técnicas directas:<sup>1</sup>**

Cuando se precisan cálculos cinéticos o cinemáticos más exactos, es preferible proceder a medir directamente las características antropométricas. Las

técnicas directas requieren una instrumentación apropiada y posturas y gestos estandarizados que permitan posteriormente comparar las medidas obtenidas. Para conseguir posturas normalizadas se recurre, en ocasiones, al diseño de un equipo especial como una mesa de antropometría.

#### **12.3.2.1. Antropometría tradicional:<sup>1</sup>**

Consiste en la medición de longitudes, diámetros, circunferencias, pliegues grasos, etc.<sup>1</sup> Es imprescindible localizar correctamente los puntos de referencia para evitar posibles errores en la toma de medidas.<sup>101</sup> Para tomar estas medidas se emplean tallímetros, cinta métrica flexible, plicómetros (medición de pliegues grasos), goniómetros, hidrogoniómetros, antropómetros, compás de corredera graduado, tipómetros, etc.<sup>20,101</sup>

### **12.3.2.2. Antropómetro electrónico:<sup>1</sup>**

El antropómetro electrónico permite la medición conjunta de distancias, ángulos y disimetrías con sólo señalar los puntos anatómicos deseados y leer la salida sobre la pantalla incorporada. Es posible el almacenamiento de los datos, la conversión de medidas a diferentes unidades métricas.

Permite la programación de protocolos de medida de cara a una posible estandarización y ofrece la posibilidad de transferir los datos almacenados a un ordenador.

### **12.4. Obtención de improntas plantares:**

Se han empleado diversas técnicas para la obtención de improntas plantares<sup>73</sup>, desde las técnicas del negro de humo, el azul de metileno u otros colorantes y tintes,<sup>99</sup> empleo de sistemas como el del papel con percloruro de hierro de Freiberg,<sup>94</sup> técnicas más limpias como el fotopodograma de Viladot, la radiofotopodografía de Roig Puerta o técnicas informáticas de obtención de huellas plantares.<sup>94,107,111</sup>

Son numerosos los estudios realizados en estática y durante la marcha,<sup>109</sup> en sujetos sanos de diferentes edades,<sup>112,113</sup> en personas con diversas patologías,<sup>111</sup> en deportistas de diversas modalidades deportivas,<sup>101,113,114</sup> etc.

#### **a. Podoscopio:**

Utiliza el blanqueo por hipovascularización de los tegumentos plantares comprimidos.<sup>5,55,115</sup> Es una prueba clásica en la exploración podológica que permite ver en tiempo real las modificaciones de apoyo;<sup>116</sup> en carga, apoyo sobre un solo pie, etc. Los modelos antiguos estaban compuestos por dos espejos situados a 45° y daban una imagen invertida.

A partir del modelo básico se han ido introduciendo una serie de modificaciones para perfeccionar este sistema como iluminación tangencial de la placa de vidrio para mejorar la visión de las imágenes, o adición de una cámara fotográfica de revelado instantáneo que permite obtener sobre el mismo cliché las improntas y una vista posterior en carga de los retropiés o reproducción tipo fotocopia que permite obtener una podografía sobre papel.<sup>1,11,115</sup>

Pueden emplearse también podoscopios electrónicos.<sup>117</sup>

**b. Presopodoscopio:**

Permite obtener una visión directa de la distribución y transmisión de la carga a la planta. Este sistema une la visión directa del podoscopio y la impresión de las presiones mediante el presopodostatígrafo de Pisani.<sup>116</sup>

El presopodoscopio está formado por un apoyo de caucho semitransparente sobre un vidrio que en el centro dispone de una cámara, que conectada a una bomba de aire, introduce presión que hace elevar la capa de caucho y modificar la imagen reflejada del apoyo plantar en relación con la presión introducida en la cámara de aire y expresada en milímetros de mercurio.

La imagen obtenida será el reflejo del apoyo del pie en relación con la presión indicada en el manómetro.

**c. Podografías**

La existencia de la bóveda plantar formada por un arco longitudinal y un arco transversal es algo característico del hombre, una adaptación debida a la posición bípeda propia de la especie humana. Pueden verse características distintas de estos arcos debidas a diferencias individuales o a factores

patológicos. Stewart (1970) afirma que la bóveda plantar está influenciada por la edad del sujeto y por factores genéticos. Gómez Pellico, Dankloff y Forriol Campos estudiaron las huellas plantares de 1673 escolares y vieron la variación de la huella plantar en los primeros años de vida, con una tendencia al aumento de la altura de la bóveda plantar hasta los nueve años de edad, para posteriormente estabilizarse. En el sexo femenino apreciaron huellas con una bóveda plantar más desarrollada.<sup>118</sup>

El podograma es la expresión sobre el plano horizontal de la planta del pie.<sup>118</sup> En él pueden observarse las áreas de contacto con el plano de apoyo y las zonas que no entran en contacto con el suelo, además se muestra la proyección del arco longitudinal interno del pie, y por tanto, también de su bóveda.<sup>98,99,118</sup>

McKenzie (1910) recomendó el estudio de la huella plantar en el seguimiento del tratamiento del pie plano.

Existen numerosas técnicas para la obtención y estudio de las huellas plantares:

- **Improntas grasas:**

Este fue uno de los primeros procedimientos empleados para la obtención de huellas plantares.<sup>73</sup>

- **Fotopodograma:**

El fotopodograma, descrito por Viladot en 1954, es una técnica sencilla que ofrece una imagen precisa y fidedigna. Presenta numerosas ventajas.<sup>73,98,105</sup>

Proporciona mejores datos que los obtenidos con otras técnicas. Por ejemplo: todas las alteraciones de la piel aparecen claramente marcadas

(cicatrices, dermatoglifo, verrugas, hiperqueratosis, etc.) y es una técnica sencilla.<sup>11,98</sup>

Para su realización se toma papel fotográfico normal, tamaño 10x30 cm, que se vela al sol o con infrarrojos.<sup>98</sup> Seguidamente se pincela de manera uniforme toda la planta del pie objeto de estudio con una solución de revelador fotográfico corriente. Se coloca el papel fotográfico sobre un plano totalmente liso y horizontal y sobre dicho papel se coloca el sujeto en posición erecta, de manera que el pie presione sobre la placa unos 50 segundos aproximadamente. Se levanta el pie rápidamente fijando la placa sobre el plano de apoyo para evitar que se adhiera a la planta. Una vez hecho esto se lava y se fija la placa fotográfica.<sup>98</sup>

Esta técnica ofrece numerosas ventajas; proporciona un contorno neto de la porción del pie que apoya, puesto que alrededor de la huella aparece una línea oscura formada por el revelador rechazado por la presión de la planta, ofrece una huella tan clara como la obtenida mediante otras técnicas, no mancha el pie y el líquido revelador se evapora sin producir irritación de la piel. La imagen obtenida mediante esta técnica muestra detalladamente todos los pliegues plantares, lesiones cutáneas y es un fiel reflejo de la estática plantar. Permite observar las diferentes presiones soportadas por la planta del pie; se aprecian zonas más claras o más oscuras según el mayor o menor apoyo, por el rechazo del líquido revelador bajo la presión de la planta del pie.<sup>98</sup>

- **Radiopodografía:**

La radiopodografía combina el fotopodograma con la radiografía, en concreto con una proyección dorsoplantar en carga. Superpone la impronta y el esqueleto.

El radiofotopodograma fue descrito por Roig Puerta y Viladot en 1962.<sup>98</sup>

Esta exploración ha de efectuarse sobre una cámara oscura y emplear para la impresión un cliché fotográfico.<sup>98</sup>

Para obtener la huella plantar se pincela la planta del pie con revelador y se aplica sobre la placa. A continuación se realiza la radiografía dorsoplantar con un aparato de rayos X empleando el mismo cliché radiográfico.

En un primer tiempo se hace el antepié y en un segundo tiempo el retropié y así se obtiene una superposición de imágenes de la huella y del armazón óseo, lo que aporta datos de gran interés para el estudio de las alteraciones estáticas.

- **Podoestatígrafo:**

Se emplea una lámina de caucho que en una de sus caras presenta una cuadrícula de estrías sobresalientes de alturas distintas. Informa sobre la intensidad de apoyo local.<sup>73</sup>

- d. Impresiones plantares en relieve:**

Estas técnicas son realmente modelados del pie más que improntas. No suelen emplearse para el diagnóstico, sino más bien para la elaboración de plantillas y calzado ortopédico. Pueden realizarse semimoldes, tomando la planta y subiendo algunos centímetros sobre el contorno lateral del pie, o un molde completo hasta la tibiotarsiana.

Esta técnica fue realizada originariamente por Ory. Consiste en colocar el pie previamente mojado sobre una placa de másquite, sobre la cual deja su impresión en negativo. Se cerca el ribete con una banda de cartón flexible que se rellena con yeso muy fluido. Al quitar el molde se obtiene una impresión en relieve que permite apreciar lesiones cutáneas, alteraciones estáticas y realizar medidas muy precisas.

Existen otras técnicas de moldeado para obtener impresiones en relieve como: **vaciado al zelex**: Se trata de una técnica ideada por Renneveau, sencilla y que ofrece muy buenos resultados. Se mezcla el zelex en una cubeta con tres veces su peso de agua y se agita para obtener una pasta líquida homogénea.

Se coloca el pie en un recipiente de plástico o madera y se vierte esa pasta. Tres o cuatro minutos después se despega realizando pequeños movimientos laterales y anteroposteriores. El molde es levantado como una bota. En el moldeo el zelex tiene la consistencia de la gelatina flexible. Durante la hora siguiente se rellena el molde con yeso fino, que se retira al cabo de unos treinta minutos. Si se trabaja con cera se esperarán dos horas.

#### **e. Improntas informatizadas:**

Al final de la década de los 80, los sistemas informáticos permitieron el registro de las fuerzas de apoyo del pie en el suelo.<sup>73</sup>

- Improntas estáticas; Conocer la situación del centro de gravedad, la carga en cada pie y en cada zona del pie (antepié y retropié).<sup>73</sup>

- Improntas dinámicas; permite conocer las improntas durante la marcha o diversos gestos deportivos. El sujeto caminará con calzado o descalzo, con y sin ortesis.<sup>73</sup>

### 12.4.1. Mediciones de las improntas plantares:

#### a. **Schwartz et al.** (1928)

Schwartz fue el primero en medir el fotopodograma.<sup>7</sup> En la huella plantar midió el ángulo formado por una línea tangente al punto más interno del talón y el más interno de la región metatarsal y la línea que une el punto tangente interno del antepié con el punto más externo de la región metatarsal. En 1932, Rogers utilizó este ángulo para llevar a cabo el análisis de una población.<sup>7</sup>

#### b. **Irwing** (1937)

Estudia la huella plantar para comparar pies de niños de distintas edades.<sup>7</sup>

Estudia el área de contacto del pie con el suelo y el área que no contacta, sin tener en cuenta los dedos. El área de no contacto con el suelo es complementada por una línea tangente al borde interno de la huella plantar. Un índice elevado indicaría un arco elevado, mientras que un pie plano de tercer grado no presentaría área de no contacto.<sup>7</sup>

#### c. **Chippaux**(1947) y **Smirak** (1960):

Estudiaron la huella plantar. Para obtener el índice de Chippaux-Smirak se traza una línea que una la parte más ancha del antepié: B. Otra paralela en la parte más estrecha de la bóveda plantar: C.<sup>7,11,97,98,118</sup> (Fig. 4)

Este índice ofrece información del estado de la bóveda plantar; será mayor cuanto mayor sea el aplanamiento.<sup>98,105,118</sup>

Índice de Chippaux- Smirak= $(C/B) \times 100$ <sup>98</sup>

- Si el resultado es mayor de 50 se trata de un pie plano
- Si el resultado es menor de 33 se trata de un pie cavo.

(Tabla 6)

Rodríguez, Rodríguez LP, Flores Guevara C, Pascual Gómez F y González FM consideran como valores normales en el varón las cifras comprendidas entre 40.379 a 33.729, con una media de 37.053 y en la mujer consideran como normales los valores que se encuentran entre 33.654 a 27.257, con una media de 30.454.<sup>111</sup>

**d. Ángulo de Clarke:**

Es un método objetivo de la medida del arco longitudinal interno.<sup>7,11,98</sup> Se traza una línea tangente al borde interno del pie: A y otra que parte de A (base del primer metatarsiano) y pasa tangente al borde más medial de la huella plantar: D (Fig. 4),<sup>118</sup> esta define con A un ángulo cuyos valores normales se encuentran entre 42 y 45°,<sup>11</sup> aunque existen pequeñas diferencias entre unos autores y otros; para Clarke el valor normal es de 42'08°, para Rogers es de 42'21°, para Schwartz de 45°, para Rodríguez Rodríguez LP, Flores Guevara C, Pascual Gómez F y González FM los valores normales serían de 34 a 41° en el varón, con una media de 38°, mientras que en la mujer consideran normales valores comprendidos entre 40 y 46°, con una media de 43° y para Núñez Samper, Llanos Alcázar y Gómez Pellico los valores normales del ángulo de Clarke oscilarían entre 31° y 45°. (Tabla 6)<sup>7,11,98,99,105,111,112</sup>

	<b>Ángulo de Clarke</b>	<b>Índice de Chippaux</b>
<b>Pie normal</b>	31°-45°	26'1%-45'91%
<b>Pie plano</b>	<31°	>45'91%
<b>Pie cavo</b>	>45°	<26'1%

Tabla 6.- Resultados obtenidos por Núñez Samper, Llanos Alcázar y Gómez Pellico<sup>11</sup>

**e. Método de Viladot:**

Se puede considerar un podograma normal cuando la anchura mínima de la horcada C se halla entre un tercio y un medio de la máxima anchura del antepie B (Línea que atraviesa toda la eminencia dígito-plantar). (Fig. 4)<sup>11,98</sup>

Estas proporciones están alteradas cuando se trata de un pie plano o un pie cavo.

**f. Índice de Staheli: (1987)**

Estudia la relación que existe entre la línea que pasa por la parte más estrecha del pie y el ancho máximo de la huella del talón.<sup>7,11,118</sup>

Se han observado variaciones de este índice con la edad. En un niño el valor normal del índice de Staheli es de 0,7-1,35, lo que indica que el ancho del istmo es, aproximadamente, 1,3 veces mayor que la anchura del talón. Los valores normales en el adulto oscilan entre 0,3 y 1, lo que muestra que el índice disminuye con la edad. Staheli lo explica por la pérdida de grasa subcutánea y por la reducción de la laxitud articular con la edad.<sup>7,118,119</sup>

**g. Cavanagh: (1987)**

Propuso un método planimétrico.<sup>7</sup>

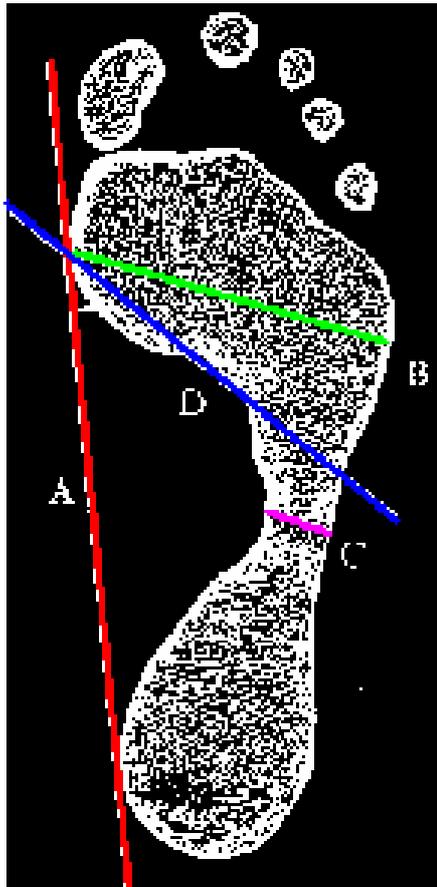
Se obtiene el índice del arco y se calcula la relación existente entre el área del mediopié y la superficie total de la huella plantar.<sup>7</sup>

**h. Rodríguez et al. (1988)**

Estudiaron con un planímetro el índice SAP, que establece, a partir del fotopodograma, la relación de apoyo plantar, y la superficie de apoyo total (SAT), determinada a partir del perímetro del pie.<sup>7,120</sup>

**i. Otras mediciones:**

Se pueden llevar a cabo otras mediciones en el podograma como el eje medio del pie, eje bimalleolar o ángulo maleolar.



*Fig. 4.- Medición de huellas plantares*

## **12.5. TÉCNICAS DE ANÁLISIS FISIOLÓGICO:**

### **12.5.1. Espirometría:**

El trabajo humano realizado durante la marcha es el producto del peso por la distancia. El coste energético de la marcha se estudia a través del consumo de oxígeno y para valorar dicho consumo se hace caminar al sujeto con un espirómetro.<sup>1,8,11,44,52</sup>

El consumo metabólico de energía que se produce durante movimientos como la marcha no se puede medir directamente pero se puede calcular

indirectamente mediante la determinación del aumento de oxígeno consumido o del CO<sub>2</sub> en el aire espirado.<sup>1,11,52</sup>

Para valorar el gasto energético suelen emplearse espirómetro de circuito abierto que pueden ser:

- De peso muy ligero, transportados por el sujeto mientras camina.
- Bolsa de Douglas o método del balón, empleado en estudios de laboratorio.<sup>52</sup>

Ambos equipos precisan un equipo informático para llevar a cabo el análisis de los resultados.

El espirómetro portátil es el que se emplea para el análisis de la carrera y la marcha. Esta técnica empezó a utilizarse en los años 40 en Alemania para el estudio del consumo de energía en trabajadores de distintas fábricas.<sup>11,57</sup>

Suele colocarse en la espalda del sujeto y proporciona libertad de movimiento a los sujetos objeto de estudio. Posee un sistema de válvula de doble dirección por la que se inspira aire ambiente y al espirarlo atraviesa un gasómetro que mide el volumen y guarda una muestra para analizarla posteriormente.<sup>11</sup>

Las concentraciones de O<sub>2</sub> y CO<sub>2</sub>, el consumo de O<sub>2</sub> y el gasto energético se obtienen a través de un ordenador.<sup>11</sup>

Se ha observado que el gasto energético varía con la edad (es mayor en niños y adolescentes que en adultos) y con el tipo de terreno (mayor gasto cuando se camina sobre superficies irregulares que cuando se trata de pavimentos planos y regulares), también influyen en la modificación del gasto energético otros factores como la velocidad de la marcha; a mayor velocidad

mayor gasto de energía, el transporte de cargas, que aumenta dicho gasto, el tipo de calzado (calzados más pesados como botas aumentan el gasto de energía), así como diversas patologías; una alteración del control motor, fusiones articulares, inflamaciones o degeneraciones articulares, escayolas, prótesis, etc. Pues se necesitará mayor consumo de oxígeno para realizar la deambulación en condiciones normales.<sup>52</sup>

### **12.5.2. Electromiografía:**

Para conocer la actividad muscular durante la marcha se emplea la electromiografía, técnica que permite el estudio de los potenciales eléctricos de un músculo.<sup>1,121,81</sup> Consiste en el registro gráfico de la actividad eléctrica de los músculos durante la contracción o tras su estimulación eléctrica por parte del nervio y se recoge en un aparato denominado electromiógrafo.<sup>1,8,11,52,122,123</sup>

Se pueden obtener señales electromiográficas para el estudio del movimiento humano utilizando electrodos de superficie o intramusculares.<sup>57,105,121</sup>

Los electrodos de superficie van unidos a la piel sobre la zona muscular objeto de estudio.<sup>57</sup> Este tipo de electrodos se utiliza para estudiar la actividad de todo el músculo superficial.<sup>57</sup> Su diámetro suele ser de 2-10 milímetros para la parte activa del electrodo. Para estudios más selectivos se utilizan electrodos intramusculares, agujas-electrodos que se insertan en el espesor del músculo objeto de estudio. Estos electrodos pueden ser monopolares y coaxiales.<sup>57,105</sup>

Mediante un cable la actividad eléctrica recogida se transmite a un electromiógrafo que amplifica la señal y la proyecta en una pantalla de rayos catódicos o la registra en un soporte; papel fotográfico, banda magnética o

papel.<sup>1,57,105</sup> El equipo de registro puede ser un simple bolígrafo, un aparato de registro de gráficas con múltiples canales o un aparato de registro de alta frecuencia con luz ultravioleta.<sup>1,57,105</sup>

Actualmente se emplean ordenadores que recogen, procesan y representan directamente las señales electromiográficas y otros datos relacionados con el movimiento.<sup>1,57</sup>

En reposo el registro electromiográfico del músculo esquelético normal produce una línea isoelectrica, que se considera como silencio eléctrico; representa el estado de relajación muscular.<sup>57</sup>

Cuando el sujeto realiza una contracción de mínimo esfuerzo, en el registro aparece la descarga de una unidad motora aislada.<sup>57</sup>

Si la contracción que realiza es de mayor intensidad, se estimularán más unidades motoras.<sup>57</sup>

Se estudian las características de los diversos potenciales de la unidad motora; frecuencia, amplitud, duración y forma del trazado electromiográfico.<sup>57</sup>

## **13. APLICACIONES PRÁCTICAS DE LOS MÉTODOS DE ESTUDIO DE LA MARCHA**

Son múltiples las aplicaciones de las técnicas de análisis de la marcha; en Rehabilitación, Geriátrica, Traumatología, Neurología, Medicina Deportiva, etc,<sup>1,8</sup> para conocer las características de la marcha normal y los trastornos específicos y poder establecer el plan de reeducación más adecuado en cada caso.<sup>8</sup>

### **13.1. ESTUDIOS DE MARCHA NORMAL:**

Los estudios de marcha en sujetos normales empleando distintas técnicas tienen gran importancia para la obtención de poblaciones de referencia y para el conocimiento de la influencia de diversos factores individuales como edad, sexo, peso, altura, raza, etc. sobre la deambulación.<sup>8</sup>

### **13.2. ESTUDIOS DE MARCHA EN ANCIANOS:**

Los ancianos presentan ciertas peculiaridades en su patrón de marcha, que ya han sido descritas en el capítulo dedicado a los distintos factores que modifican las características de la marcha. Además existen patologías más frecuentes en edades avanzadas que tienen una influencia sobre el sistema nervioso, aparato locomotor, etc. y que van a provocar distintas alteraciones del patrón de marcha.

Es de interés conocer las modificaciones que se producen en la marcha del anciano y en su equilibrio para la prevención de caídas, tan frecuentes en personas de edad avanzada.<sup>8</sup>

### **13.3. ESTUDIOS DE MARCHA EN PATOLOGÍAS NEUROLÓGICAS:**

Las patologías neurológicas suelen llevar consigo alteraciones motrices y en concreto modificaciones de la marcha por alteraciones del equilibrio, coordinación, tono muscular, parálisis, etc.<sup>8</sup>

Sobre todo se han estudiado las modificaciones del patrón de marcha en hemipléjicos y hemiparéticos y en sujetos afectados de parálisis cerebral infantil.<sup>8</sup>

### **13.4. INDICACIÓN DE AYUDAS TÉCNICAS PARA LA MARCHA:**

Son importantes los estudios de marcha en sujetos a los que se les van a prescribir ayudas técnicas para la marcha, para determinar cuál es la ayuda más adecuada y que pueda ofrecer al paciente una mayor seguridad, según las alteraciones que presente.<sup>8</sup> También son útiles estos estudios para evaluar la eficacia de las ayudas prescritas.<sup>8</sup> Se pueden realizar estudios con muletas instrumentadas para conocer el porcentaje de descarga que el sujeto hace sobre dicha muleta.<sup>2</sup>

### **13.5. ESTUDIOS DE MARCHA EN AMPUTADOS:**

El sujeto al que se le ha amputado uno de los miembros inferiores pierde el soporte estático, la función del complejo articular así como la información sensorial tanto propioceptiva como exteroceptiva. Por todo ello sufren alteraciones posturales y del patrón de marcha.<sup>1,8</sup>

Los estudios de la deambulación en estos sujetos tienen gran importancia para el diseño de nuevas prótesis y como control de la adaptación de estos

sujetos a las prótesis empleadas y la evaluación del proceso de reeducación de la marcha.<sup>1,8</sup>

### **13.6. ESTUDIOS DE MARCHA TRAS CIRUGÍA REPARADORA:**

Para evaluar los resultados de la cirugía y la evolución del paciente. Principalmente se han realizado estudios en sujetos con prótesis internas de rodilla y cadera.<sup>1,8</sup> Es de interés el estudio comparativo de la evaluación de la marcha prequirúrgica y postquirúrgica, así como el estudio de la evolución del paciente tras la cirugía.<sup>1,8</sup>

### **13.7. ESTUDIOS EN PATOLOGÍAS DEL APARATO LOCOMOTOR:**

Para evaluar la patología y la evolución del paciente. También útiles a la hora de prescribir ortesis y calzados ortopédicos y realizar un control y seguimiento para ver la efectividad o la necesidad de ser modificados.<sup>1,8</sup>

### **13.8. ESTUDIOS DE MARCHA PARA REALIZAR VALORACIONES FUNCIONALES:**

La marcha es una actividad de la vida cotidiana que se estudia con frecuencia en las valoraciones funcionales, junto con otras actividades como subir y bajar escaleras o mantener el equilibrio en distintas posiciones y al realizar cambios posturales, etc.<sup>8,124</sup>

### **13.9. ESTUDIOS DE MARCHA EN MEDICINA DEPORTIVA:**

En el campo del deporte lo que se estudia con más frecuencia son aspectos como el gasto de energía, coordinación de movimientos, evaluación de la capacidad física durante la marcha, el salto y la carrera. Con estos estudios se pretende la prevención de lesiones deportivas y el mantener al deportista en la

mejor forma física. También se emplean estas técnicas para la evaluación de alteraciones de la marcha o el movimiento tras lesiones deportivas, la evolución del deportista y efectividad del tratamiento de rehabilitación.<sup>1,8</sup>

### **13.10. ZOOLOGÍA:**

Las técnicas descritas en los apartados anteriores también tienen aplicaciones para el estudio de los movimientos de los animales. Principalmente se han empleado con caballos para mejorar su rendimiento en las distintas pruebas hípcas.

### **13.11. INDUSTRIA:**

De utilidad en la industria del calzado y especialmente en la fabricación de calzado deportivo, para conseguir el calzado más adecuado en cada especialidad deportiva, teniendo en cuenta factores como rozamiento, flexibilidad, sujeción, amortiguación, etc.<sup>30,34,39</sup> También para fabricar los calzados más idóneos para cada tipo de pie, edad y estado de salud, asegurando comodidad y adecuada sujeción del pie y evitando lesiones, dolor o deformidades podálicas.<sup>30,34,39,125</sup>

### **13.12. EJÉRCITO:**

En el campo militar se han realizado diversos estudios de la marcha,<sup>126</sup> para evaluar como influye en las distintas fases del ciclo de la marcha el calzado pesado que utilizan los militares,<sup>126</sup> analizar la influencia del transporte de carga durante las largas marchas y maniobras (víveres, armamento) sobre el proceso de deambulación,<sup>126</sup> calcular el gasto de energía<sup>44</sup> durante esas marchas, etc.<sup>126</sup>

# **JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**

## II. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

El hombre en su vida cotidiana o en el desempeño de su profesión ha de transportar diversas cargas y puede hacerlo de diferentes formas. Podemos pensar en el trabajador que empuja una carretilla, la persona que se va de viaje y lleva una maleta en una mano, las mujeres que transportaban cántaros y cestas de ropa en la cabeza, los estudiantes que llevan mochilas a la espalda o colgadas de un hombro o el ama de casa que empuja un carro de la compra o tira de él.

A simple vista pueden observarse algunas modificaciones de la marcha en la persona que transporta peso, como disminución de la velocidad y longitud del paso, desaparición o modificación del braceo etc.

Como ya se ha comentado anteriormente en el último siglo se ha producido un gran desarrollo tecnológico y se ha avanzado mucho en el análisis de la marcha y en la evaluación de parámetros cinéticos, cinemáticos, estudio del consumo de energía, etc. La introducción en el campo de análisis biomecánico de programas informáticos cada vez más sofisticados ha facilitado la evaluación del movimiento en general y la marcha en particular y ha proporcionado herramientas sensibles, fiables, objetivas y de sencillo manejo.<sup>1,7,8</sup>

Por todo lo expuesto hemos considerado de interés realizar un estudio de la influencia del transporte de carga sobre el proceso de marcha, en concreto sobre parámetros cinéticos y para ello hemos empleado plataformas dinamométricas de tipo piezoeléctrico.

Con este estudio se pretende analizar la influencia que tiene el transporte de carga sobre las fuerzas verticales, anteroposteriores y mediolaterales que el sujeto ejerce sobre el suelo al caminar.

Se pretende también observar si existen diferencias según factores individuales como edad, sexo, talla y peso. Para ello se ha llevado a cabo un análisis cinético de la marcha haciendo caminar a los sujetos sobre plataformas dinamométricas sin carga y con carga distribuida de distinta forma; una mochila a la espalda, colgada de un hombro o llevándola en la mano como si fuera una cartera o maletín.

Por tanto los objetivos de este estudio son:

- ✓ Determinar cómo se modifican las fuerzas verticales, anteroposteriores y mediolaterales con el transporte de carga.
- ✓ Apreciar la influencia que la distinta distribución de carga tiene sobre las fuerzas verticales, anteroposteriores y mediolaterales en las distintas fases del ciclo de la marcha.
- ✓ Evaluar la influencia de factores individuales como edad, sexo, peso y altura sobre las fuerzas verticales, anteroposteriores y mediolaterales en las distintas fases del ciclo de la marcha.

Con el fin de conseguir estos objetivos se ha utilizado el material y método que se describe en el capítulo siguiente.

# **MATERIAL Y MÉTODO**

### **III. MATERIAL Y MÉTODO**

#### **1. POBLACIÓN OBJETO DE ESTUDIO:**

Se estudiaron 59 sujetos de ambos sexos, (37 mujeres y 22 varones), sanos y sin patología aparente del sistema locomotor, con edades comprendidas entre 18 y 40 años.

#### **1.1. PROCEDENCIA DE LA MUESTRA:**

Alumnos de primero y tercero de Fisioterapia de la Universidad Complutense de Madrid que se sometieron voluntariamente a las pruebas en el Laboratorio de marcha del Departamento de Medicina Física, Rehabilitación e Hidrología de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid.

#### **1.2. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN:**

##### **▪ Criterios de inclusión:**

- Sujetos con edad comprendida entre 18 y 40 años
- Sujetos sanos sin patología conocida que pueda alterar el patrón de marcha .

##### **▪ Criterios de exclusión:**

Todos aquellos que no respetaban los criterios de inclusión.

De los 65 sujetos que se presentaron inicialmente a realizar las pruebas se descartaron seis; tres de ellos por superar los 40 años de edad, otro por presentar una escoliosis con acortamiento de una de sus extremidades inferiores y dos por ser deportistas profesionales y tener en sus historial numerosas lesiones del aparato locomotor.

CÓDIGO	GÉNERO	EDAD	TALLA	PESO
S01	H	23	173	77
S02	H	24	178	68
S03	H	24	177	70
S04	M	25	162	51
S05	M	22	164	56
S06	M	18	164	61
S07	M	20	163	57
S08	M	19	169	62
S09	H	23	180	69
S10	M	26	164	52
S11	M	40	172	54
S12	M	18	150	70
S13	M	21	158	58
S14	H	18	187	83
S15	M	19	162	54
S16	M	19	172	67
S17	H	20	175	78
S18	M	30	180	79
S19	H	20	180	73
S20	H	22	186	77
S21	M	18	165	54
S22	M	20	163	52
S23	M	21	165	53
S24	M	20	185	64
S25	M	21	165	51
S26	H	22	165	59
S27	M	19	173	65
S28	M	19	166	55
S29	M	19	163	47
S30	H	24	175	70
S31	H	22	165	60
S32	H	24	175	65
S33	M	32	166	61
S34	H	25	186	86
S35	M	23	156	45
S36	M	20	161	54
S37	H	30	196	92
S38	M	28	162	84
S39	M	24	170	72
S40	H	28	174	68
S41	M	25	155	54
S42	M	23	157	50
S43	M	20	170	59
S44	M	23	164	48
S45	M	23	164	58
S46	M	23	155	68
S47	M	19	170	75
S48	M	24	165	53
S49	H	30	180	81
S50	H	40	166	73
S51	H	38	179	80
S52	H	27	185	95
S53	H	24	187	84
S54	M	21	161	49
S55	H	22	180	68
S56	M	21	162	62
S57	M	37	160	62
S58	H	37	162	58
S59	M	28	162	48

*Tabla 7.- Características de la muestra*

### 1.3. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA:

#### Tabla de contingencia Intervalo de edad \* Género

Recuento

		género		Total
		mujer	hombre	
EDINTER	1.00	30	15	45
	2.00	5	4	9
	3.00	2	3	5
Total		37	22	59

Tabla 8

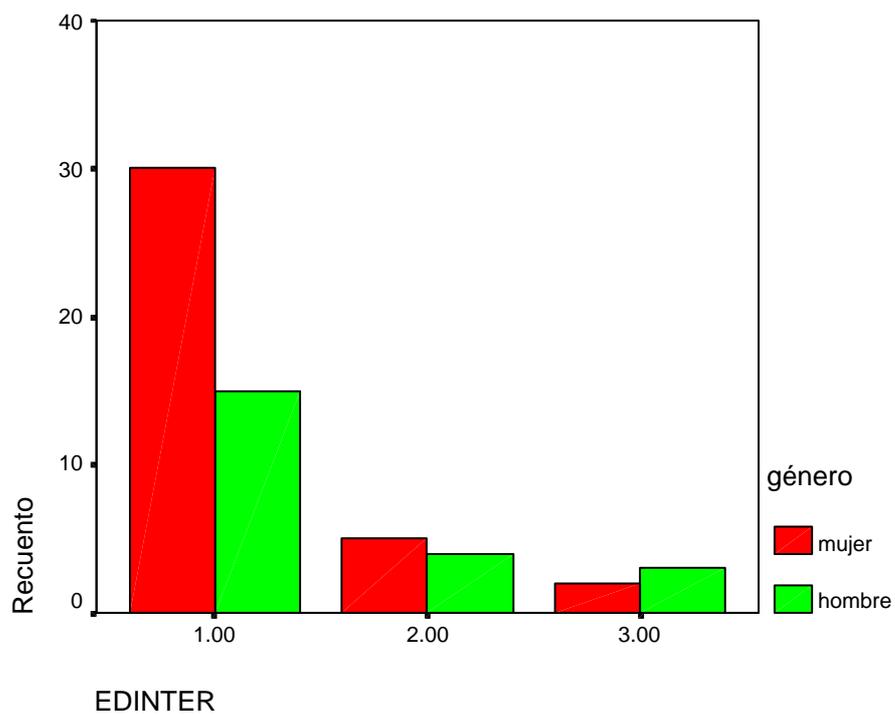


Figura 5. Distribución según edad y género.

1.00: 18-25 años

2.00: 26-32 años

3.00: 33-40 años

## Estadísticos descriptivos e histograma de la variable Altura

### Estadísticos altura

	<b>Perdidos</b>	0
<b>N</b>	<b>Válidos</b>	59
<b>Media</b>		169.42
<b>Mediana</b>		166.00
<b>Moda</b>		162 <sup>a</sup>
<b>Desv. típ.</b>		9.77
<b>Mínimo</b>		150
<b>Máximo</b>		196

a Existen varias modas. Se mostrará el menor de los valores.

Tabla 9

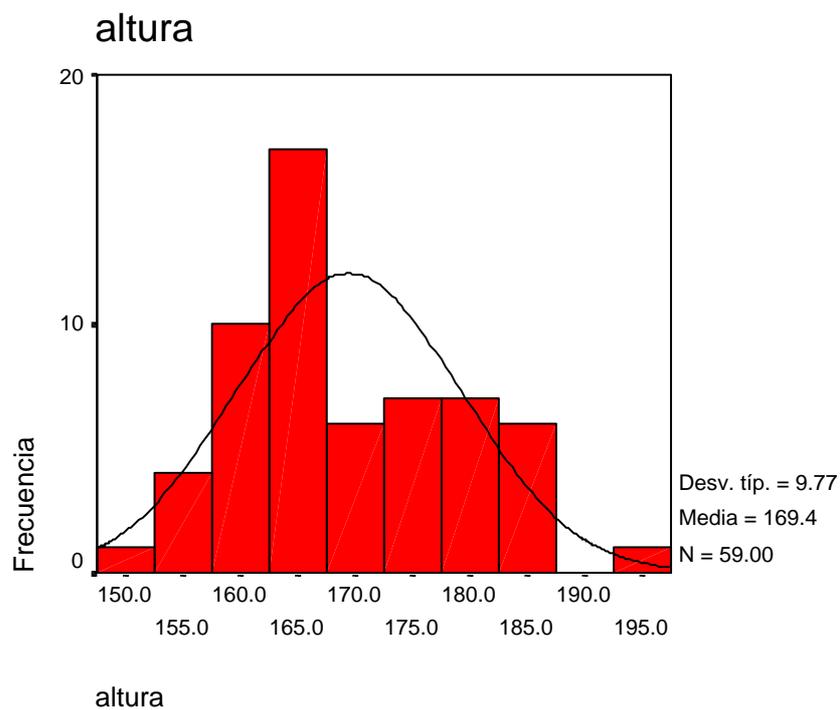


Figura 6. Histograma de la variable altura

## Estadísticos descriptivos e histograma de la variable Peso

<b>N</b>	<b>Válidos</b>	59
	<b>Perdidos</b>	0
<b>Media</b>		64,37
<b>Mediana</b>		62,00
<b>Moda</b>		54
<b>Desv. típ.</b>		12,17

Tabla 10

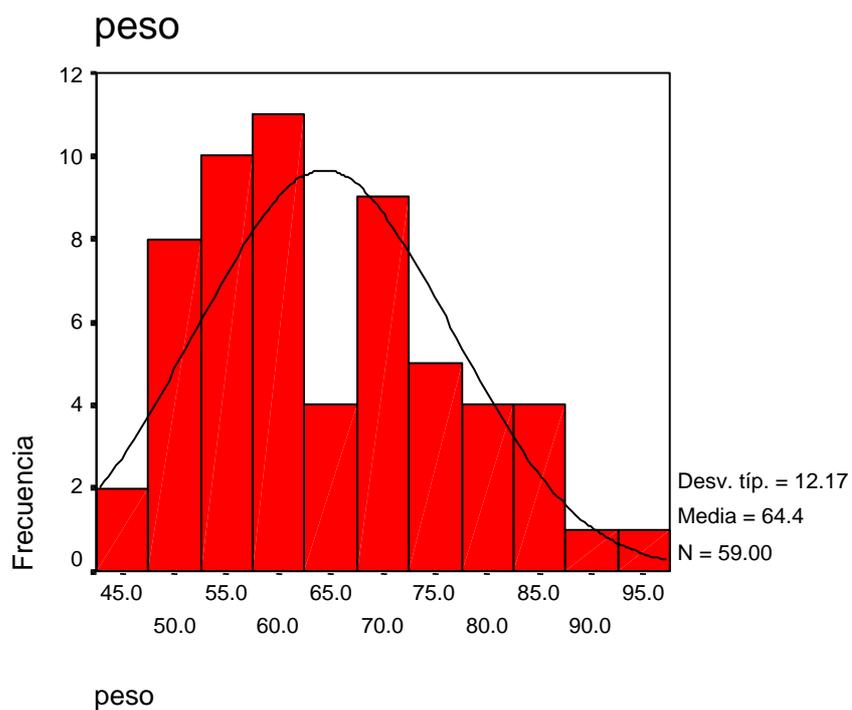


Figura 7. Histograma de la variable peso

## Descriptivos de la variable Peso categorizada

Intervalos de peso(dt)					
		Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
<b>Válidos</b>	1,00	10	16,9	16,9	16,9
	2,00	37	62,7	62,7	79,7
	3,00	12	20,3	20,3	100,0
	Total	59	100,0	100,0	

Tabla 11

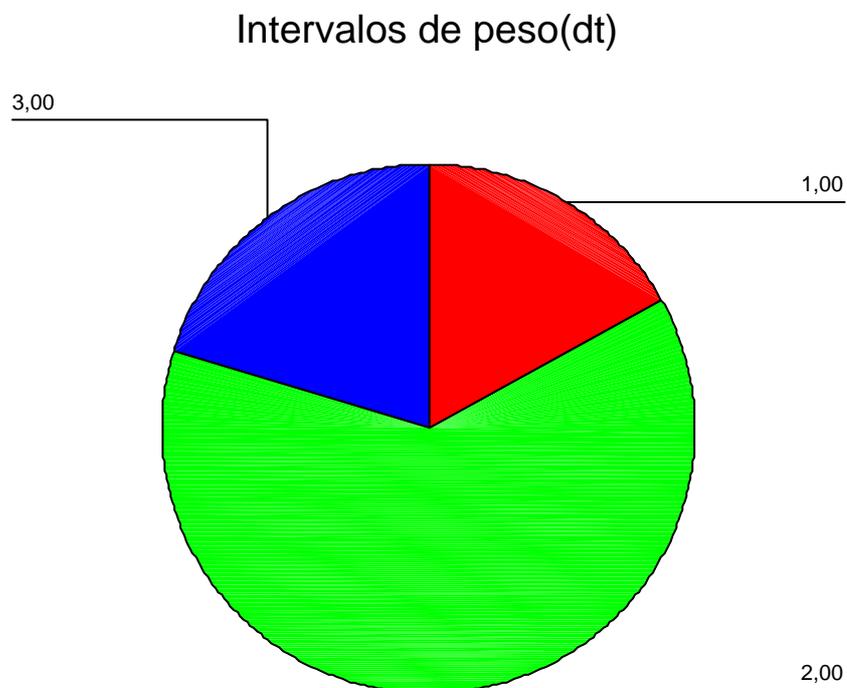


Figura 8. Intervalos de peso

1.00 < 52'2 Kg.

2.00: 52'2 – 76'54 Kg.

3.00 > 76'54 Kg.

## 2. MATERIAL:

- **Ficha:** En la ficha se recogieron los siguientes datos;
  - Fecha de realización de las pruebas
  - Datos personales (filiación, nombre, dirección y teléfono)
  - Género
  - Datos antropométricos:
    - Peso
    - Talla
    - Tipo constitucional: atlético, asténico, pícnico
  - Tipo de pie: (cuadrado, griego, egipcio)
  - Anamnesis:
    - Práctica deportiva; tipo de deporte practicado y asiduidad.
    - Antecedentes de lesiones o patologías del aparato locomotor.
  - Resultado del estudio de huellas plantares. Mediciones; Índice de Staheli, Clarke, Chippaux-Smirak. (Inicialmente en la ficha de cada sujeto se incluyeron sus huellas plantares y los resultados de las mediciones de las mismas, datos que, finalmente, no han sido utilizados y que, por tanto, he suprimido de la ficha definitiva)
  - Medición de la longitud de las extremidades inferiores para descartar posibles asimetrías.
  - Comentarios.

Nombre:		Apellidos:	
Fecha de nacimiento:	Peso:	Talla:	Fecha de la prueba:
Dominancia: <input type="checkbox"/> Diestro <input type="checkbox"/> Zurdo	Biotipo: <input type="checkbox"/> Pícnico <input type="checkbox"/> Atlético <input type="checkbox"/> Asténico	Tipo de pie según antepié: <input type="checkbox"/> Pie griego <input type="checkbox"/> Pie egipcio <input type="checkbox"/> Pie cuadrado	Género: <input type="checkbox"/> Masculino <input type="checkbox"/> Femenino
Antecedentes patológicos o lesivos (familiares, personales)			
Práctica deportiva (tipo de deporte, frecuencia)			
Medición longitud extremidad inferior derecha..... izquierda.....			
Comentarios:			

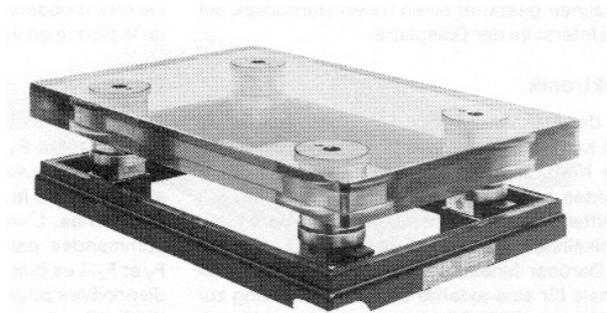
- **Cinta métrica flexible:** Empleada para la medición de las extremidades inferiores.
- **Tallímetro:** Se empleó para tallar a todos los sujetos que participaron en el estudio.
- **Podoscopio**
- **Camilla:** Para llevar a cabo la medición de extremidades inferiores y descartar posibles asimetrías.
- **Pedígrafo:** Pedígrafo “Orthoprint” (Coblehtz) de plástico con lámina de caucho y rodillo para impregnar de tinta la cara posterior de dicha lámina.
- **Tinta de sellar sin aceite de color negro marca Pelikan:** La tinta se empleó para impregnar el rodillo del pedígrafo y poder obtener las improntas plantares de los sujetos objeto de estudio.
- **Mochila :** Con 8 Kg de carga.
- **Pista de marcha:** Se utilizaron dos plataformas piezoeléctricas Kistler de 60x40 cm empotradas en una pista de marcha de 8m de largo y 1,2 de ancho, formada por varios elementos ensamblables, que permiten la construcción de pistas de mayor o menor longitud.



*Figura 9. Pista de marcha*

Las plataformas dinamométricas estaban niveladas respecto al suelo y permitieron la medición estática y dinámica de las fuerzas que actuaron sobre su superficie.

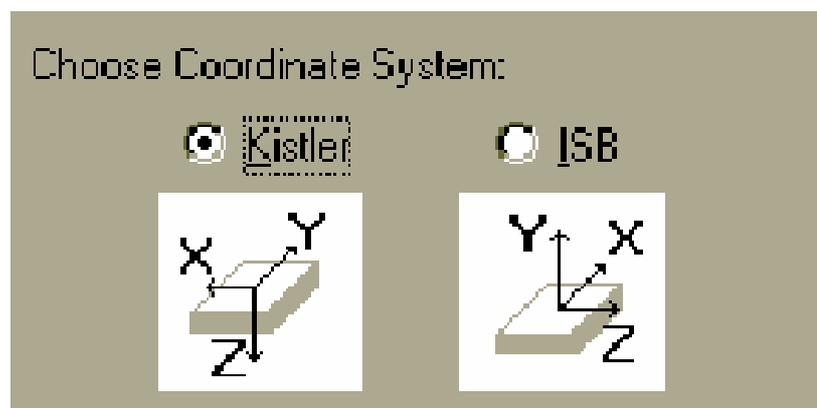
Las plataformas estaban recubiertas por una superficie antideslizante que las ocultaba y hacía invisibles con el fin de conseguir una marcha lo más natural posible.



*Figura 10. Plataforma dinamométrica*

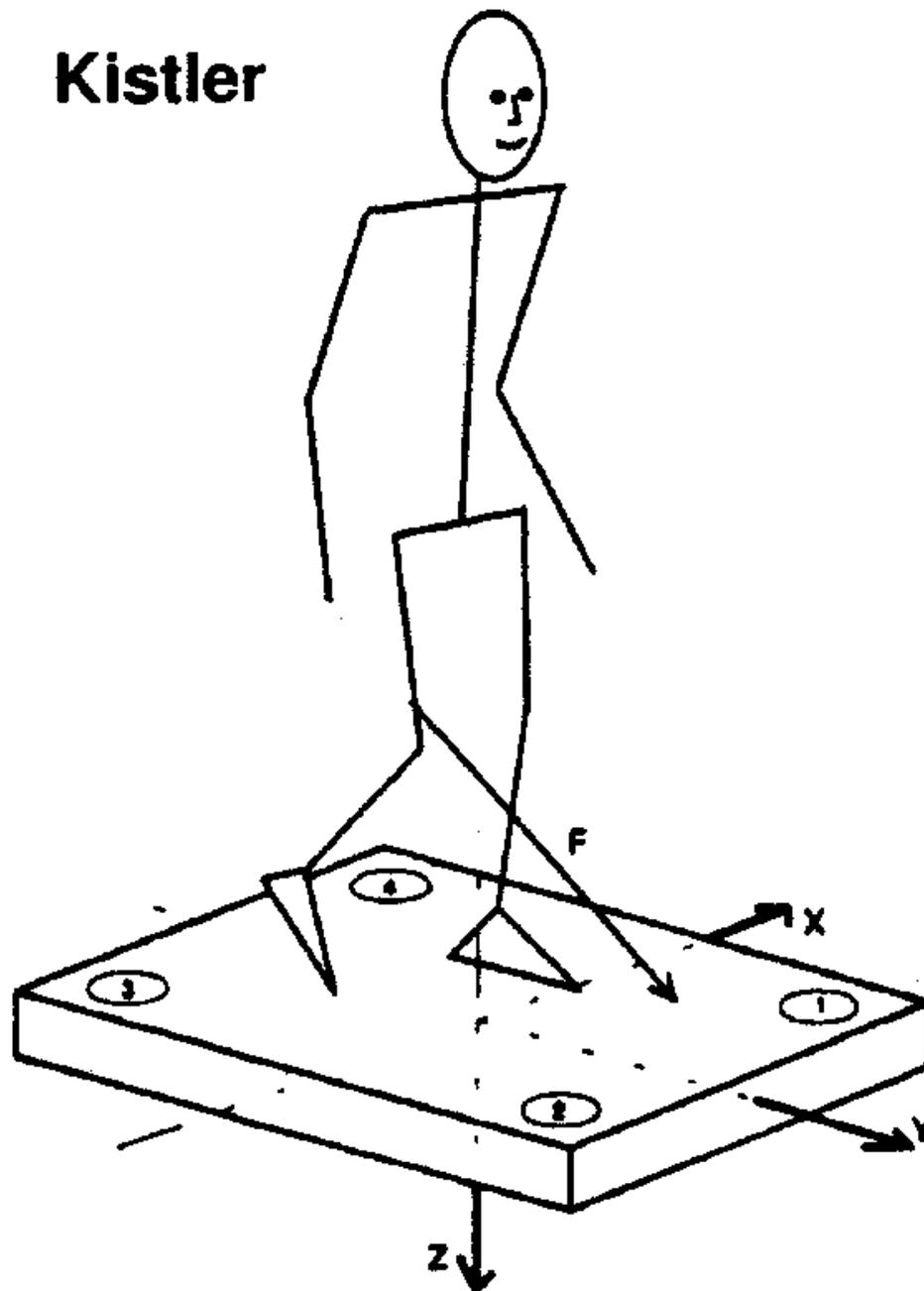
Cada una de las plataformas utilizadas tiene una estructura rectangular soportada sobre cuatro captadores de fuerza tridimensionales, instrumentados mediante galgas piezoeléctricas que permiten la medición de las fuerzas vertical, anteroposterior y mediolateral.

La fuerza que se ejerce con el pie sobre la plataforma dinamométrica repercute sobre los cuatro sensores de que consta cada plataforma y en cada sensor se detectan las variaciones de presión según los ejes X-Y-Z.



*Figura 11. Sistema de coordenadas*

**Kistler**



*Figura 12. Plataforma dinamométrica Kistler. Sistema de coordenadas*

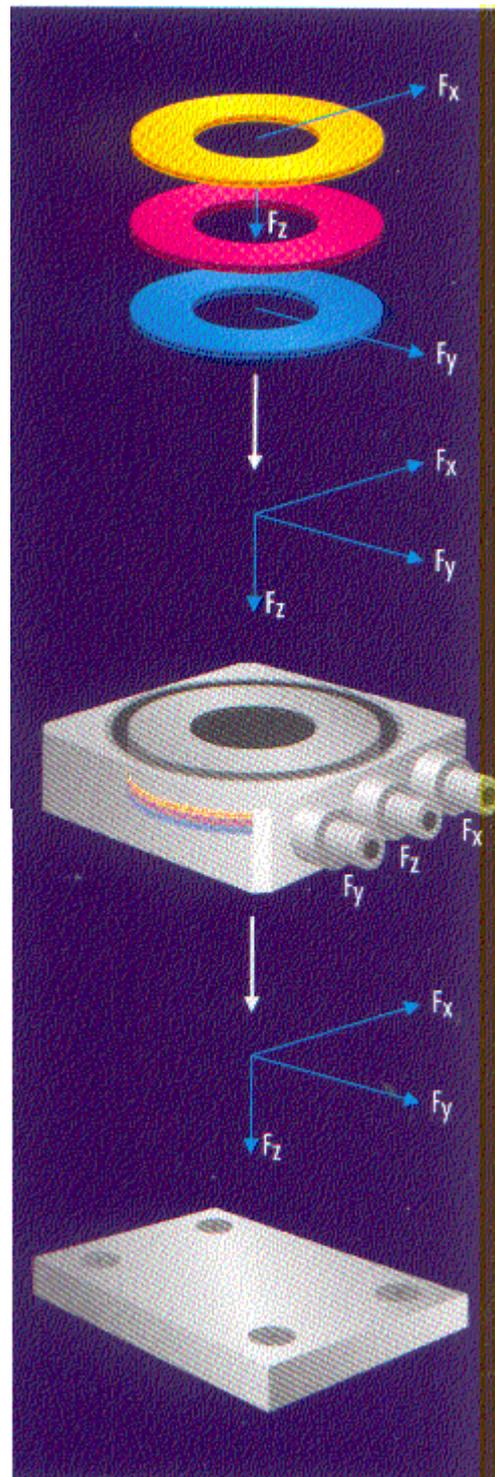
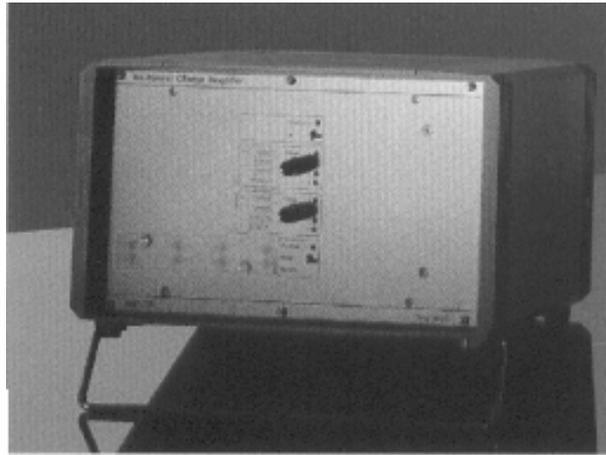


Figura13. Estructura de los sensores. Sistema de coordenadas

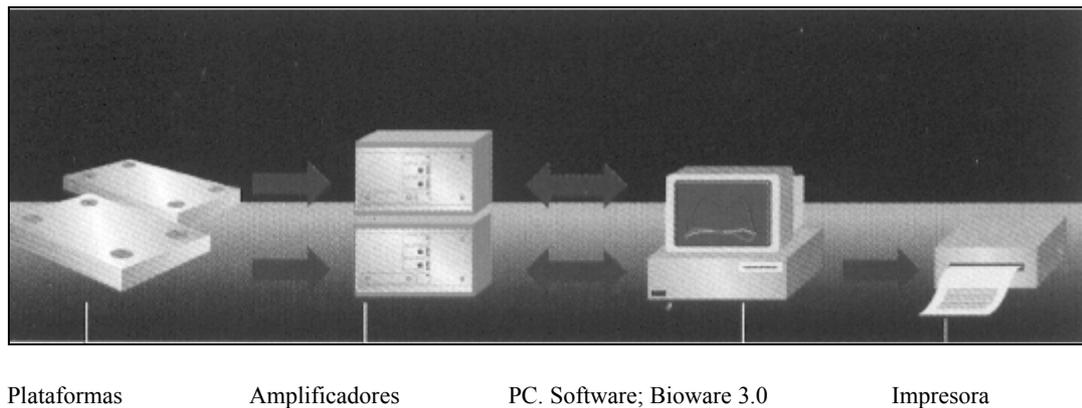
Los sensores piezoeléctricos, generan una carga eléctrica proporcional a la presión ejercida sobre la plataforma. Esta carga eléctrica es conducida a unos amplificadores multicanal (tipo 9865) que la convierten en un voltaje que se puede analizar.



*Figura 14. Amplificador*

El análisis se llevó a cabo a través de un programa informático; Bioware 3.0. Este software recoge los datos que se generan a partir de las plataformas, los convierte en información comprensible y analiza y dibuja los resultados, ofreciendo información gráfica y numérica.

A través del ordenador se puede realizar un control remoto completo de las plataformas y de los amplificadores.



*Figura 15. Sistema de análisis*

▪ **Material informático:**

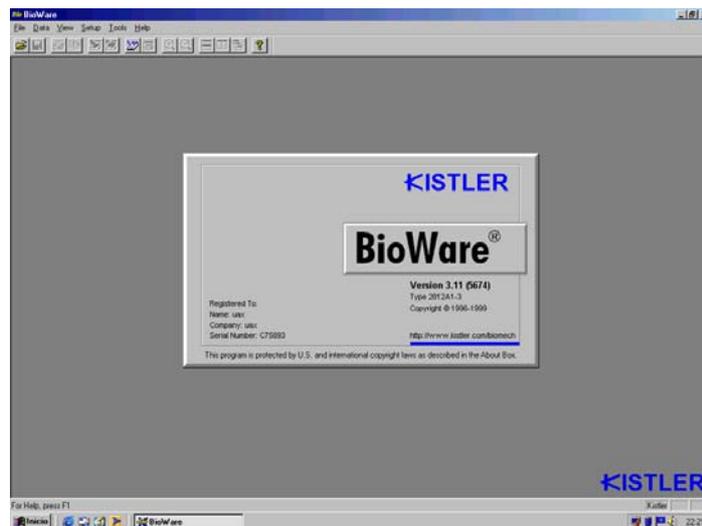
**Equipo informático para control remoto de las plataformas y procesamiento de datos:**

El programa utilizado, Bioware 3.0 puede ejecutarse en cualquier ordenador personal (PC) compatible con el sistema IBM PC Pentium 90 MHz, un mínimo de 16 Megabytes de RAM, aunque lo recomendado son 32 Megabytes, Microsoft Windows 95, CDROM y disquetera. Se recomienda también que esté conectado a una impresora a color para la impresión de las gráficas.

El equipo utilizado en este estudio fue el siguiente:

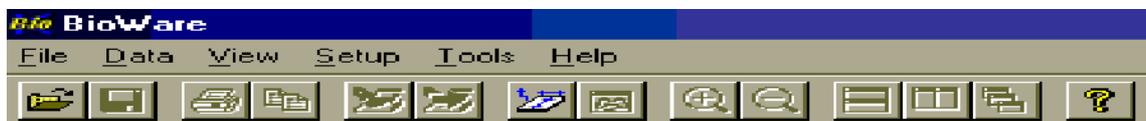
**Programa informático:**

El programa informático empleado en este estudio fue el Bioware 3.0.



*Figura 16. Pantalla de inicio BIOWARE*

La barra de menú permite acceder a las distintas áreas del programa. También hay una barra de herramientas con iconos, que al presionarlos, ejecutan diversas funciones como importar y exportar datos, imprimir, adquirir datos, activar barra de herramientas, mover un cursor en las gráficas obtenidas para conocer el valor de las fuerzas en los puntos seleccionados, obtener datos estadísticos, llevar a cabo la medición del peso de una persona u objeto que se coloque sobre una de las plataformas, etc.



*Figura 17. Barra de tareas*

### **Material para el estudio estadístico:**

#### **- Equipo informático:**

Para el análisis estadístico se ha utilizado un ordenador portátil Fujitsu Computers Siemens, modelo Liteline Plus, con las siguientes características:

- Procesador Intel Pentium III de 700 MHz
- Memoria de 128 MB
- Disco duro de 10 GB
- Monitor 14,1 TFT
- Sistema operativo Windows Millennium
- Programas informáticos:
  - SPSS 10.0 para Windows para la tabulación y presentación de los datos.

### **3. MÉTODO:**

#### **a. ESTUDIO EXPERIMENTAL:**

En primer lugar se cumplimentó la ficha anteriormente descrita con datos personales y de filiación facilitados por el sujeto, así como una anamnesis que se centró en traumatismos del raquis y aparato locomotor y patologías diagnosticadas que pudieran influir en la marcha del sujeto como por ejemplo trastornos del equilibrio o alteraciones sensoriales.

En dicha ficha se recogieron también datos antropométricos como:

- Peso: Para llevar a cabo esta medición se emplearon las plataformas dinamométricas.
- Talla: Se utilizó un tallímetro.
- Tipo de pie: Observación y medición de los dedos de los pies con cinta métrica flexible. Clasificación de los pies en; pie cuadrado, pie griego, pie egipcio.

Se realizó la medición de las extremidades inferiores para detectar posibles asimetrías entre un miembro y otro. El sujeto estaba en decúbito supino sobre

una camilla y se empleó una cinta métrica flexible. Se tomaron como puntos de referencia para realizar las mediciones la cresta iliaca anterosuperior y el maléolo tibial.

Se llevó a cabo un estudio podoscópico para detectar si el sujeto tenía un pie plano o cavo, si bien el estudio de la impronta plantar se complementó con la obtención de huellas plantares mediante un pedígrafo. Al tener el sujeto el pie desnudo se observó si presentaba alguna anomalía o deformidad que pudiera motivar alguna alteración en la marcha como hallux valgus, dedos en martillo, etc.

A continuación se obtuvieron las huellas plantares del pie derecho y el pie izquierdo con un pedígrafo, impregnando un rodillo de tinta negra y pidiendo al sujeto que apoyara el pie sobre la superficie de caucho del pedígrafo. La parte posterior de la lámina de caucho contactaba con un papel donde quedaba impresa la huella plantar.

Mediante esta técnica de obtención de huellas plantares se evitan posibles reacciones alérgicas pues el pie no entra en contacto directamente con ninguna sustancia colorante y además es un procedimiento limpio y sencillo.

Sobre las huellas obtenidas se llevaron a cabo distintas mediciones para clasificar los pies en pie plano, pie cavo y pie normal, pero este estudio fue finalmente descartado pues la mayoría de los pies fueron normales y se obtuvo un pequeño porcentaje de pies cavos y pies planos insuficiente desde el punto de vista estadístico para poder estudiar la influencia del tipo de pie sobre la marcha.

A continuación se hizo caminar al sujeto sobre la pista de marcha repetidas veces, con su velocidad de paso normal para que se habituara a caminar sobre las plataformas sin mirar al suelo y poder conseguir una cadencia normal. Estos pases de prueba sirvieron también para ajustar el punto de arranque, de tal forma que al caminar ambos pies cayeran sobre las plataformas dinamométricas.

Una vez hecho esto se realizaron cinco pases en las siguientes condiciones:

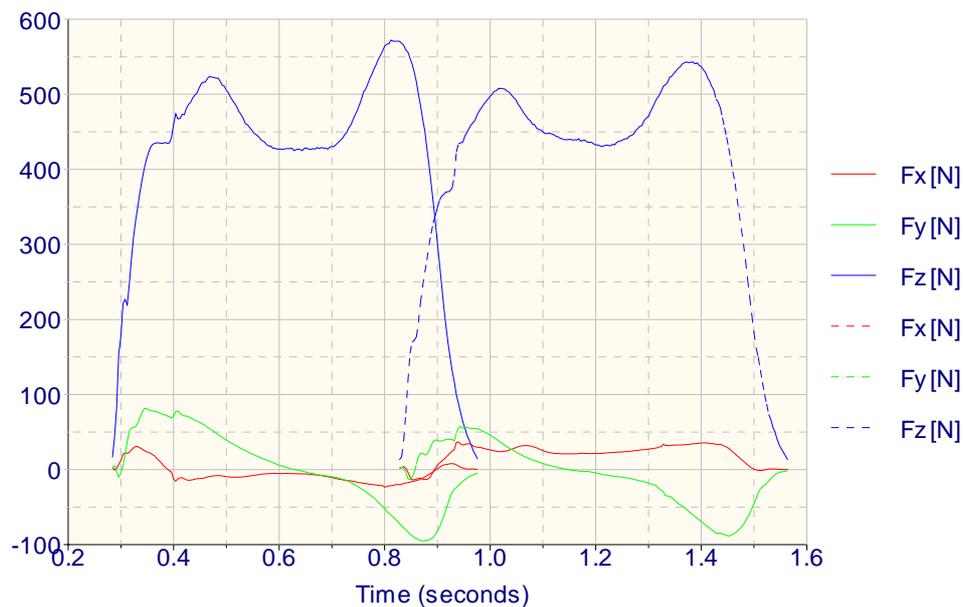
- Calzado con su calzado habitual, sin carga.
- Descalzo sin carga.
- Descalzo con la carga a la espalda.
- Descalzo con la mochila en un solo hombro. (Lado derecho)
- Descalzo sujetando la mochila con una mano a modo de cartera. (Lado derecho).

Finalmente se descartó en el análisis el primer pase; “Calzado con su calzado habitual sin carga” pues los calzados empleados por los sujetos objeto de estudio fueron muy diversos; botas de tacón, sandalias, mocasines, zapatillas deportivas, etc. lo que impedía establecer correlaciones.

Las señales obtenidas son amplificadas y registradas en un ordenador, que nos ofreció datos gráficos y numéricos que nos permitieron conocer las fuerzas de reacción del suelo en cada fase del ciclo de la marcha:

- Fuerzas verticales: Las fuerzas verticales son las de mayor magnitud. Representan el desplazamiento vertical del centro de gravedad. (Fig. 18)

- Fuerzas anteroposteriores: Representan las fuerzas de frenado y de empuje que se producen en el choque de talón y en el despegue respectivamente, con un pico positivo y otro negativo. (Fig. 18)
- Fuerzas mediolaterales: Son las fuerzas de menor magnitud, que traducen los desplazamientos laterales del centro de gravedad. (Fig. 18)



*Figura 18. Gráficas que representan las fuerzas verticales (azul), las fuerzas anteroposteriores (verde) y las fuerzas mediolaterales (rojo).*

#### **b. MÉTODO ESTADÍSTICO:**

Para el análisis estadístico se ha utilizado el programa SPSS 10.0 para Windows.

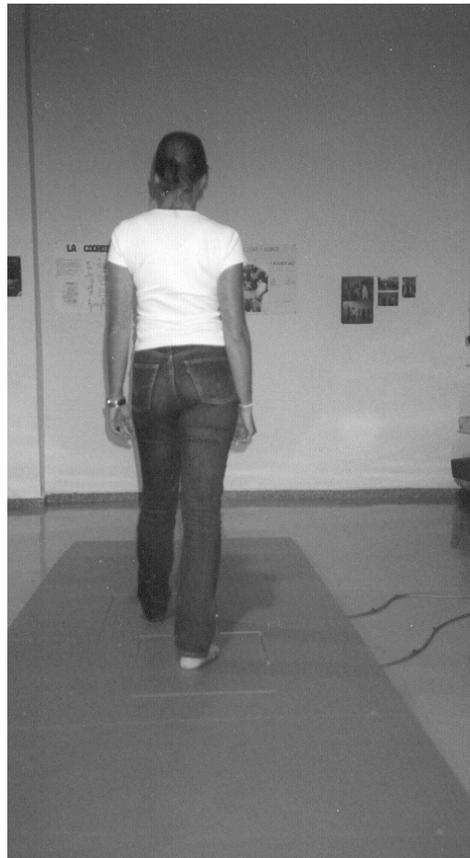
En primer lugar se ha procedido a la descripción de la muestra y para ello se ha llevado a cabo un análisis descriptivo de la misma, teniendo en cuenta factores

como la edad, altura, género y peso. También se tuvo en cuenta el tipo de pie, dato que finalmente fue descartado por los motivos que ya han sido expuestos.

El análisis descriptivo de la muestra se presenta mediante tablas y gráficas que recogen la media, mediana, moda, desviación típica y valores máximo y mínimo.

A continuación se lleva a cabo un análisis para estudiar la influencia de los factores género, peso y altura sobre las distintas fuerzas (fuerza vertical, fuerza anteroposterior y fuerza mediolateral), en cada fase del ciclo de la marcha, cada pie, y en las diferentes condiciones (sin carga, carga a la espalda, carga al hombro y carga en la mano a modo de cartera). Para ello se realiza un análisis multivariante de la varianza, empleando la lambda de Wilks como estadístico de contraste para medir la significación del efecto de los factores en el modelo de análisis de varianza utilizado. Los resultados se presentan en tablas en las que se recoge, de los factores género, peso y altura, la F, la significación, eta cuadrado y potencia observada. También hemos realizado análisis univariados de la varianza, tomando como variables independientes el género, peso y altura y como variables dependientes las fuerzas en las distintas fases del ciclo de la marcha y con las distintas condiciones de carga (sin carga, carga a la espalda, carga al hombro y carga en la mano a modo de cartera). En las tablas en la que se muestran los resultados de estos análisis univariados se recogen la suma de cuadrados tipo III, los grados de libertad (n-1), la media cuadrática (suma de cuadrados/grados de libertad), la F, la significación, eta cuadrado y potencia observada.

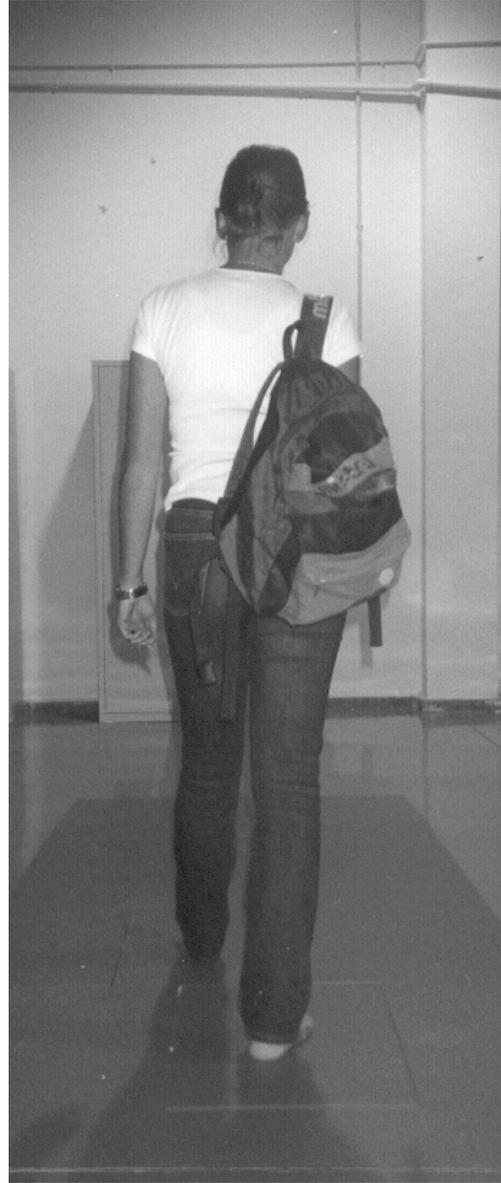
Por último se estudia la influencia de cada condición de carga sobre las fuerzas verticales, anteroposteriores y mediolaterales. Para ello se ha llevado a cabo un estudio comparativo de las medias mediante un análisis estadísticos de la varianza de una vía (ANOVA de un factor), y análisis de contrastes “post hoc” de comparaciones múltiples de Bonferroni para saber si existen diferencias significativas entre los distintos niveles de carga (nivel 1:sin carga; nivel 2:con carga a la espalda; nivel 3: con carga al hombro; nivel 4 con carga en la mano a modo de cartera) en cada fuerza, en cada fase del ciclo de la marcha y con cada pie.



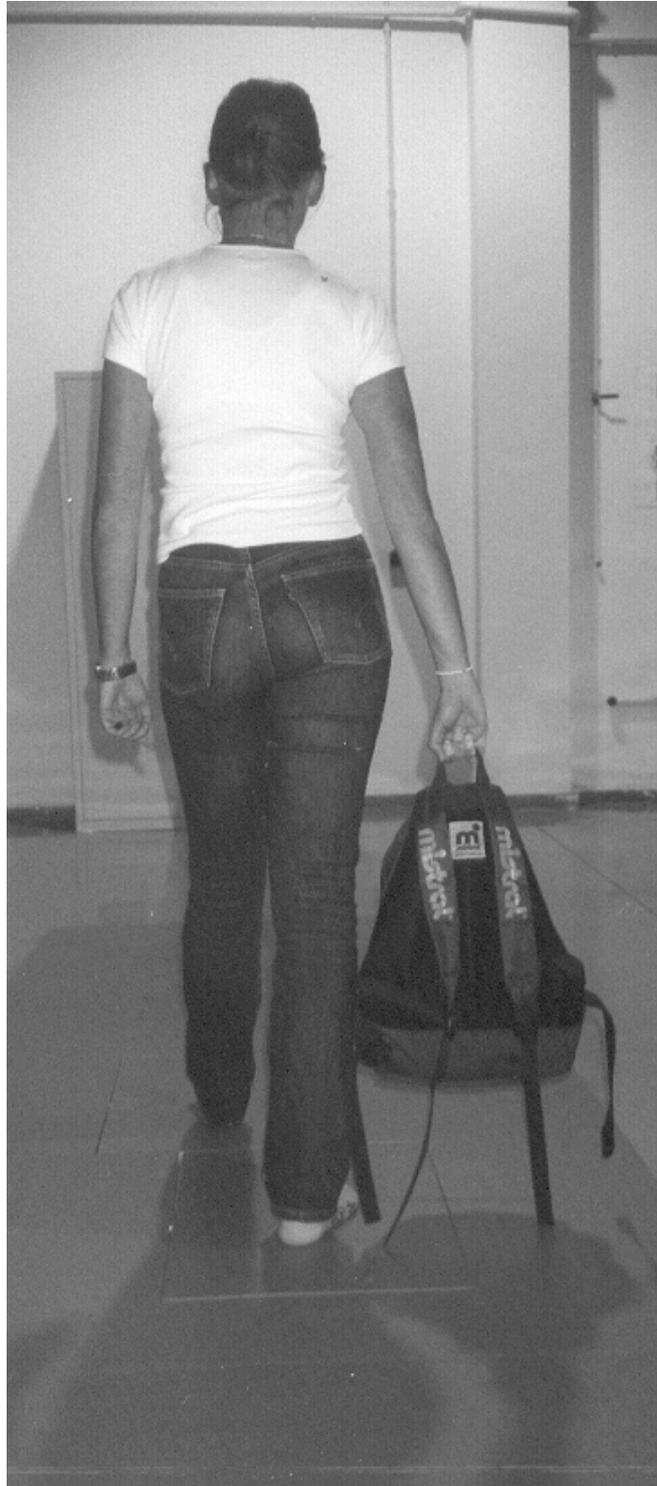
***Figura 19. Sin carga***



*Figura 20. Carga a la espalda*



*Figura 21. Carga al hombro*



*Figura 22. Carga en la mano*

# **RESULTADOS**

## IV. RESULTADOS

A continuación se exponen, mediante tablas y gráficas, los resultados del estudio, que se han obtenido siguiendo el método explicado anteriormente.

En primer lugar se presentan las gráficas que muestran las fuerzas verticales, anteroposteriores y mediolaterales y que han sido obtenidas mediante el programa Bioware 3.0. Se trata de gráficas fuerza/tiempo. Para cada sujeto hay cuatro gráficas; la primera corresponde a la marcha sin carga, la segunda a la marcha con carga a la espalda, la tercera a la marcha con carga al hombro y la cuarta a la marcha con carga en la mano a modo de cartera.

De estas gráficas los datos que se han tenido en cuenta para el análisis estadístico han sido los siguientes:

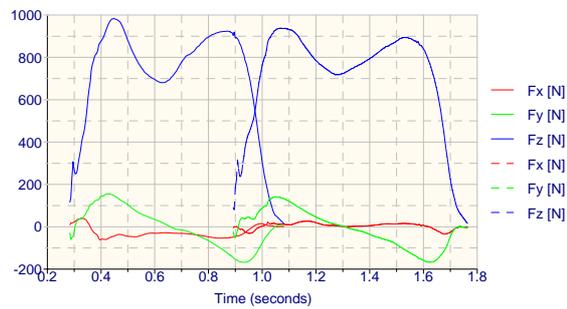
- **Fuerzas verticales:** Valor máximo de fuerza en el choque de talón (primer pico de la gráfica), mínimo valor en la fase de apoyo total del pie (valle de la gráfica) y máximo valor en la fase de despegue (segundo pico), para el pie derecho y el pie izquierdo y en cada uno de los pases (sin carga, carga a la espalda, carga al hombro y carga en la mano a modo de cartera).
- **Fuerzas anteroposteriores:** Valor máximo y mínimo en cada pie y en cada uno de los pases.
- **Fuerzas mediolaterales:** Valor mínimo y máximo en cada pie y en cada uno de los pases.

Posteriormente se muestran, mediante tablas y gráficas, los resultados del análisis estadístico, explicando qué factores han resultado significativos en este estudio.

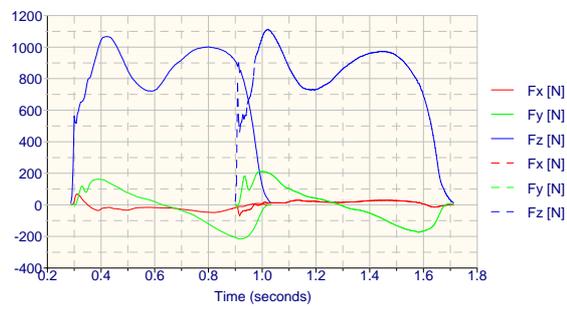
Para el estudio de la influencia de factores intrínsecos como el género, peso y altura se han llevado a cabo análisis multivariantes de la varianza y análisis univariados, análisis que han permitido conocer los factores estadísticamente significativos.

Para determinar la influencia de las distintas condiciones de carga (sin carga, con la mochila a la espalda, con la carga al hombro y con la carga en la mano) se ha llevado a cabo un estudio comparativo de las medias mediante análisis de varianzas de una vía (ANOVA de un factor) y se ha utilizado la prueba de Bonferroni para el análisis de contrastes “post hoc” de comparaciones múltiples.

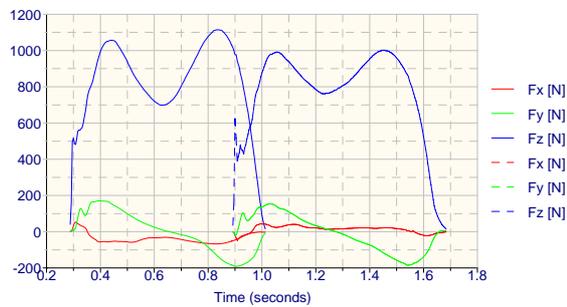
S01



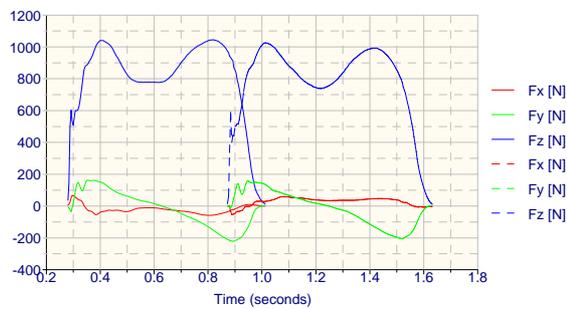
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

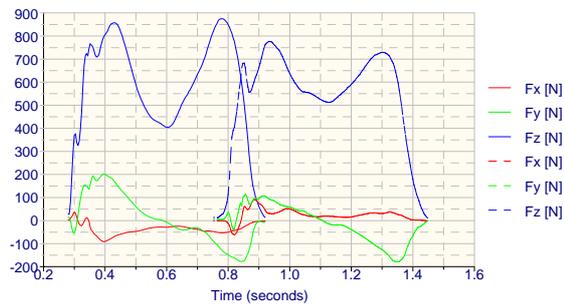


*Carga en un hombro*

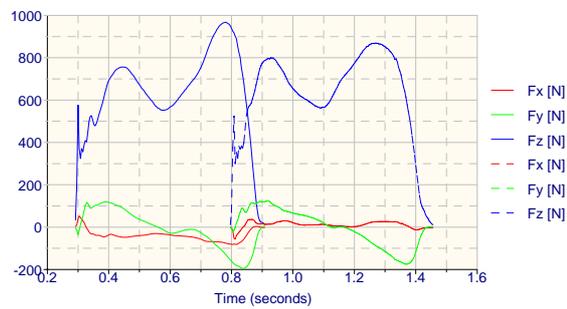


*Carga en la mano*

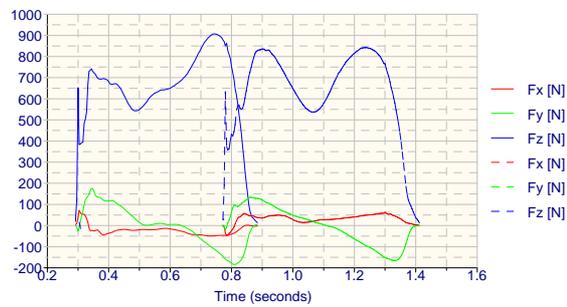
S02



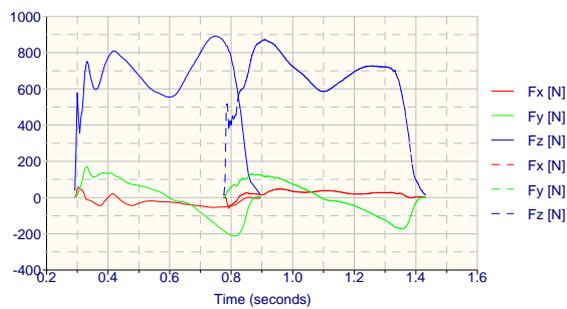
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

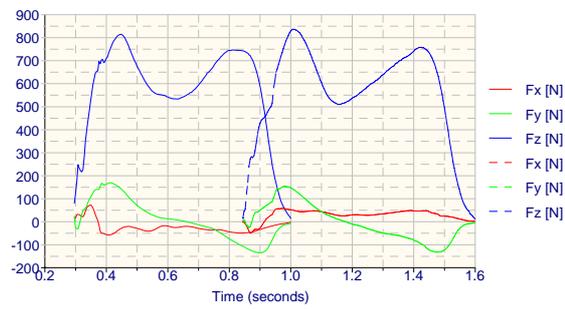


*Carga al hombro*

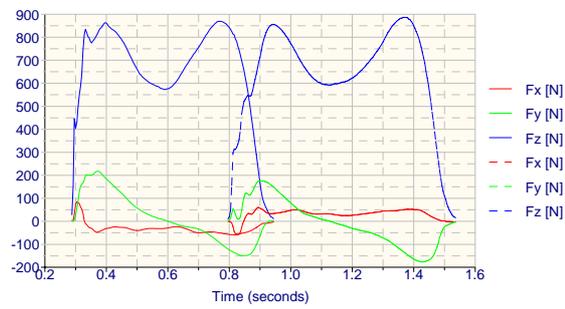


*Carga en la mano*

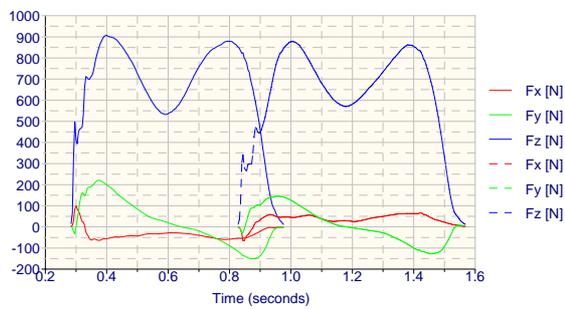
S03



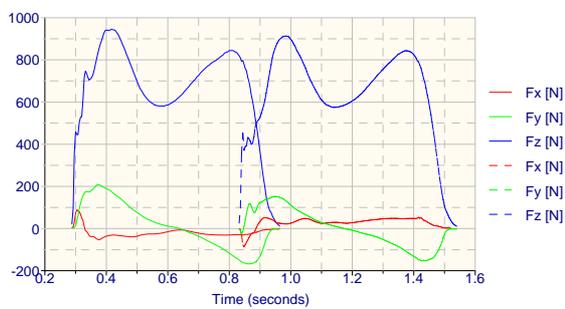
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

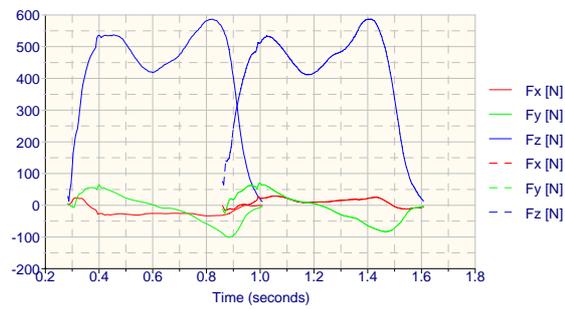


*Carga al hombro*

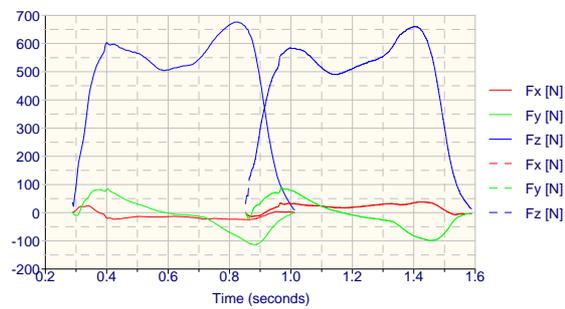


*Carga en la mano*

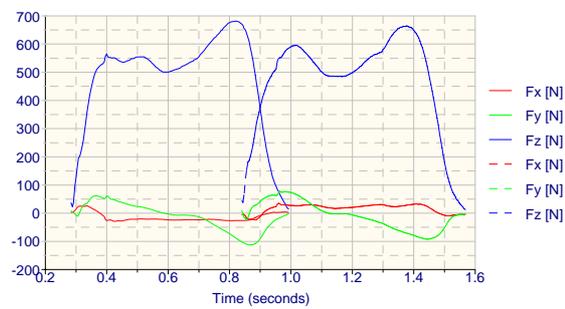
S04



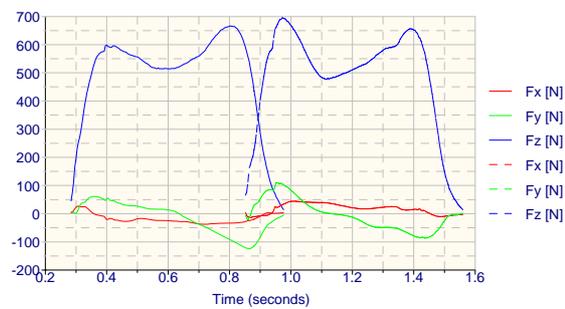
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

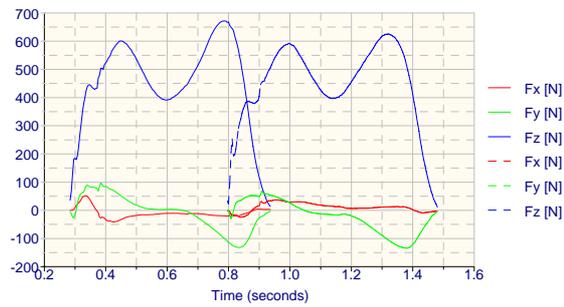


*Carga al hombro*

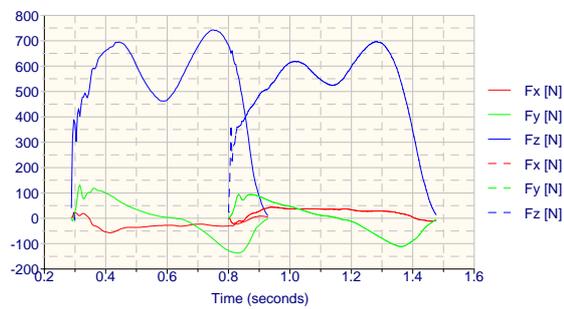


*Carga en la mano*

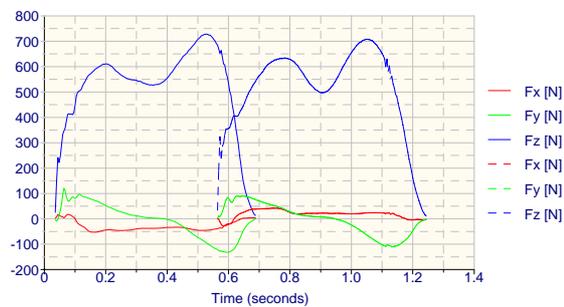
S05



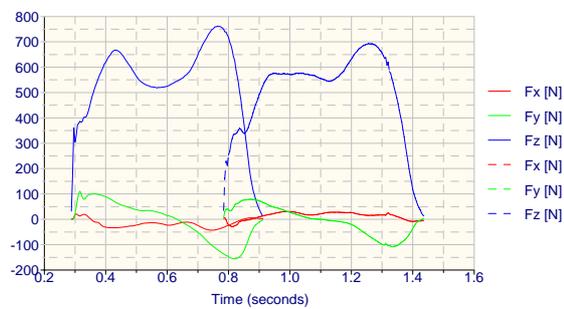
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

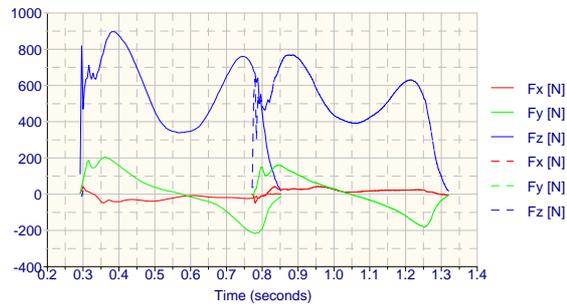


*Carga al hombro*

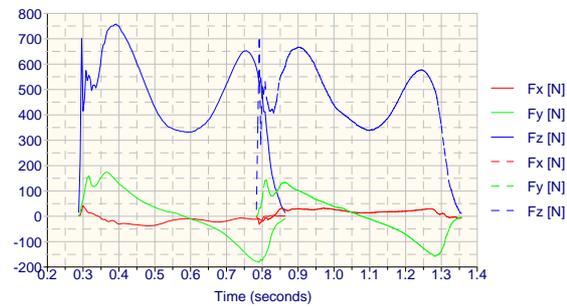


*Carga en la mano*

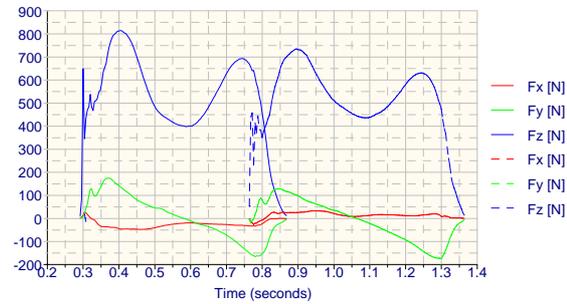
S06



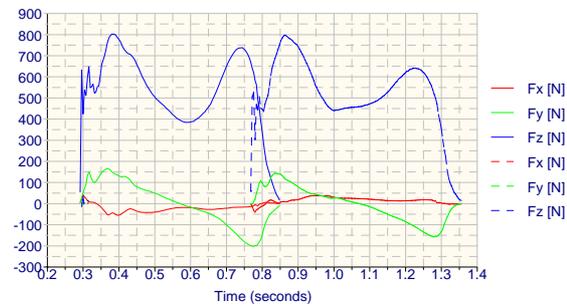
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

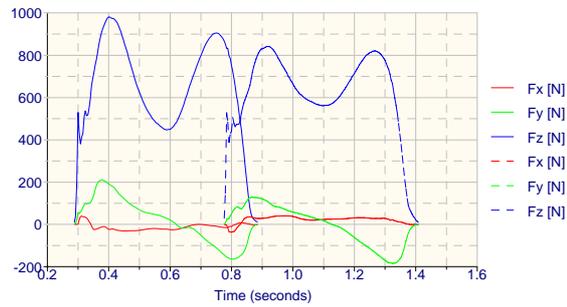


*Carga al hombro*

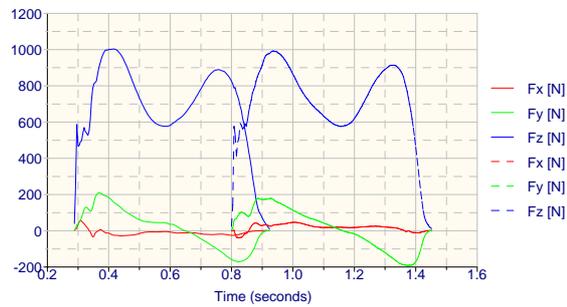


*Carga en la mano*

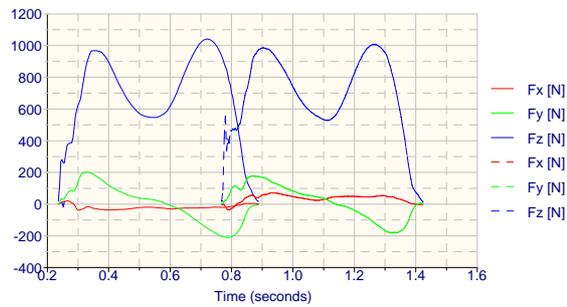
S07



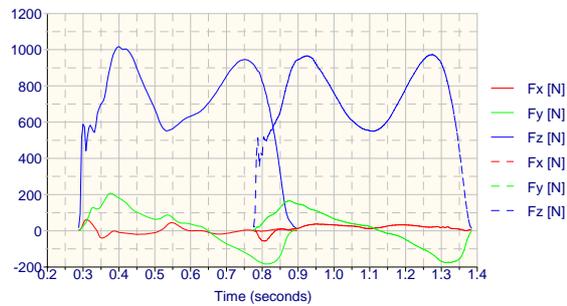
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

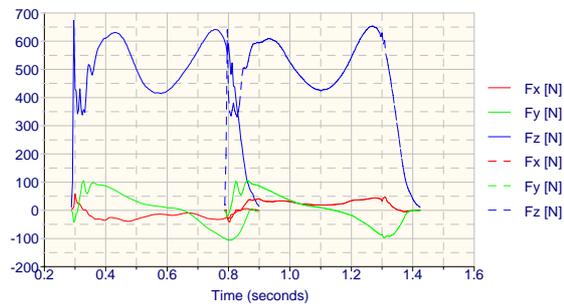


*Carga al hombro*

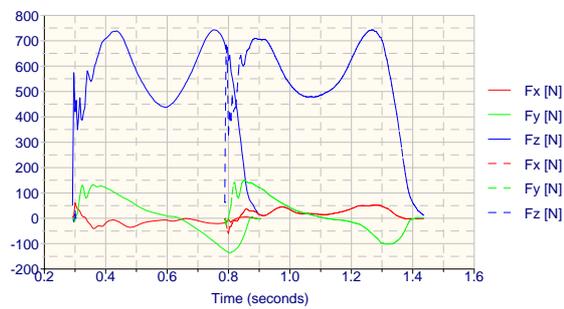


*Carga en la mano*

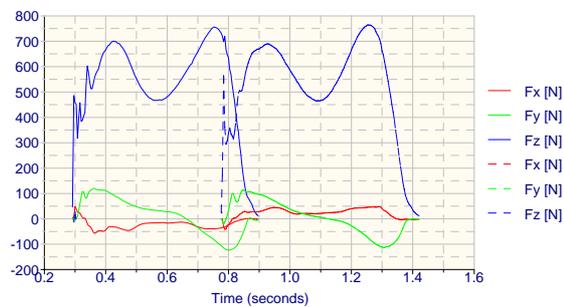
S08



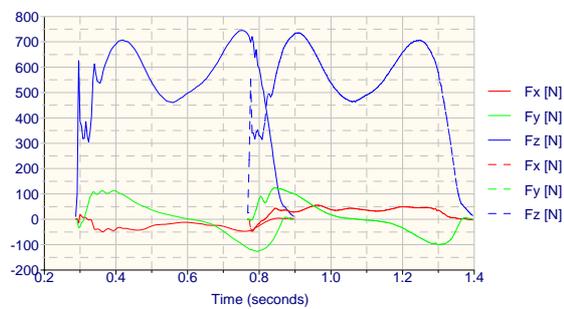
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

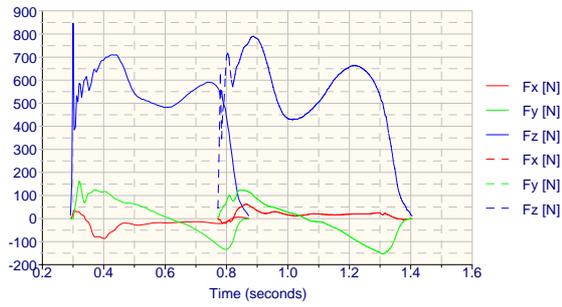


*Carga al hombro*

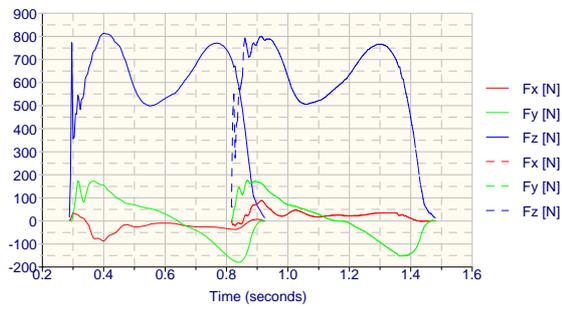


*Carga en la mano*

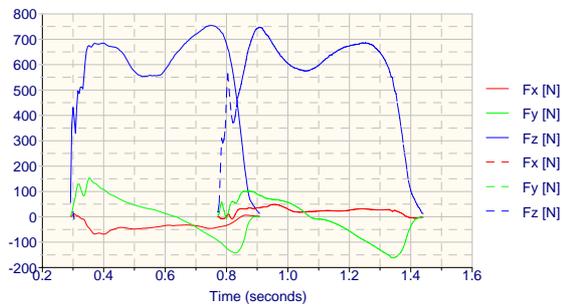
S09



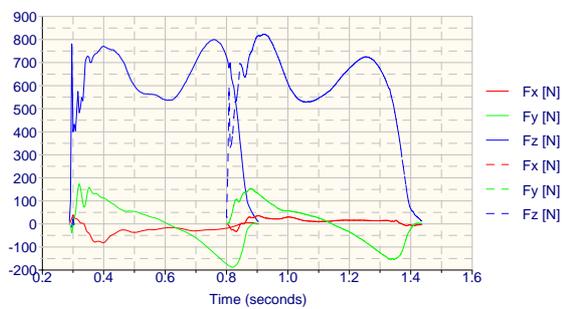
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

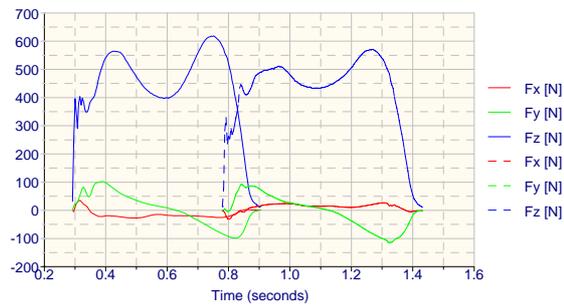


*Carga al hombro*

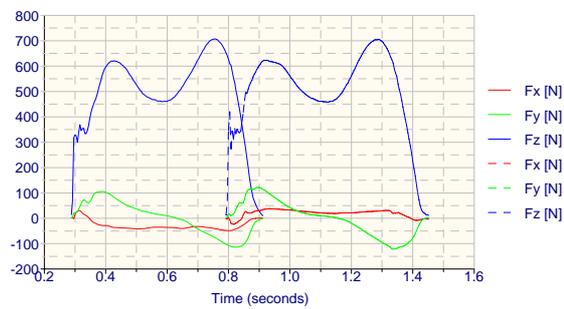


*Carga en la mano*

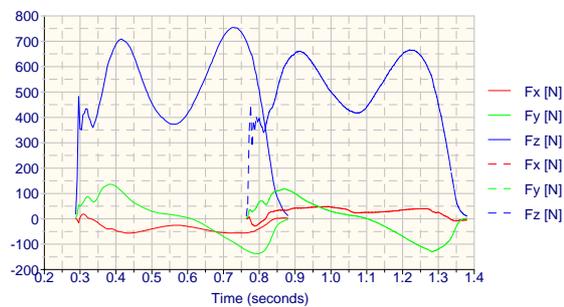
S10



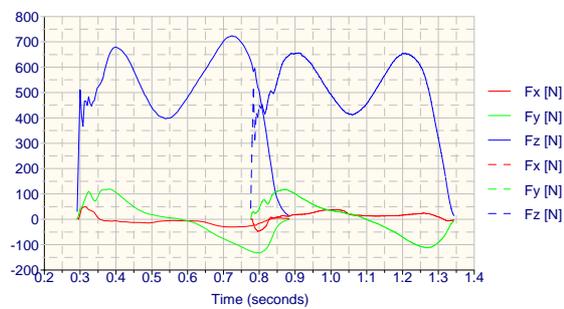
*Sin carga*



*Carga en la espalda*

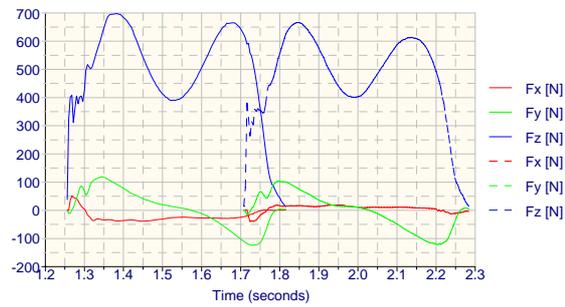


*Carga al hombro*

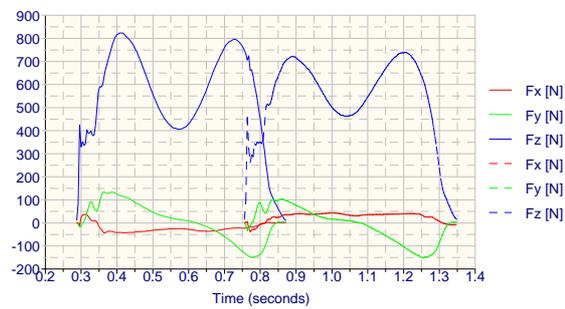


*Carga en la mano*

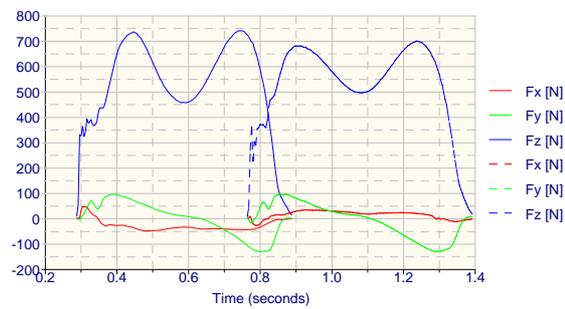
S11



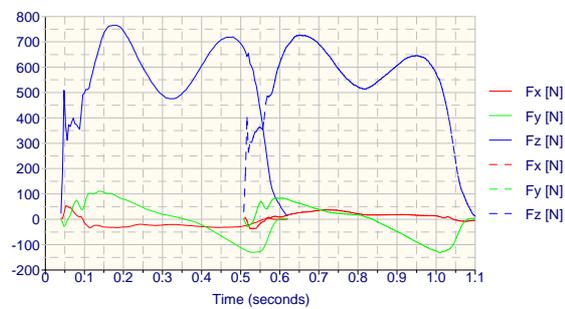
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

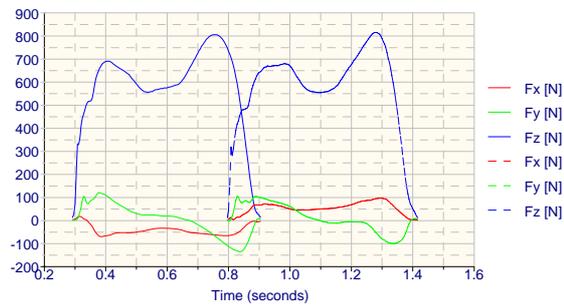


*Carga al hombro*

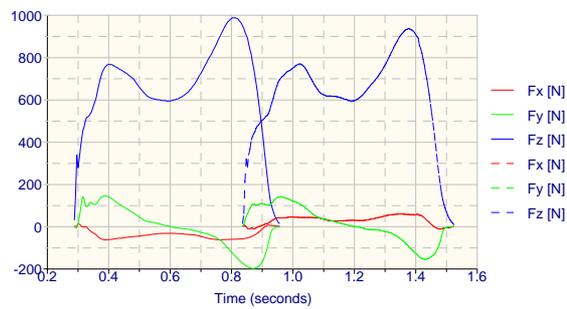


*Carga en la mano*

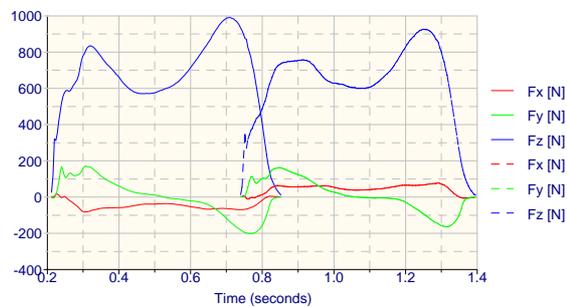
S12



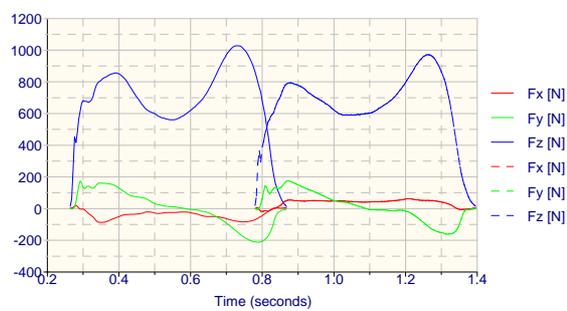
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

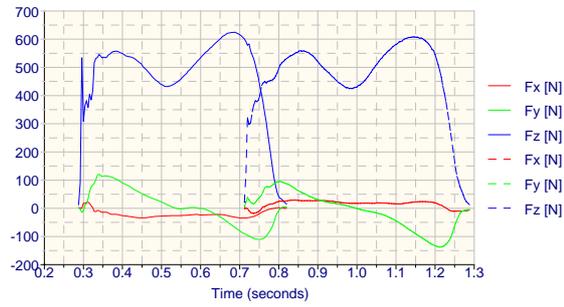


*Carga al hombro*

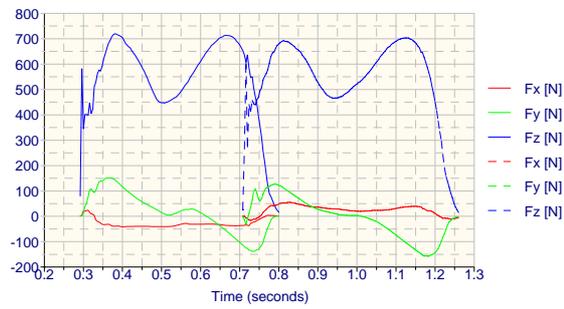


*Carga en la mano*

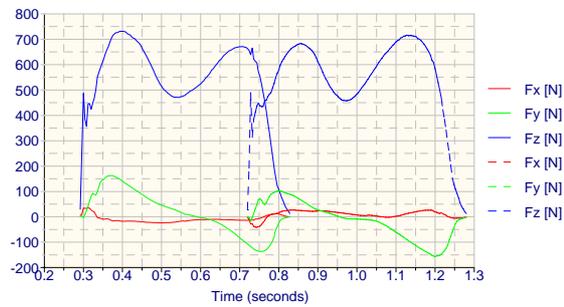
S13



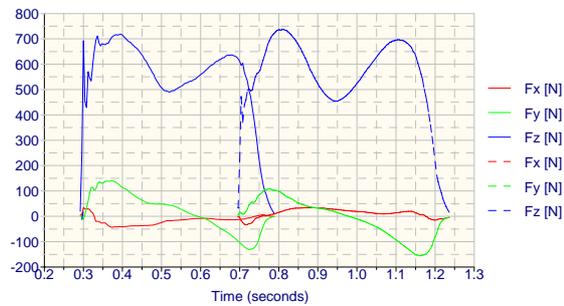
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

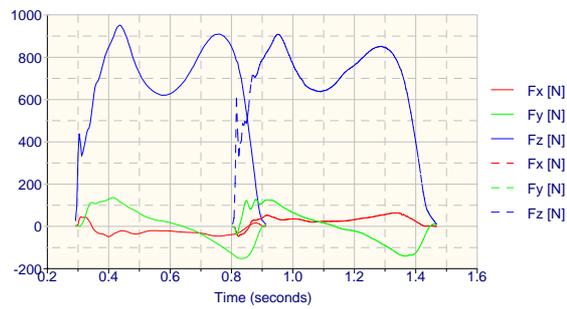


*Carga al hombro*

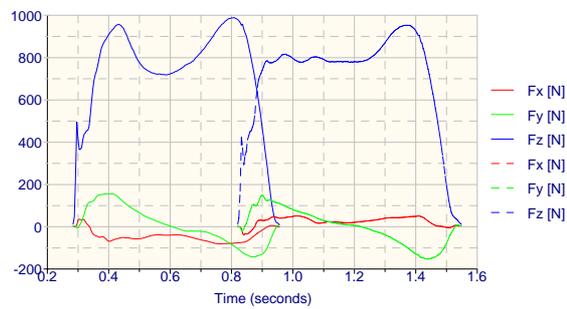


*Carga en la mano*

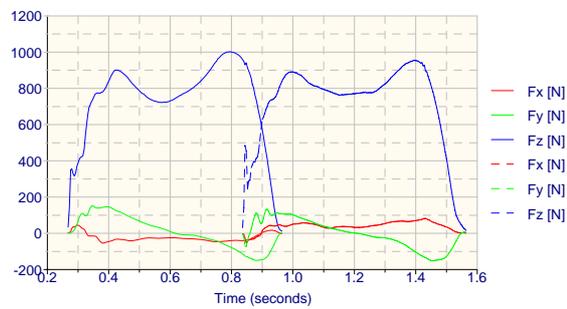
S14



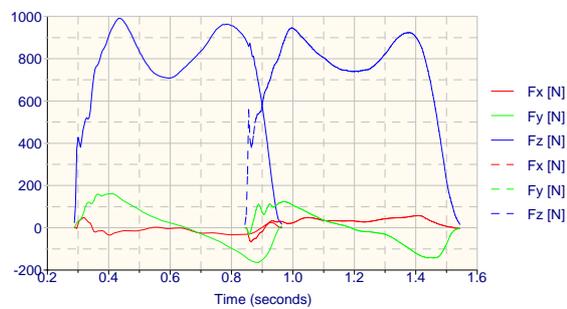
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

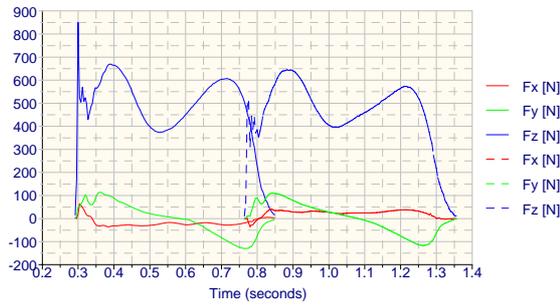


*Carga al hombro*

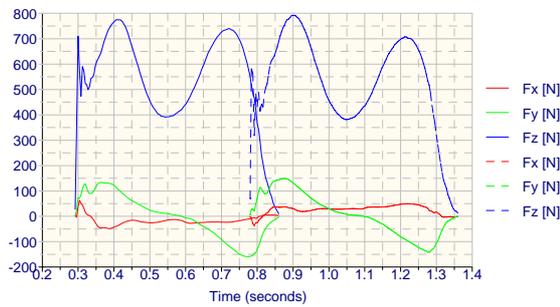


*Carga en la mano*

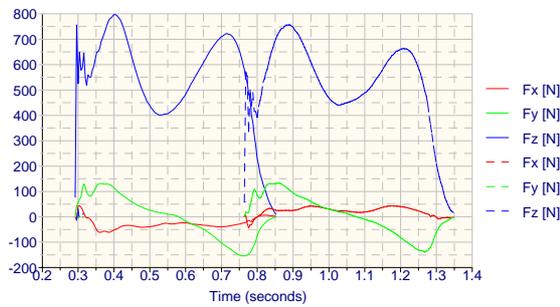
S15



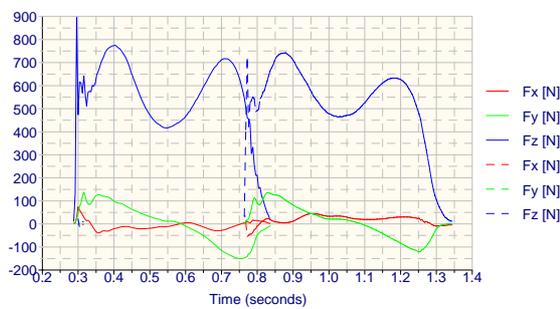
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

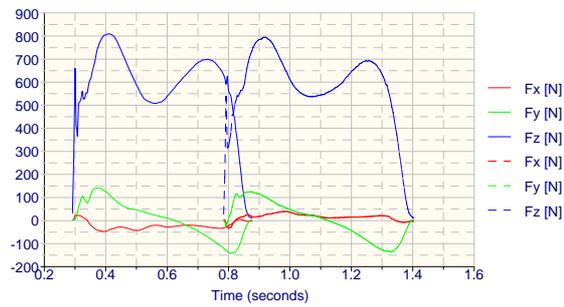


*Carga al hombro*

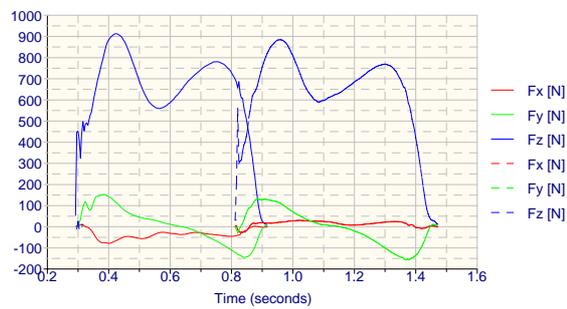


*Carga en la mano*

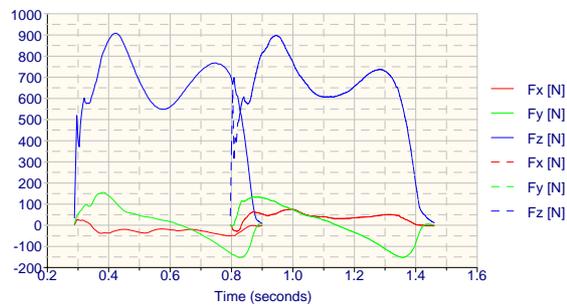
S16



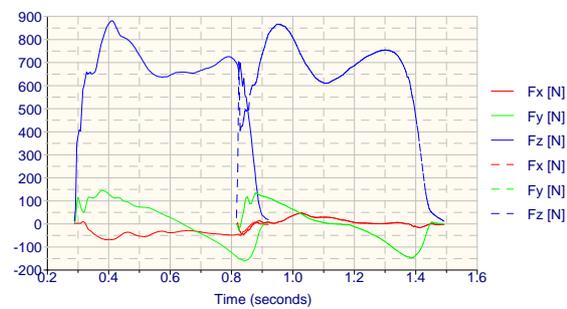
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

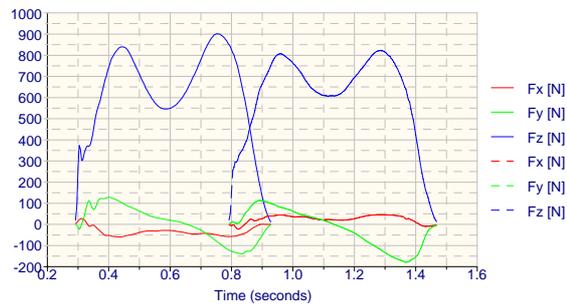


*Carga al hombro*

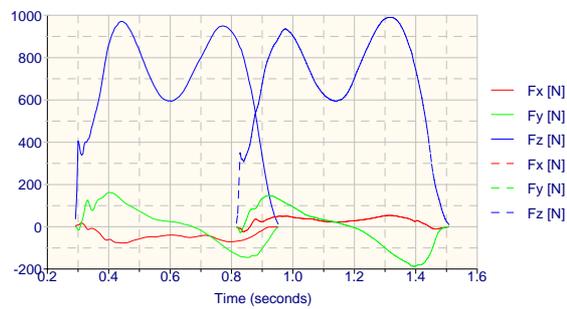


*Carga en la mano*

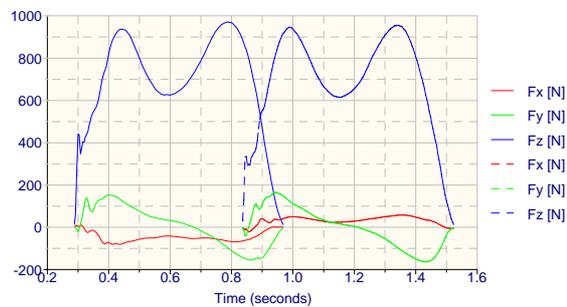
S17



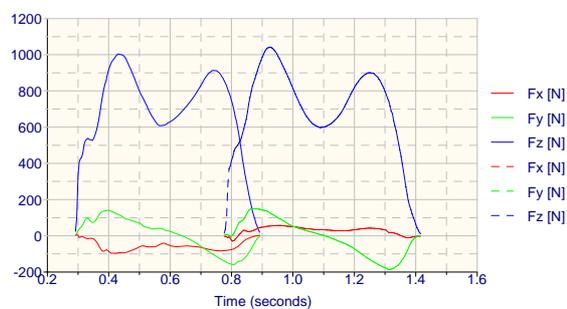
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

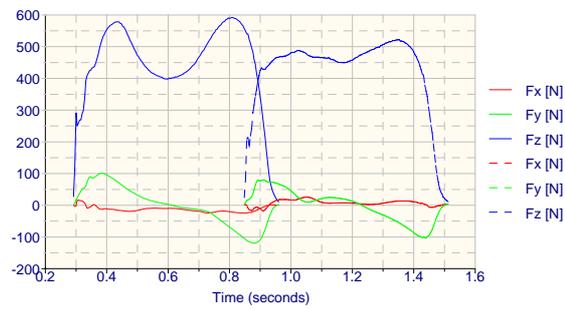


*Carga al hombro*

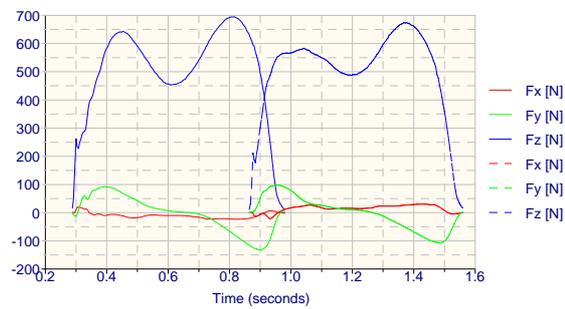


*Carga en la mano*

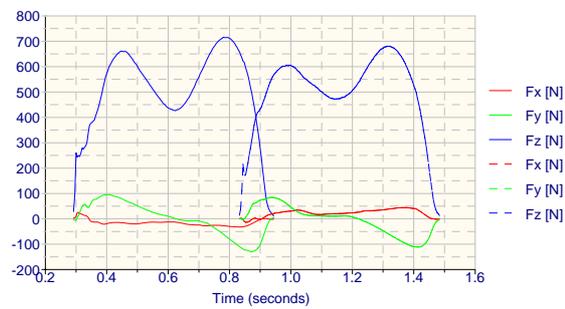
S18



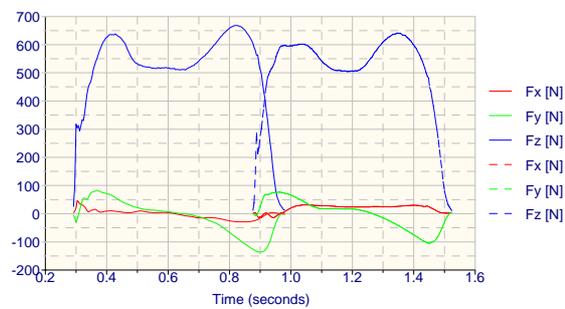
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

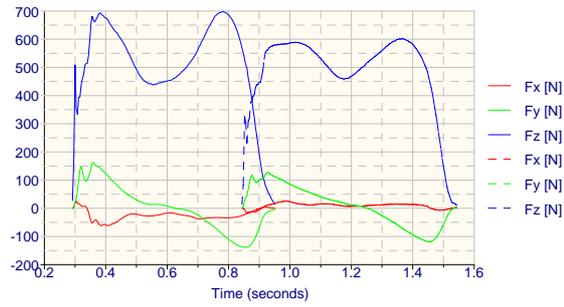


*Carga al hombro*

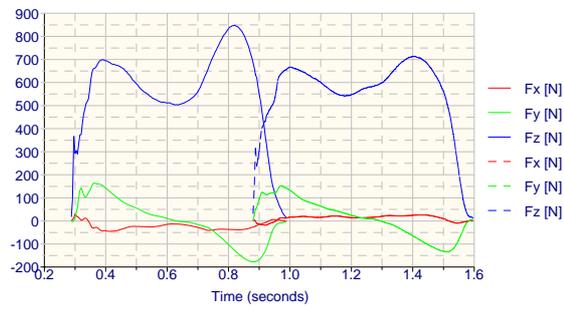


*Carga en la mano*

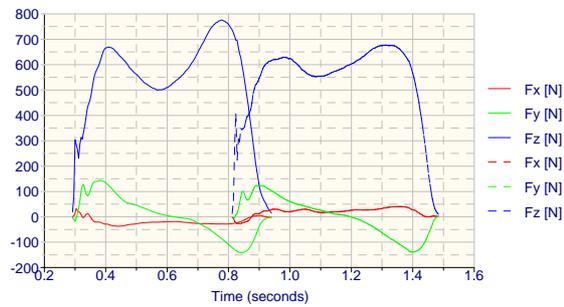
S19



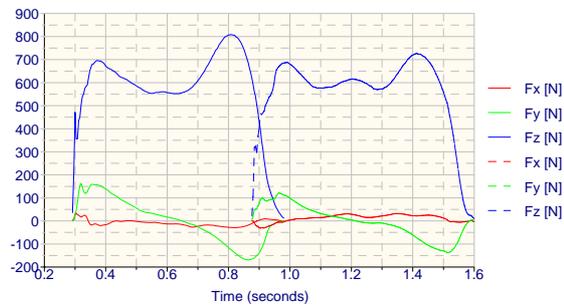
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

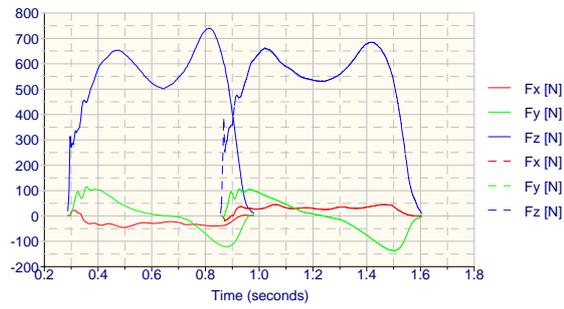


*Carga al hombro*

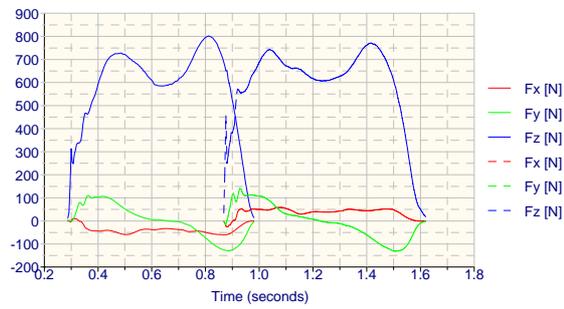


*Carga en la mano*

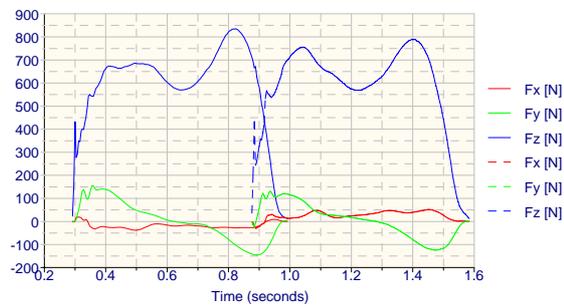
S20



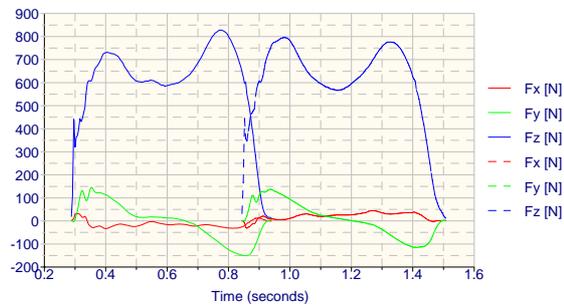
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

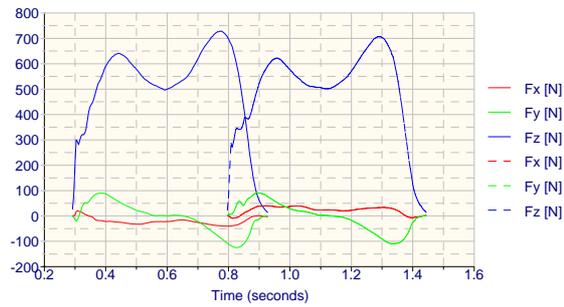


*Carga al hombro*

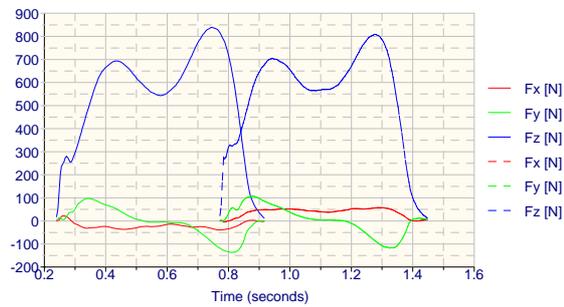


*Carga en la mano*

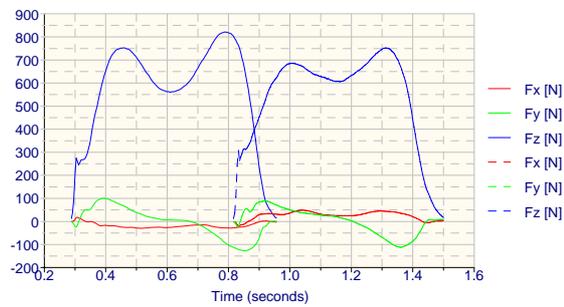
S21



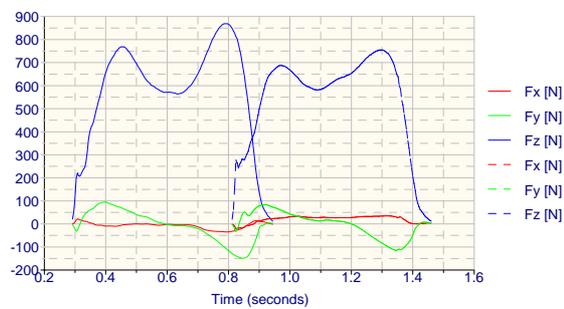
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

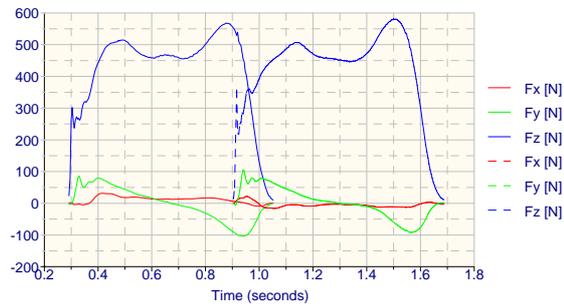


*Carga al hombro*

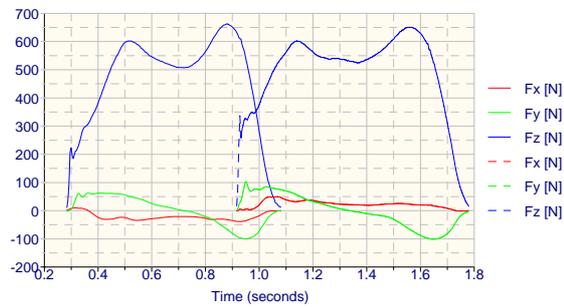


*Carga en la mano*

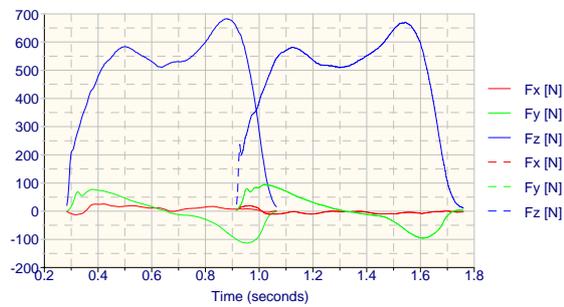
S22



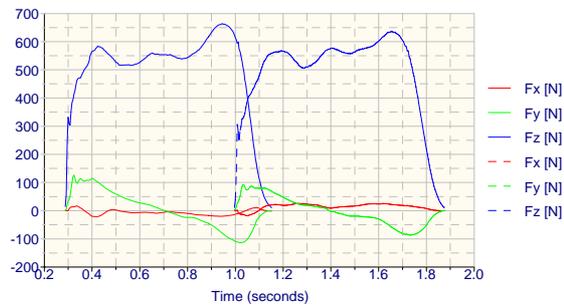
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

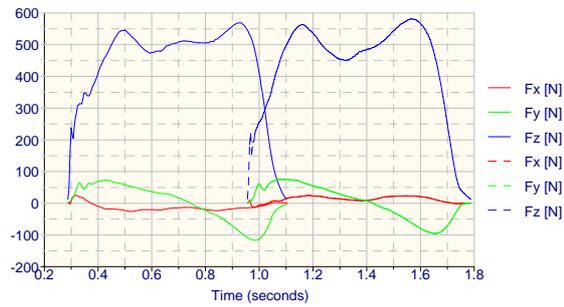


*Carga al hombro*

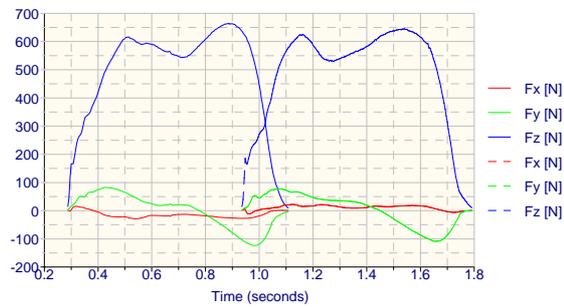


*Carga en la mano*

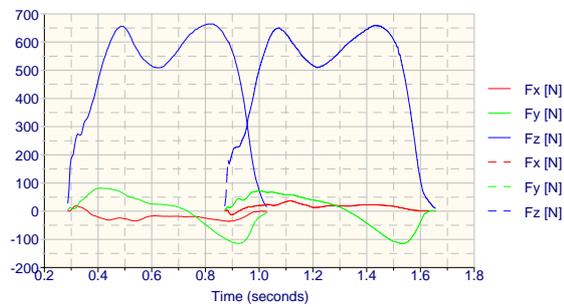
S23



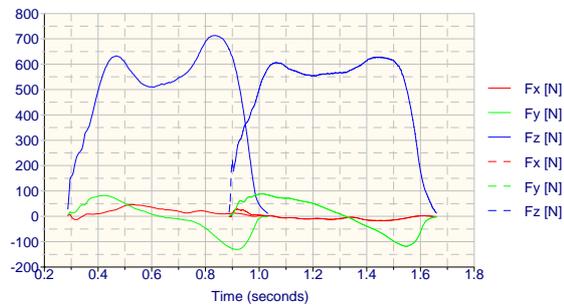
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

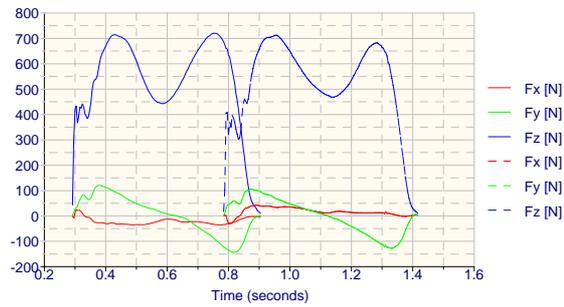


*Carga al hombro*

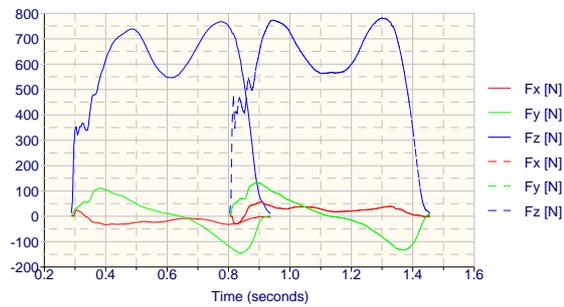


*Carga en la mano*

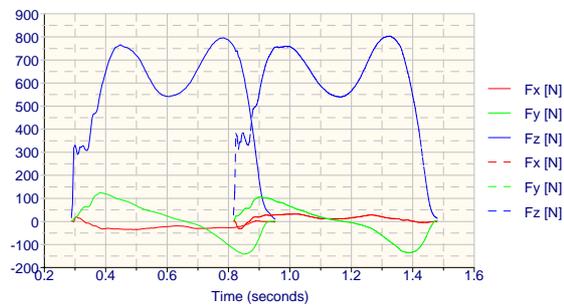
S24



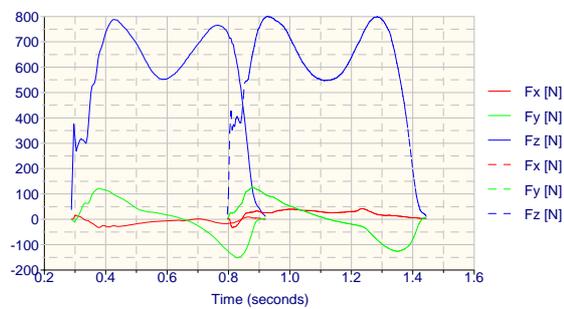
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

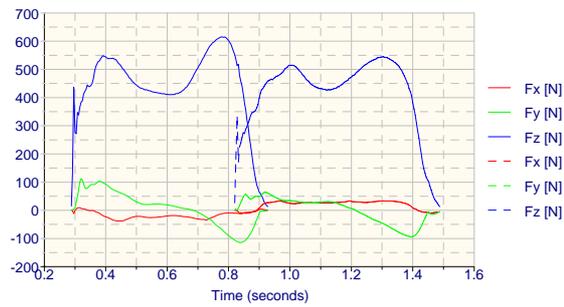


*Carga al hombro*

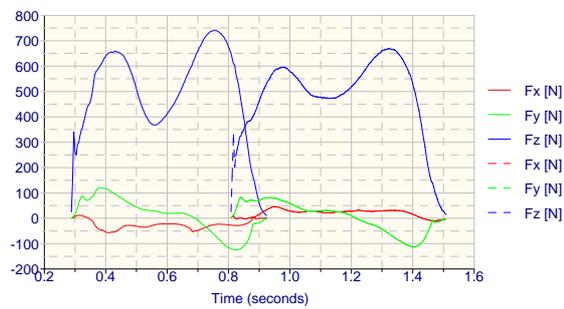


*Carga en la mano*

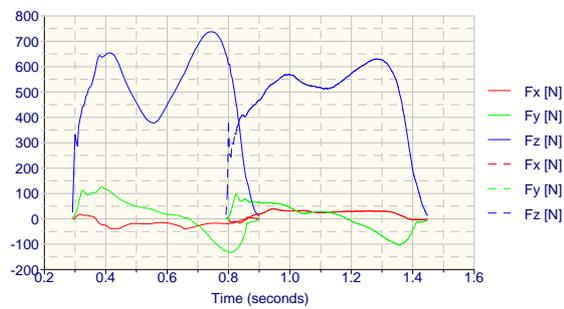
S25



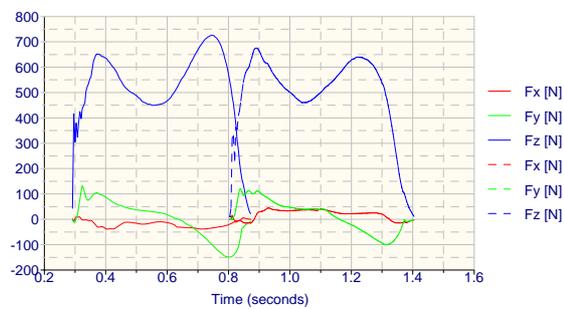
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

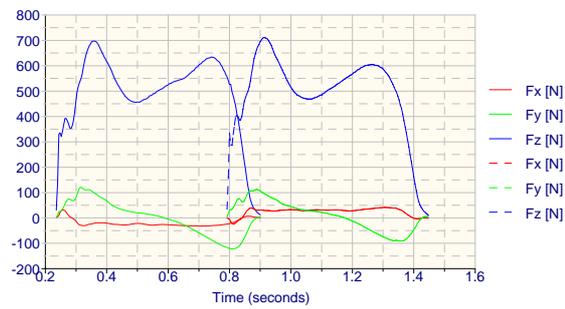


*Carga al hombro*

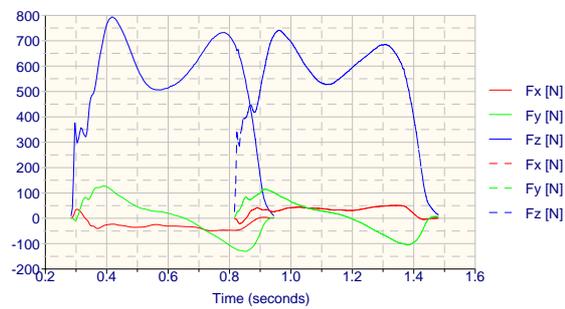


*Carga en la mano*

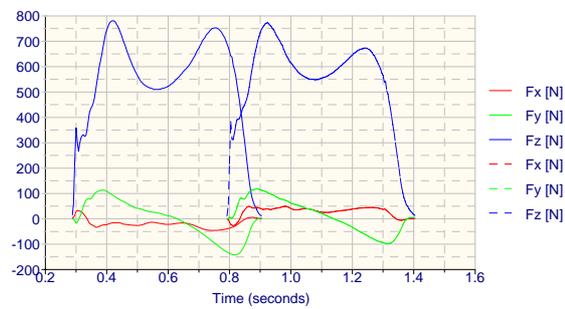
S26



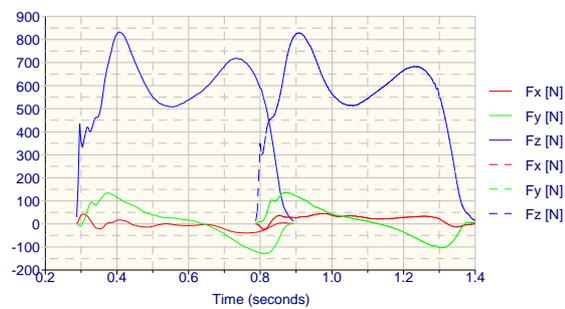
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

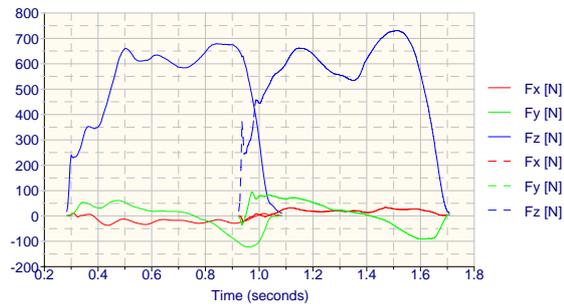


*Carga al hombro*

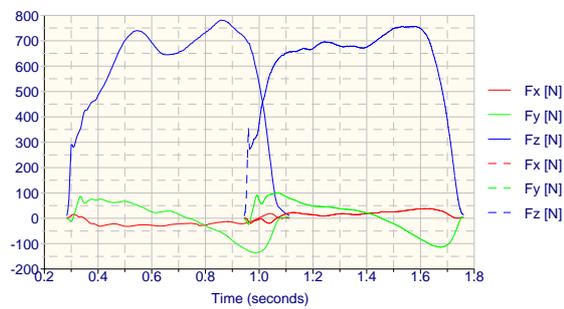


*Carga en la mano*

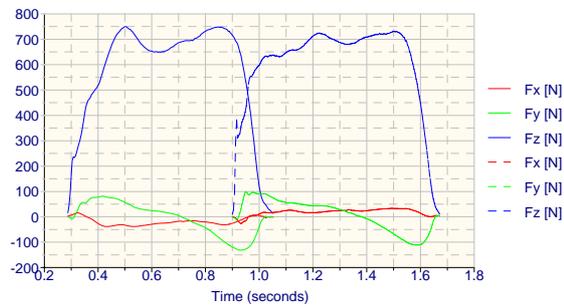
S27



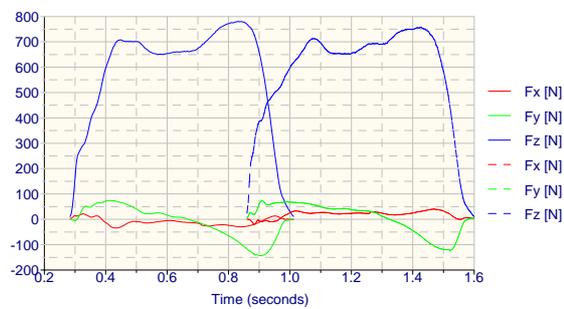
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

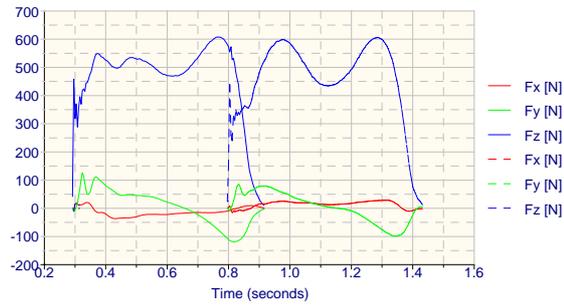


*Carga al hombro*

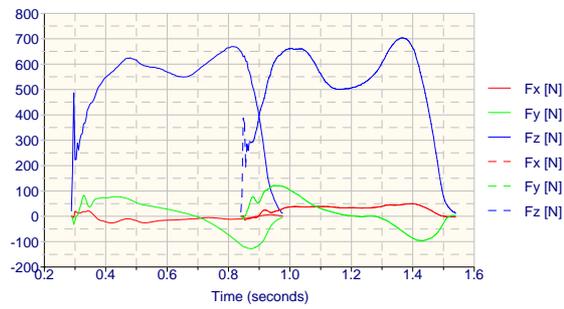


*Carga en la mano*

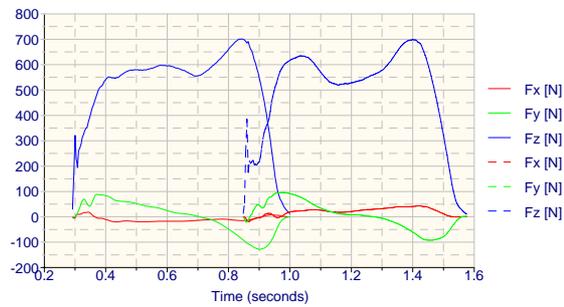
S28



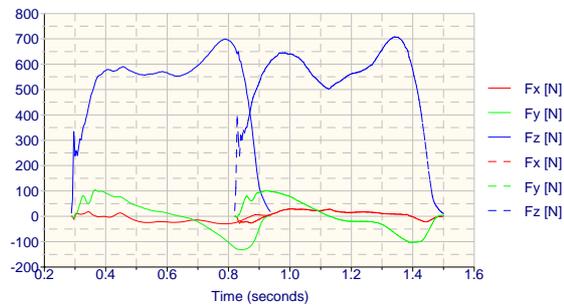
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

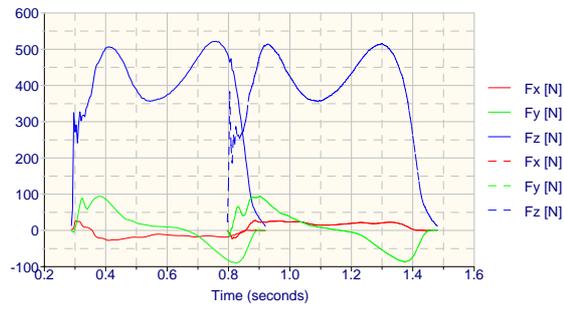


*Carga al hombro*

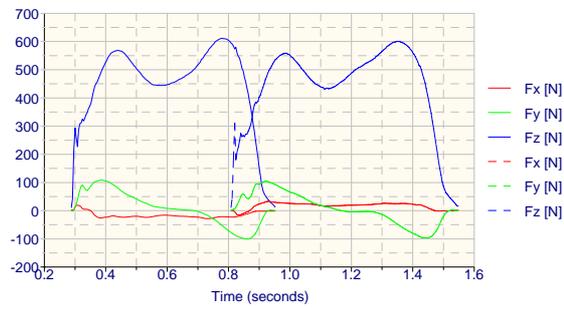


*Carga en la mano*

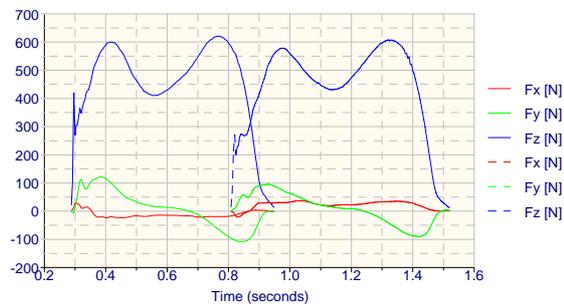
S29



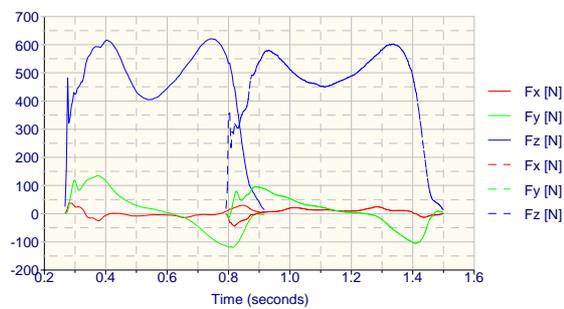
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

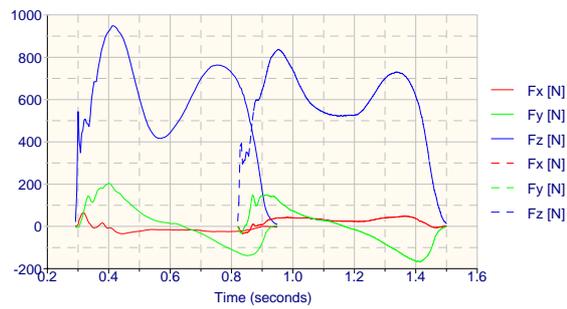


*Carga al hombro*

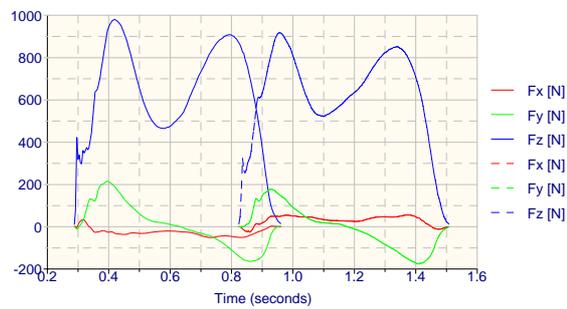


*Carga en la mano*

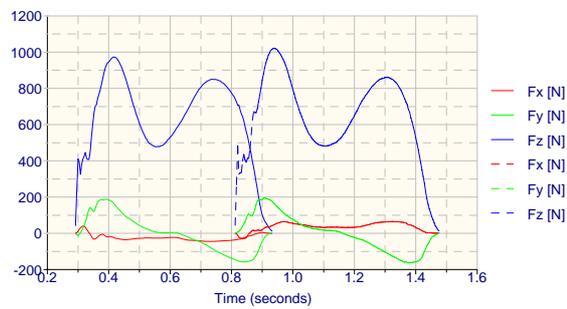
S30



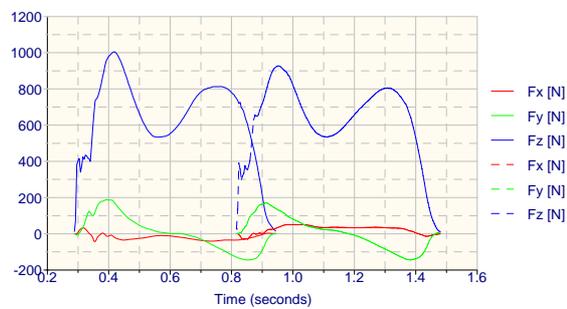
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

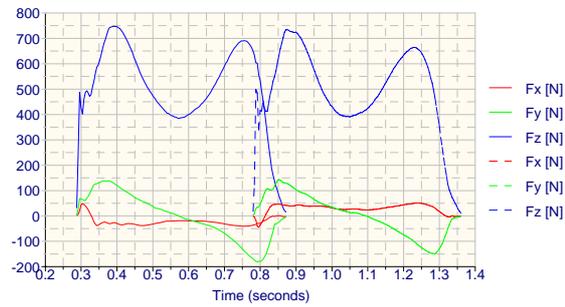


*Carga al hombro*

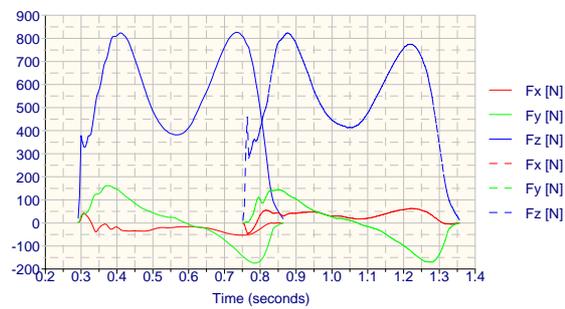


*Carga en la mano*

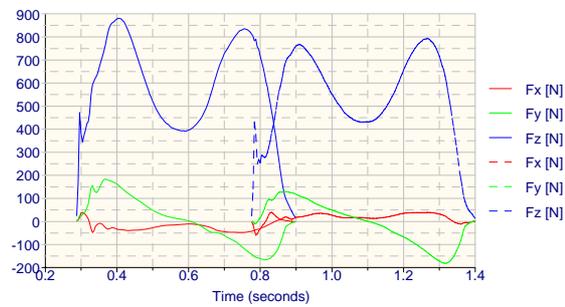
S31



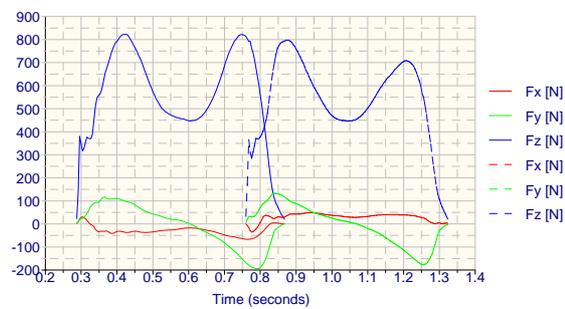
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

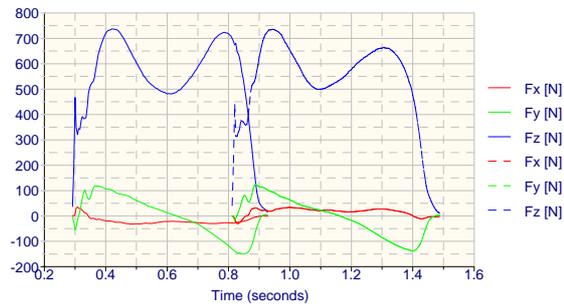


*Carga al hombro*

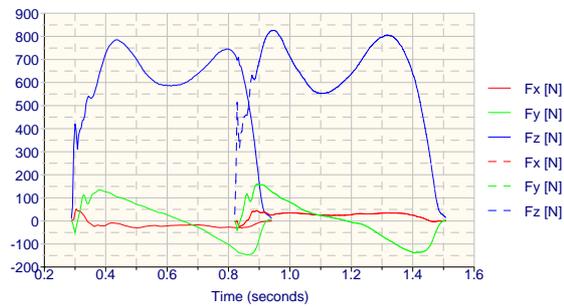


*Carga en la mano*

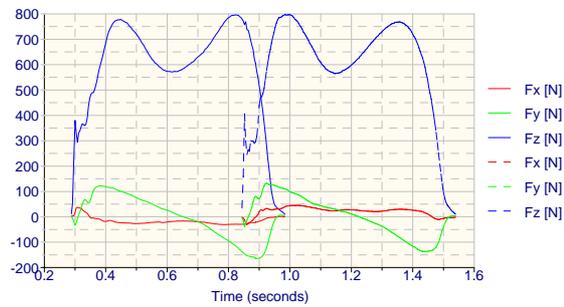
S32



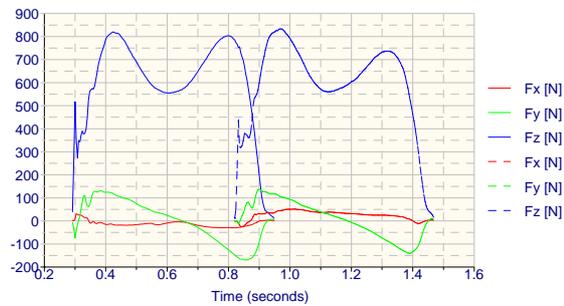
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

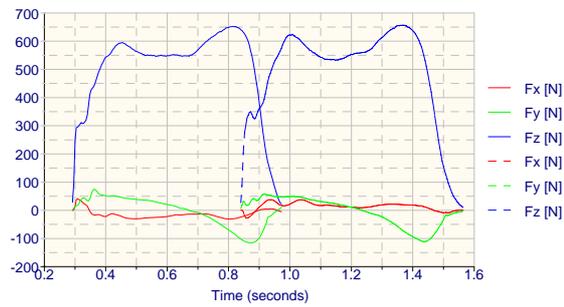


*Carga al hombro*

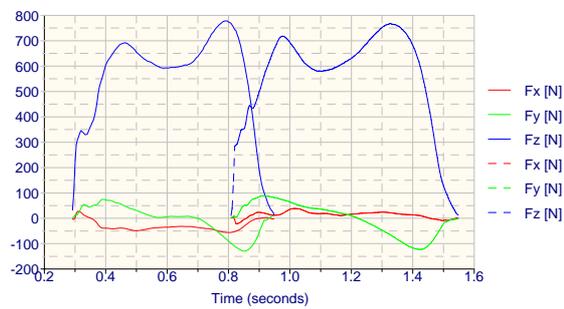


*Carga en la mano*

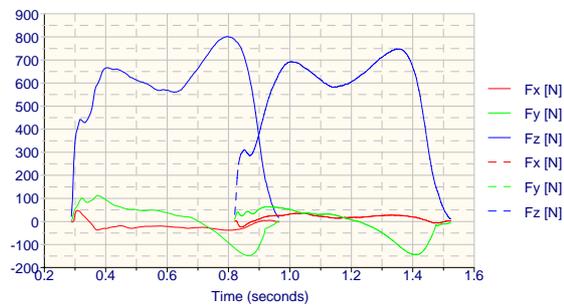
S33



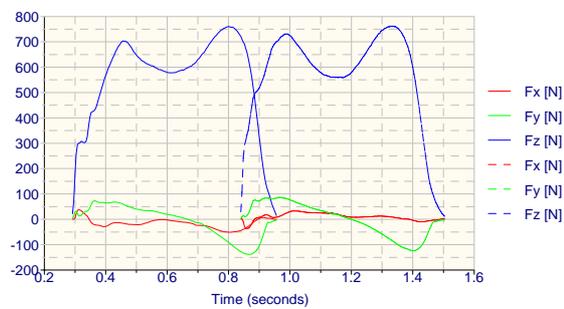
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

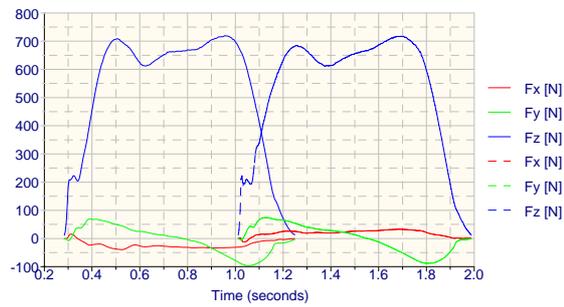


*Carga al hombro*

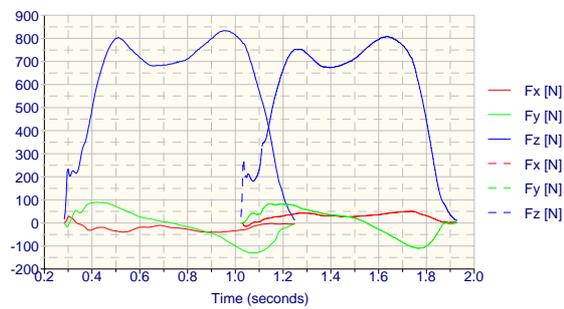


*Carga en la mano*

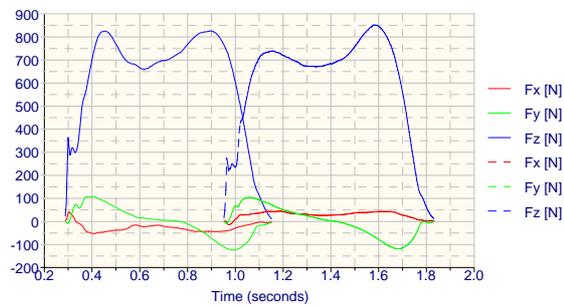
S34



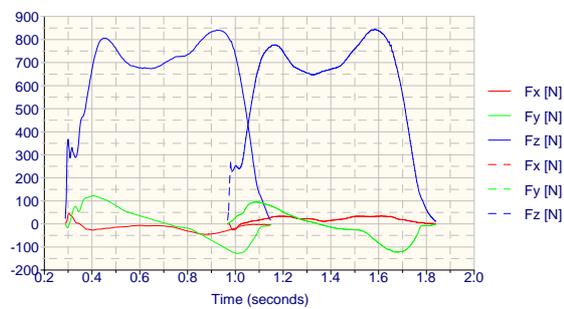
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

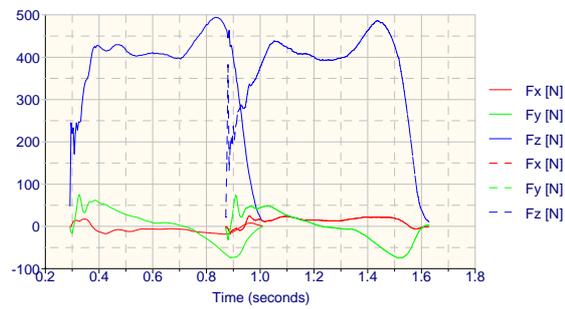


*Carga al hombro*

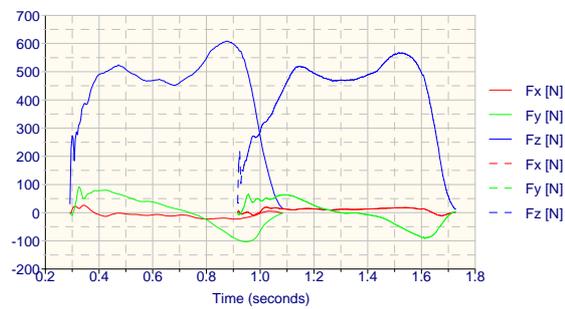


*Carga en la mano*

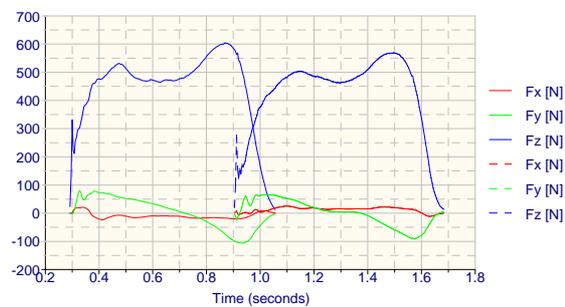
S35



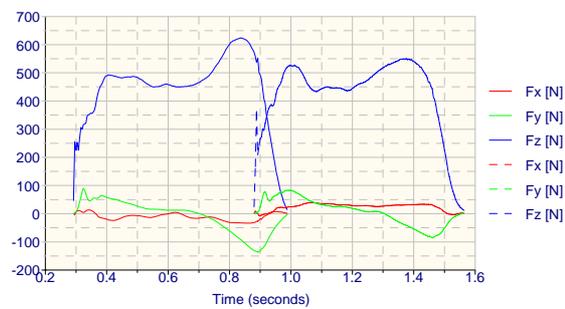
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

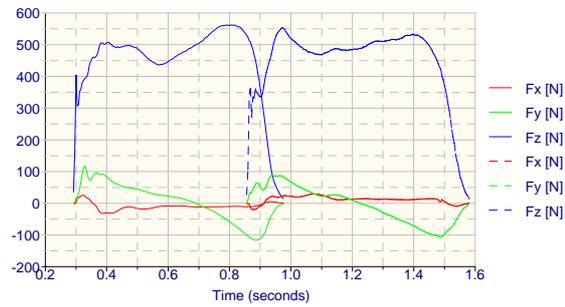


*Carga al hombro*

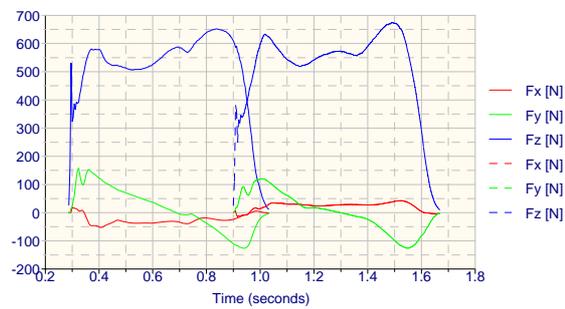


*Carga en la mano*

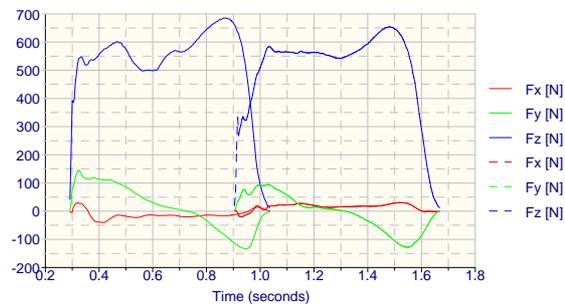
S36



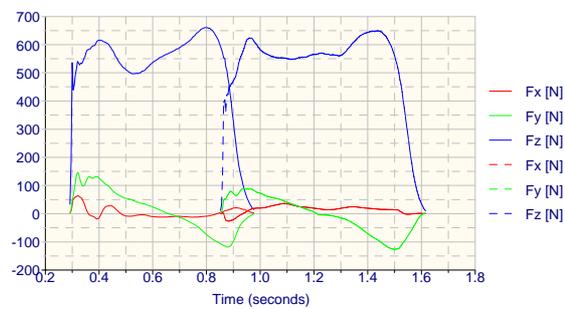
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

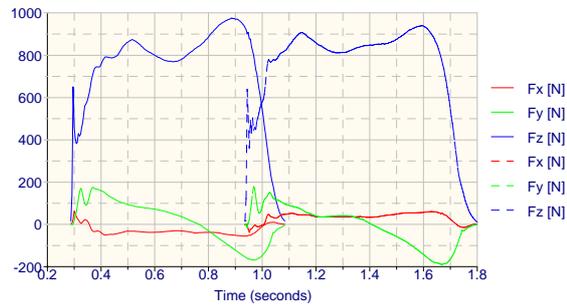


*carga al hombro*

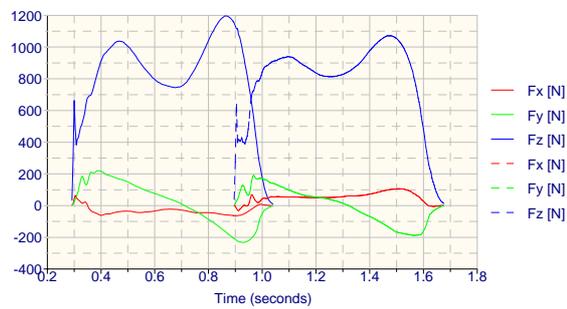


*Carga en la mano*

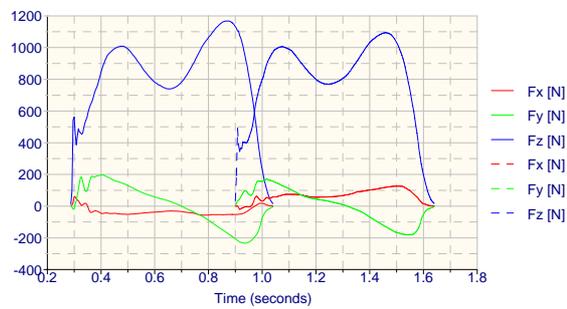
S37



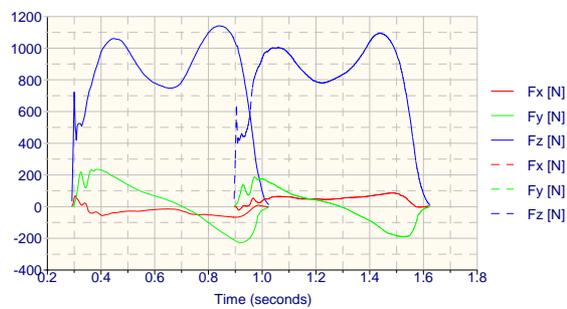
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

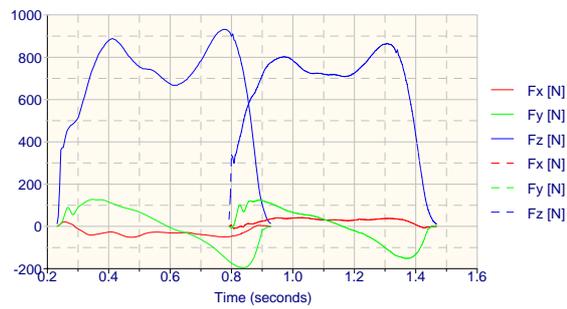


*Carga al hombro*

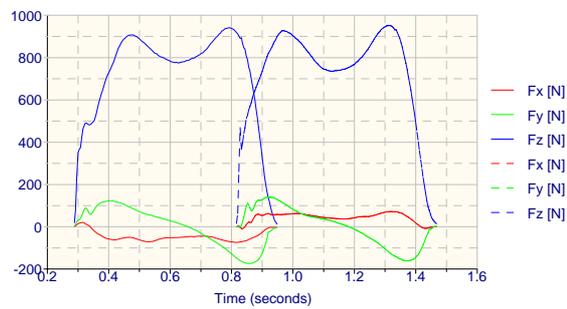


*Carga en la mano*

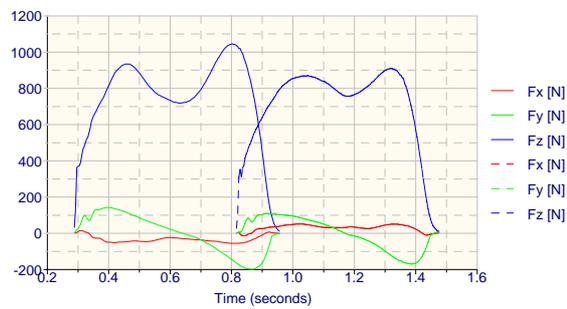
S38



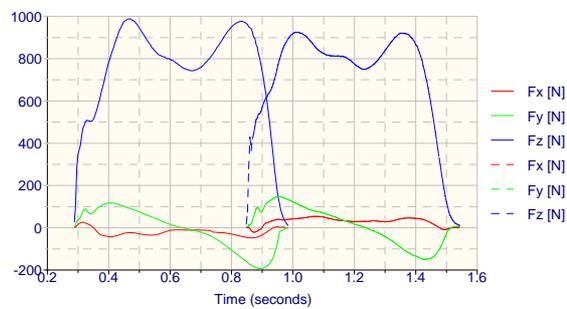
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

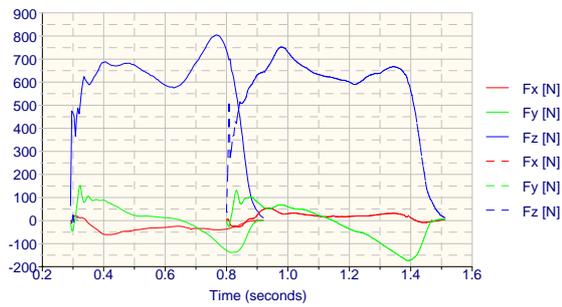


*Carga al hombro*

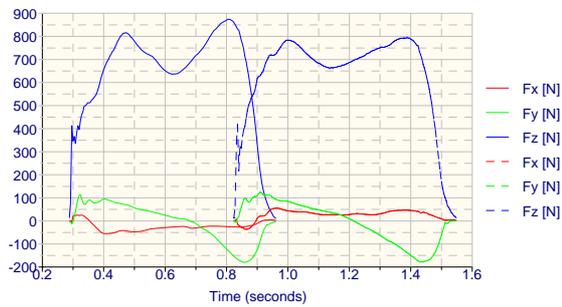


*Carga en la mano*

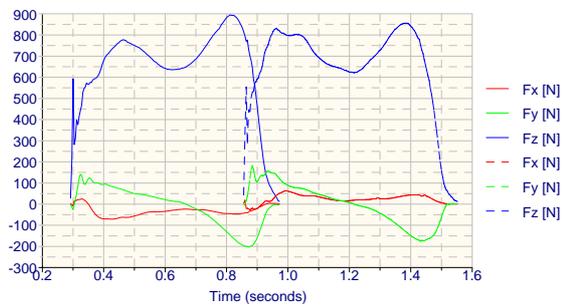
S39



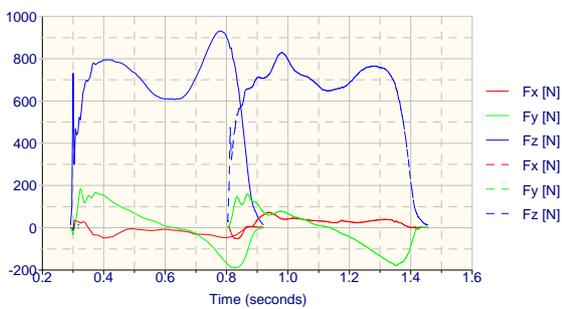
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

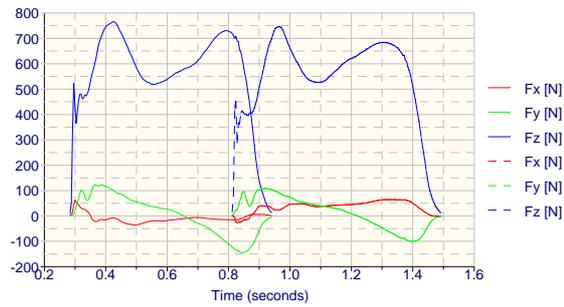


*Carga al hombro*

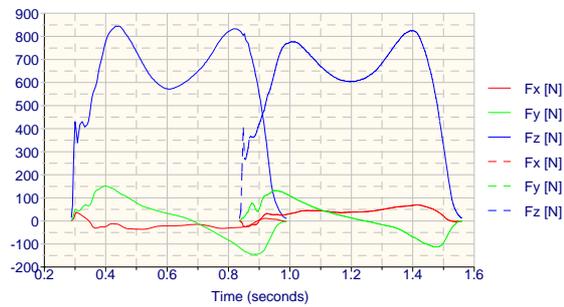


*Carga en la mano*

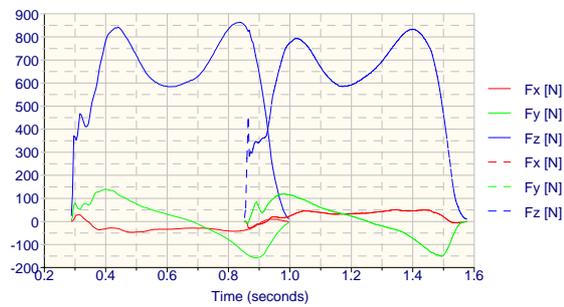
S40



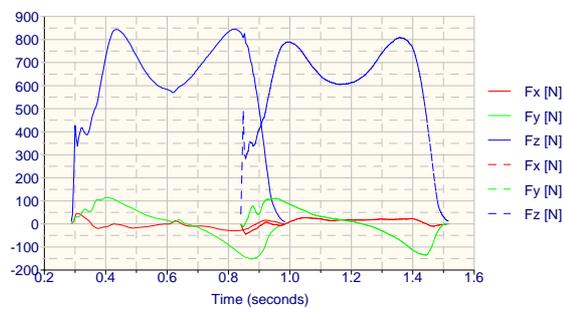
*Sin carga*



*carga a la espalda*

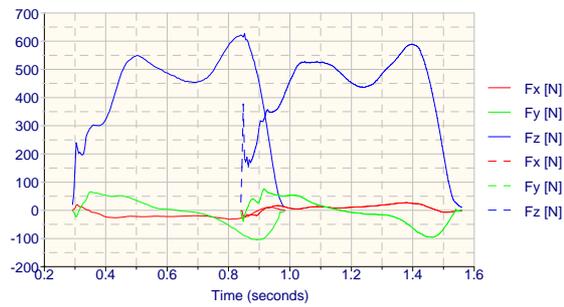


*Carga al hombro*

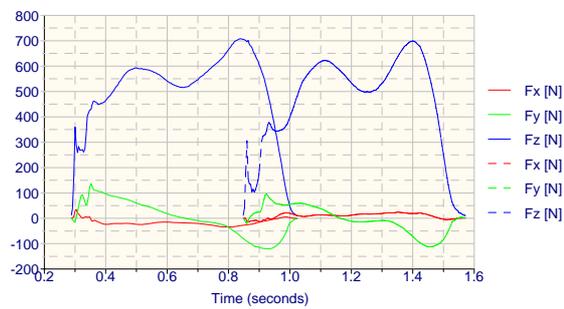


*Carga en la mano*

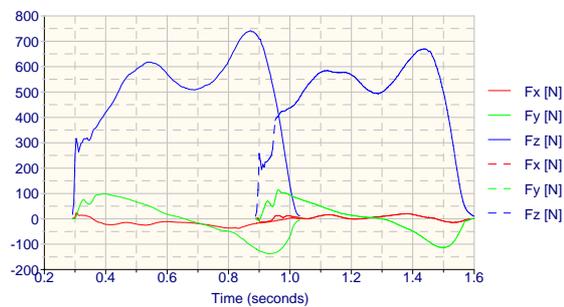
S41



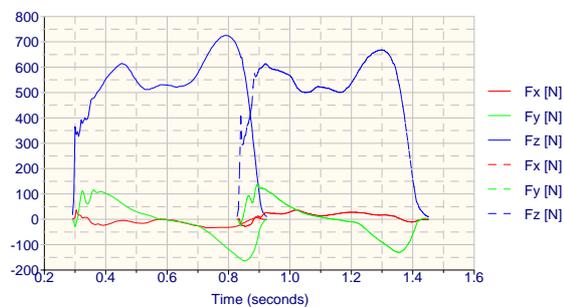
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

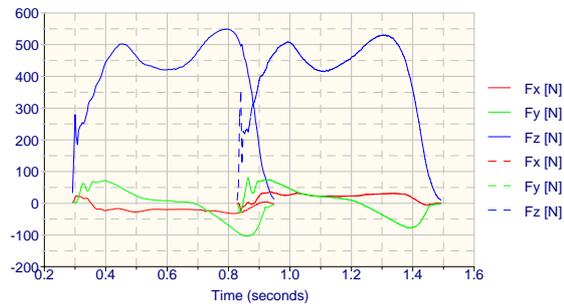


*Carga al hombro*

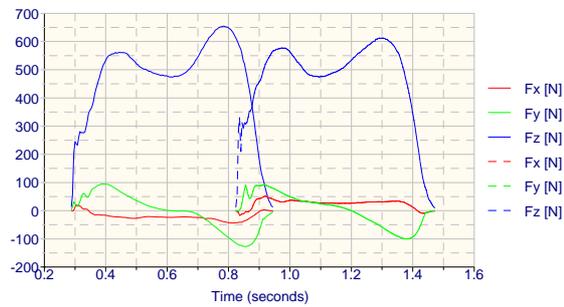


*Carga en la mano*

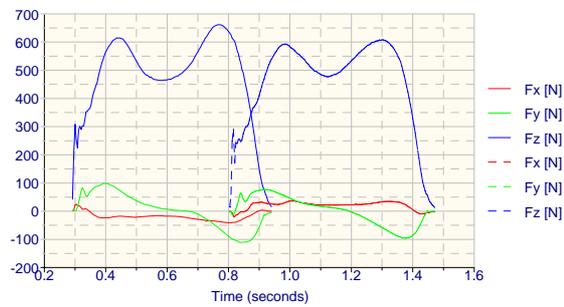
S42



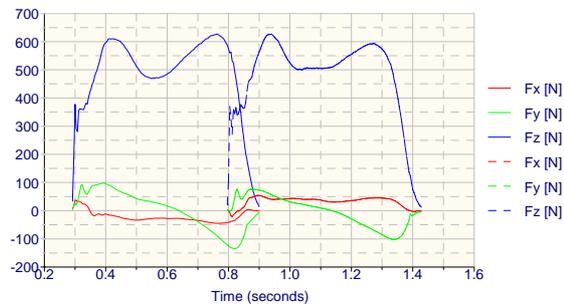
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

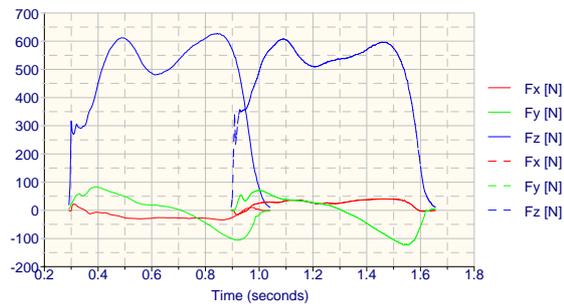


*Carga al hombro*

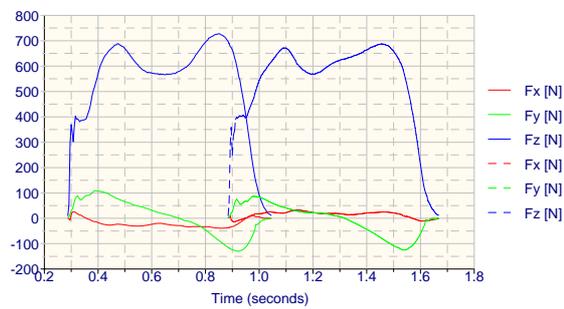


*Carga en la mano*

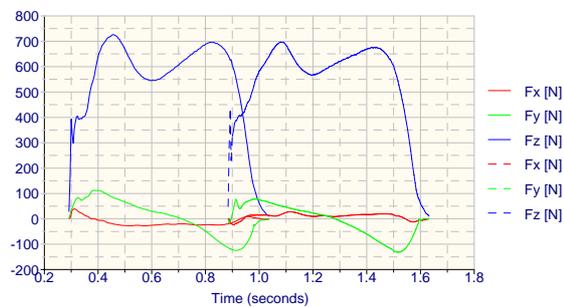
S43



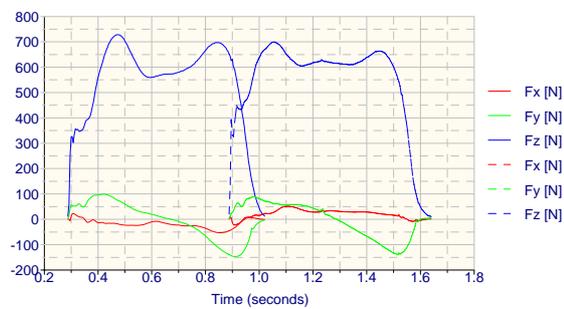
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

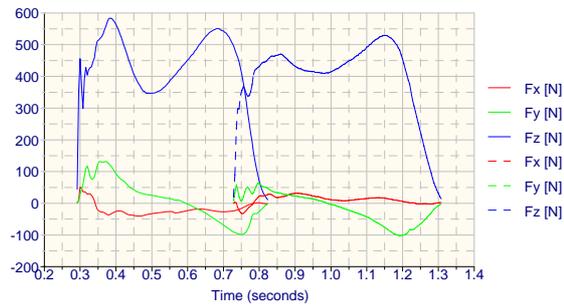


*Carga al hombro*

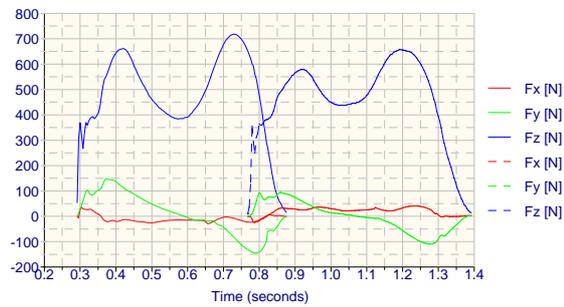


*Carga en la mano*

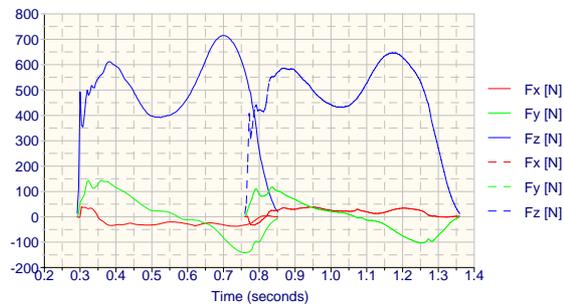
S44



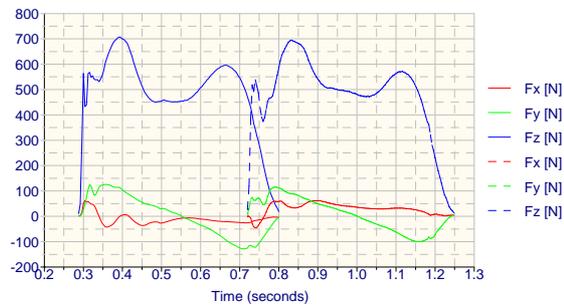
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

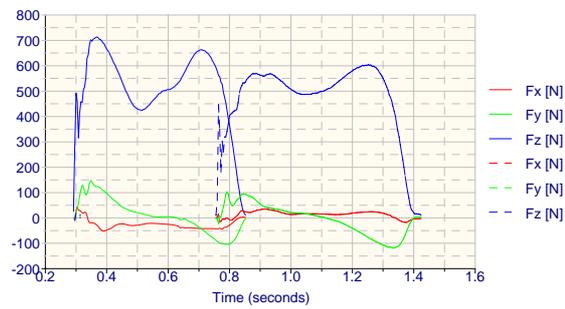


*Carga al hombro*

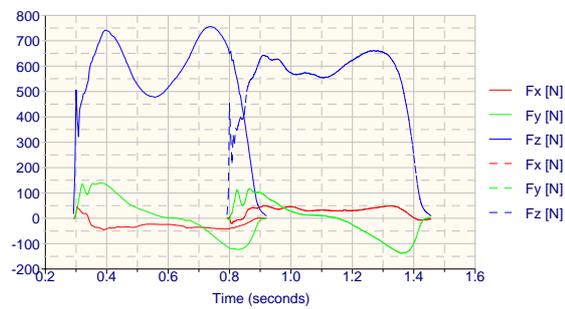


*Carga en la mano*

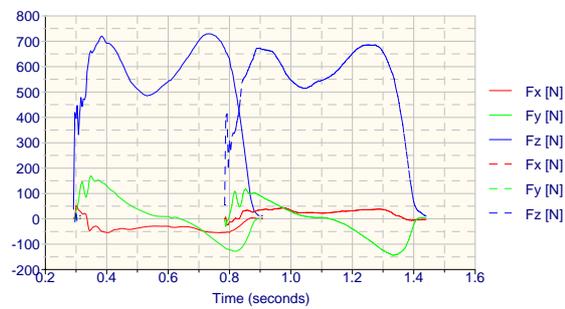
S45



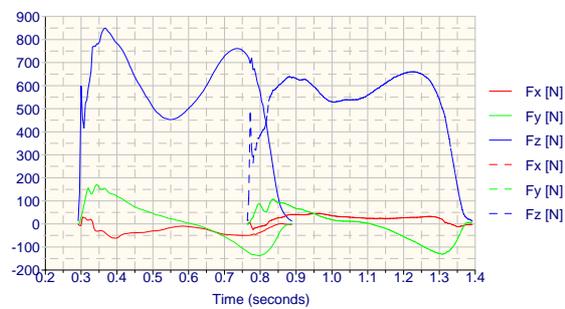
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

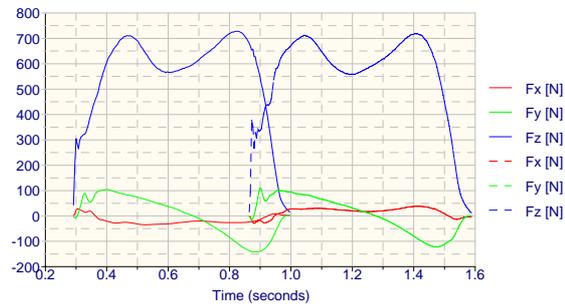


*Carga al hombro*

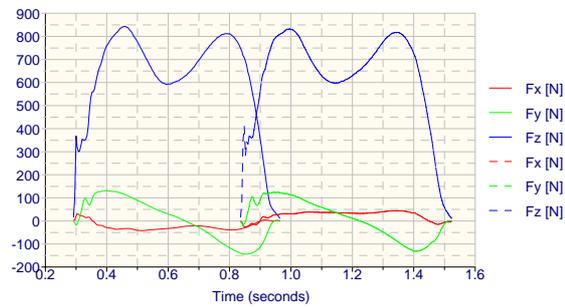


*Carga en la mano*

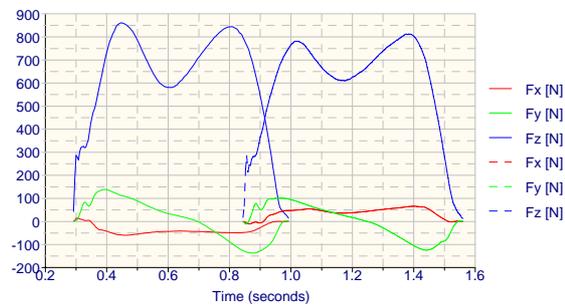
S46



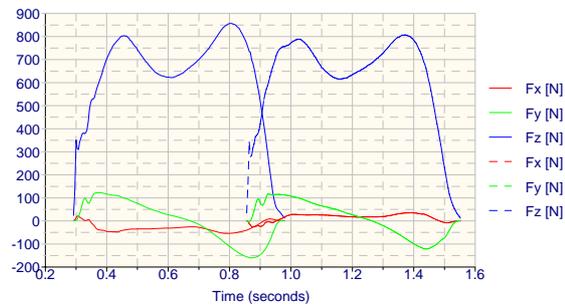
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

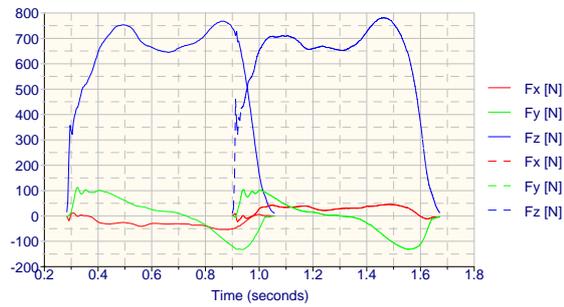


*Carga al hombro*

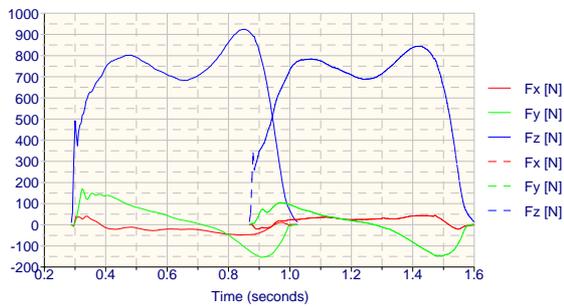


*Carga en la mano*

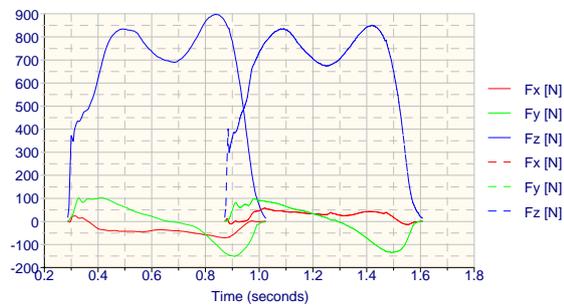
S47



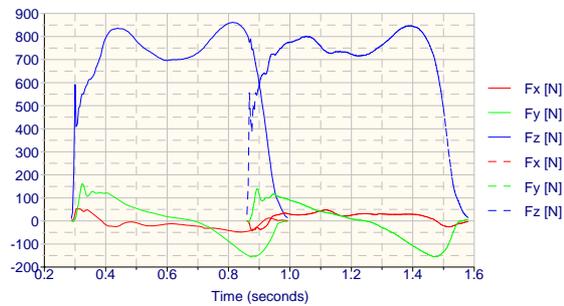
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

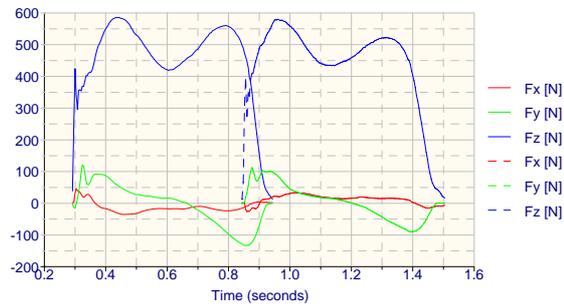


*Carga al hombro*

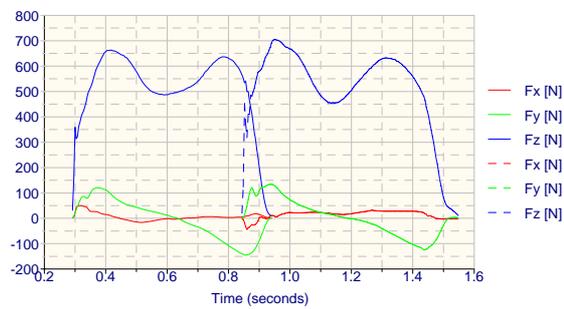


*Carga en la mano*

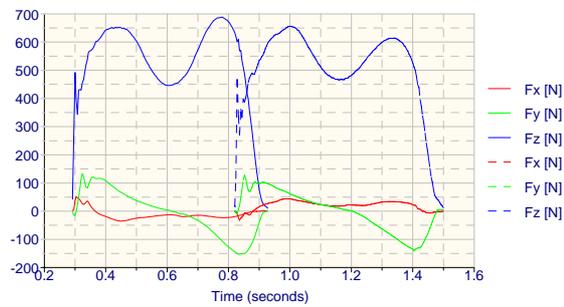
S48



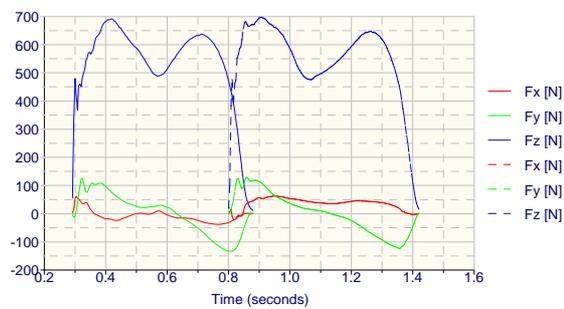
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

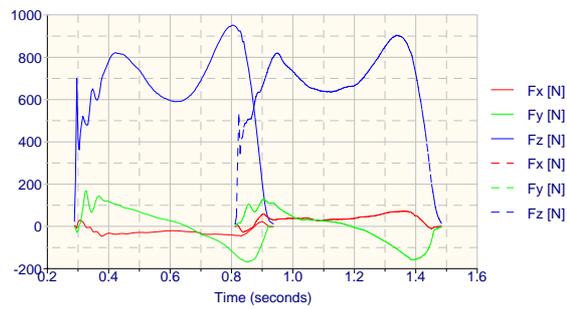


*Carga al hombro*

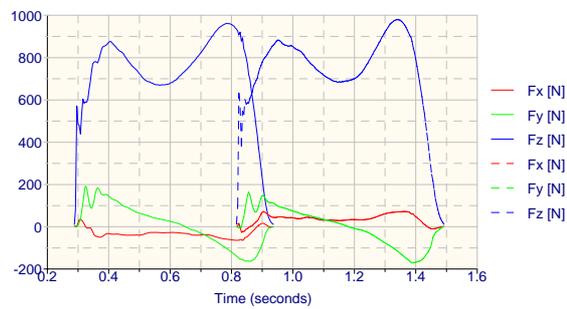


*Carga en la mano*

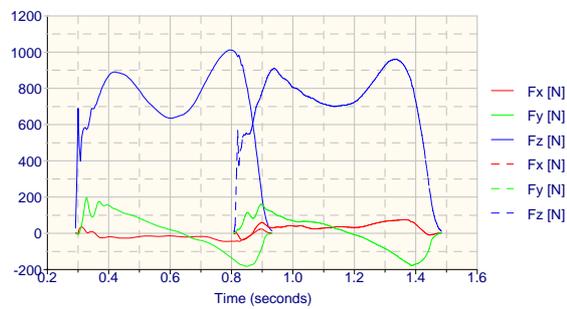
S49



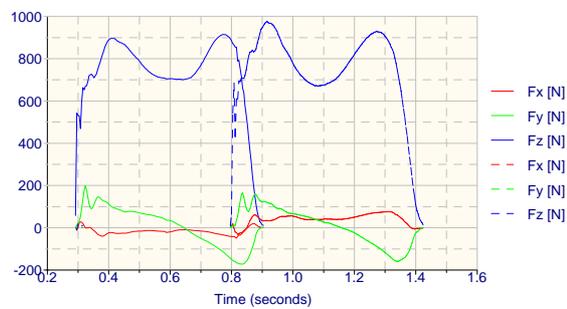
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

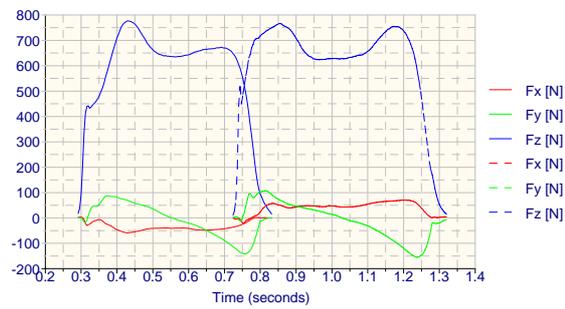


*Carga al hombro*

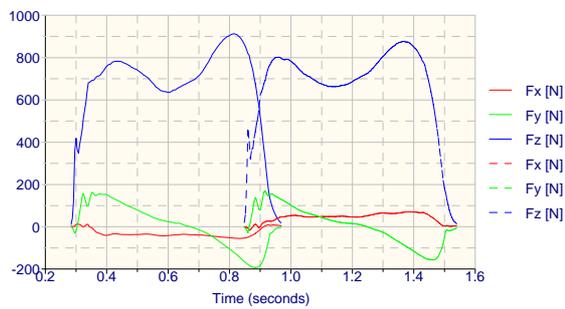


*Carga en la mano*

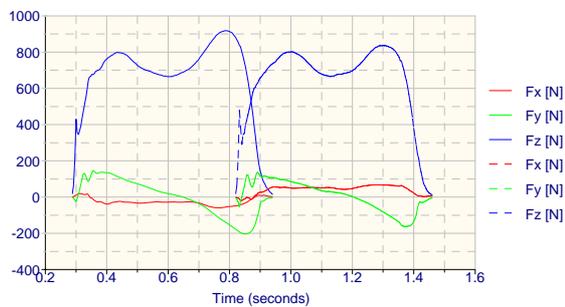
S50



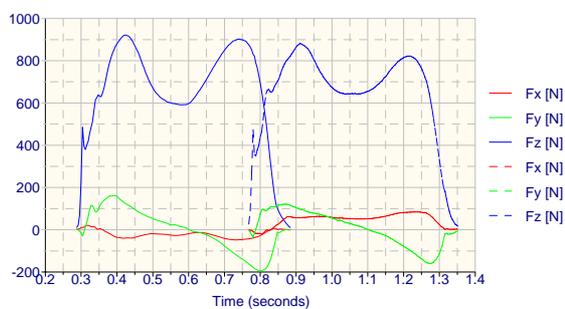
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

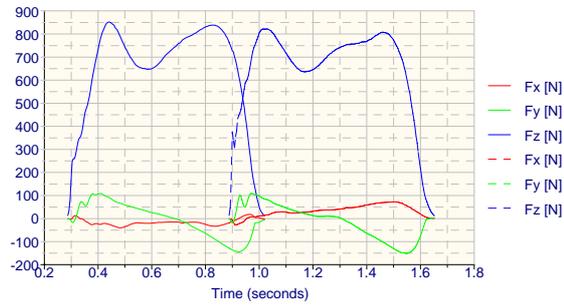


*Carga al hombro*

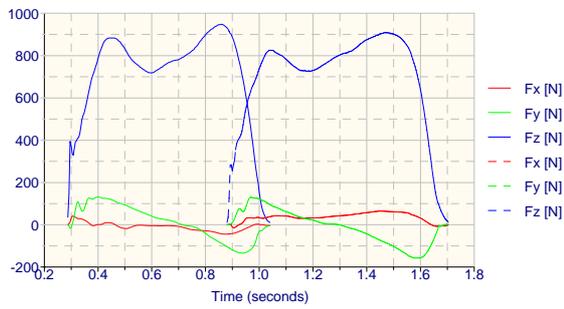


*Carga en la mano*

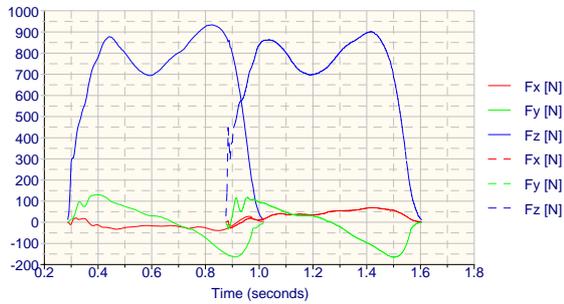
S51



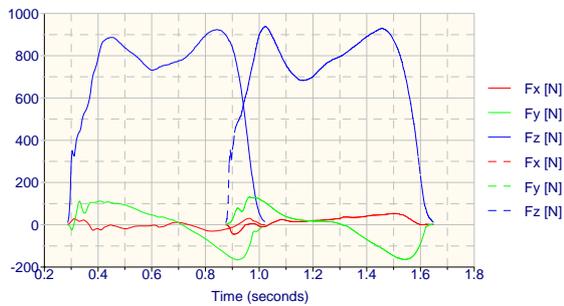
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

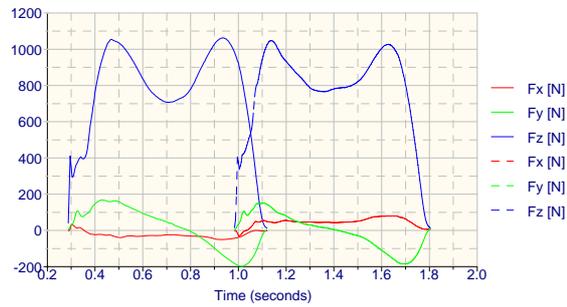


*Carga al hombro*

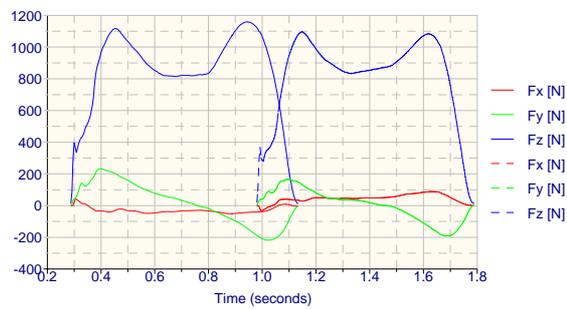


*Carga en la mano*

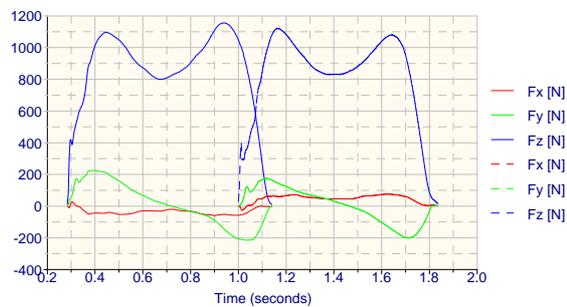
S52



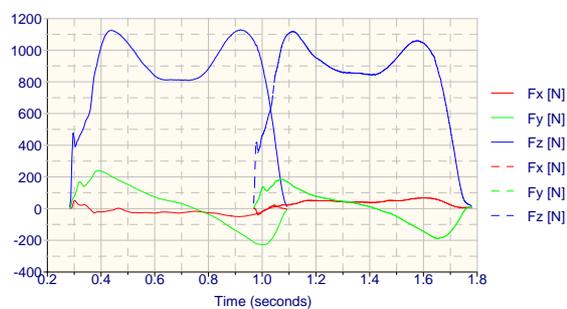
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

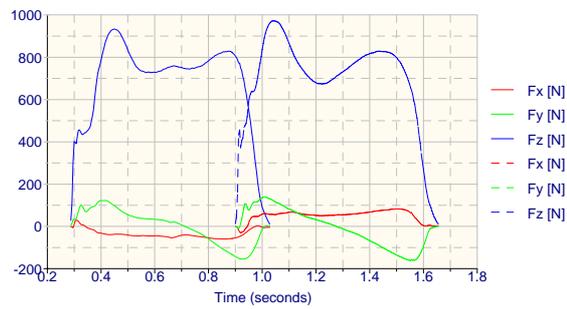


*Carga al hombro*

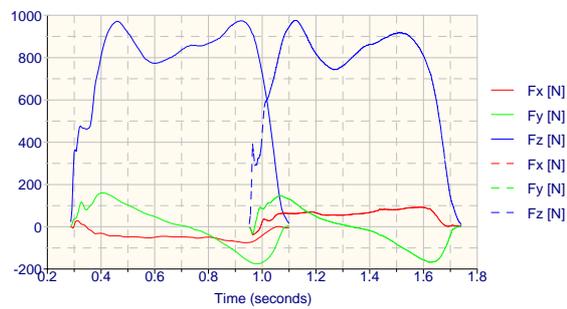


*Carga en la mano*

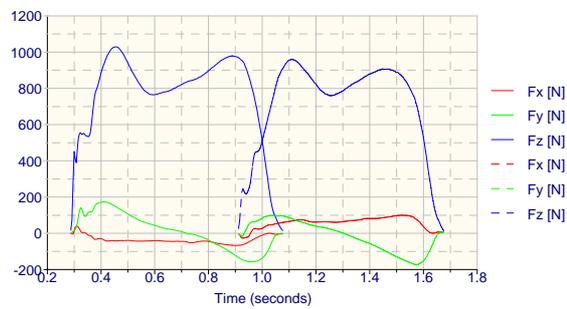
S53



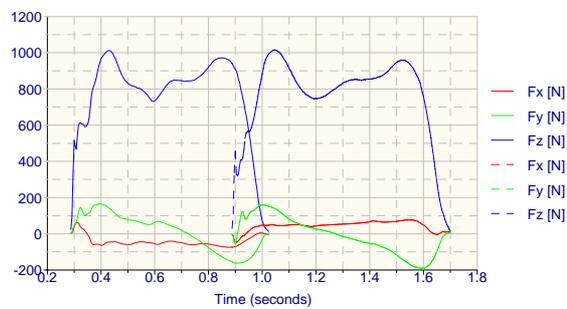
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

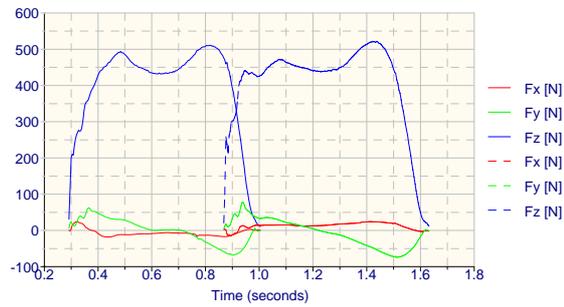


*Carga al hombro*

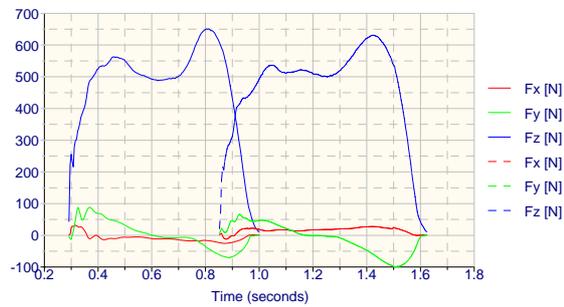


*Carga en la mano*

S54



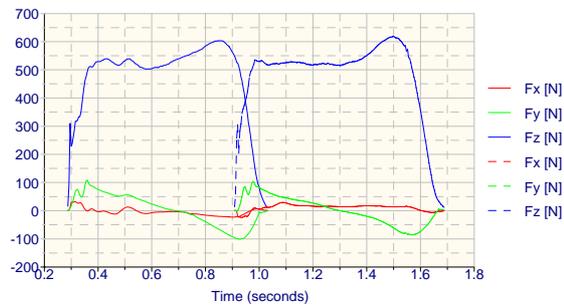
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

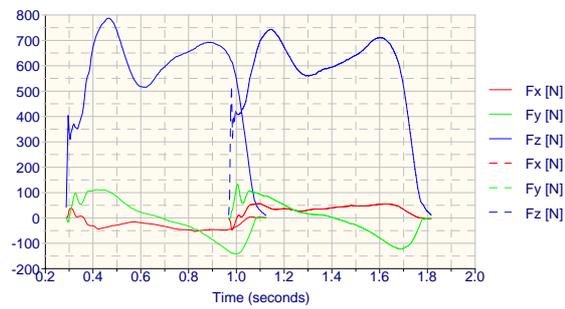


*Carga al hombro*

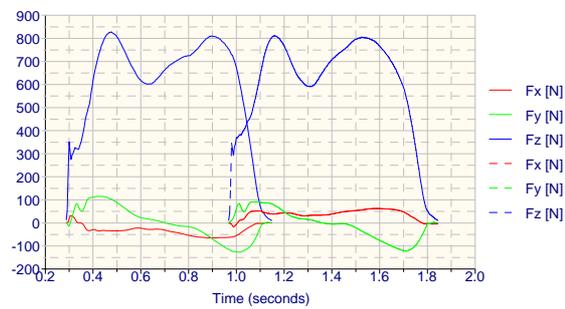


*Carga en la mano*

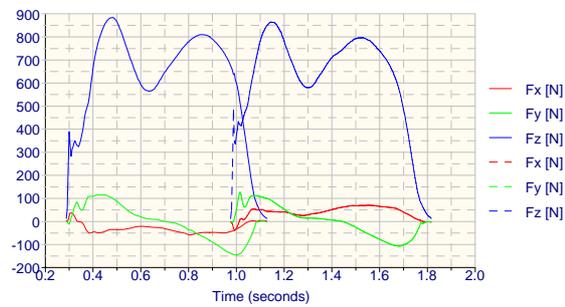
S55



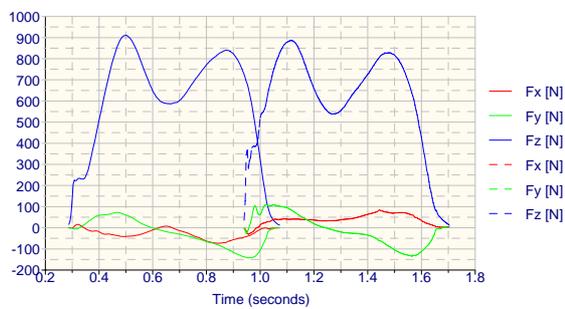
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

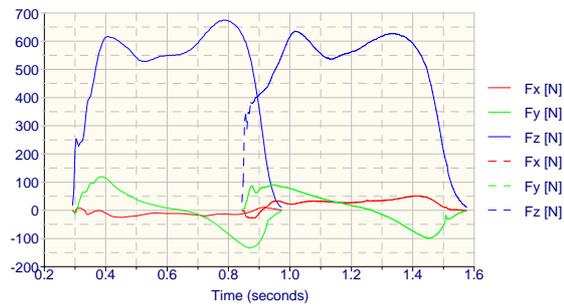


*Carga al hombro*

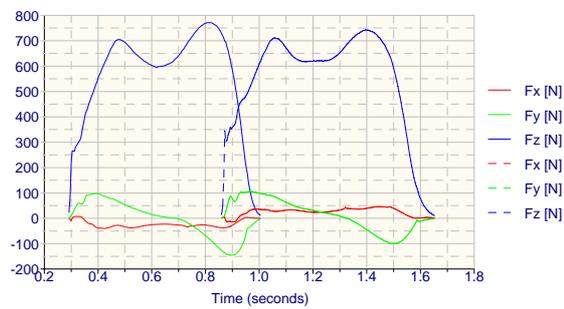


*Carga en la mano*

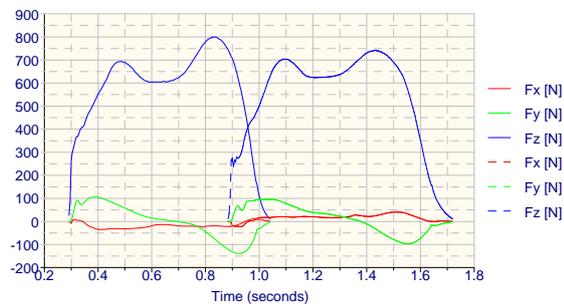
S56



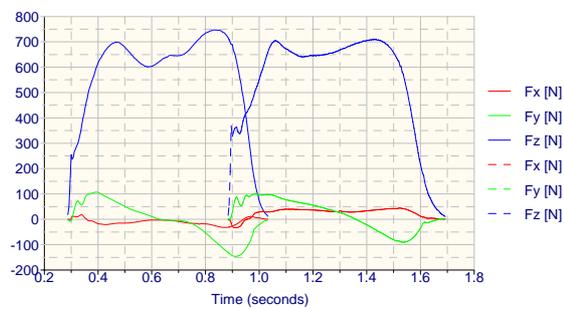
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

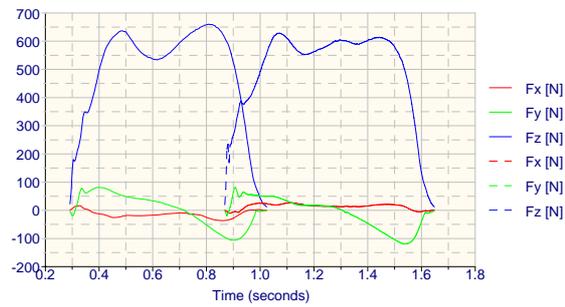


*Carga al hombro*

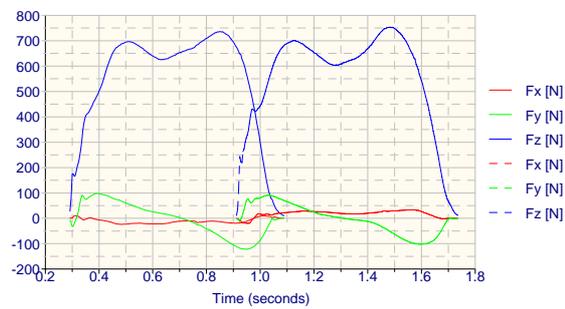


*Carga en la mano*

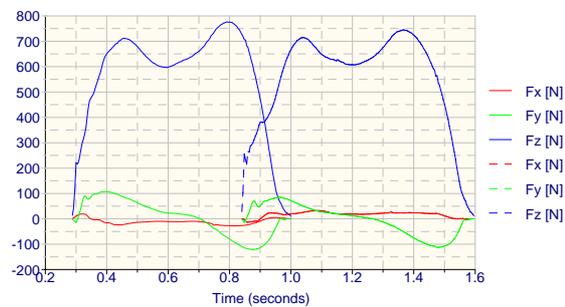
S57



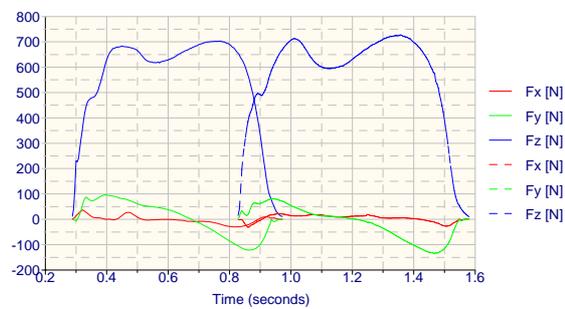
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

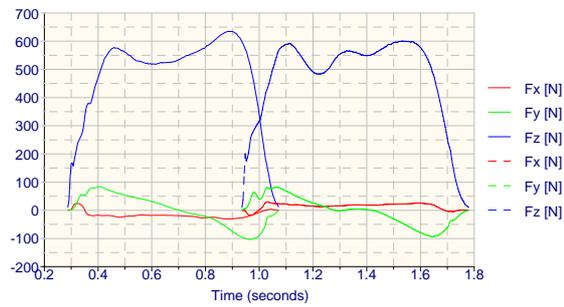


*Carga al hombro*

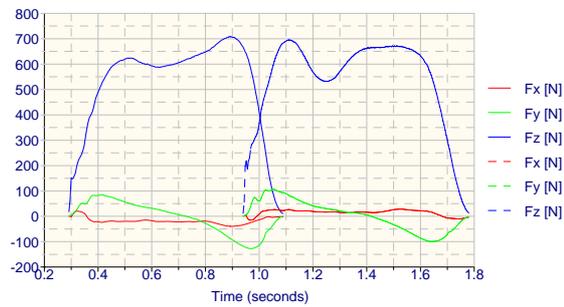


*Carga en la mano*

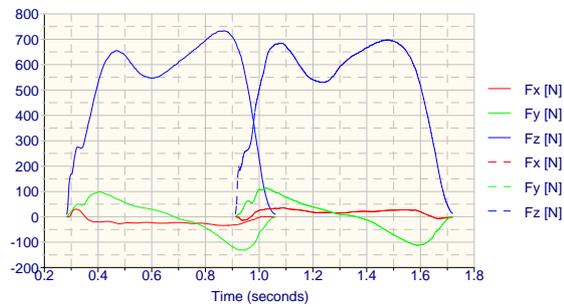
S58



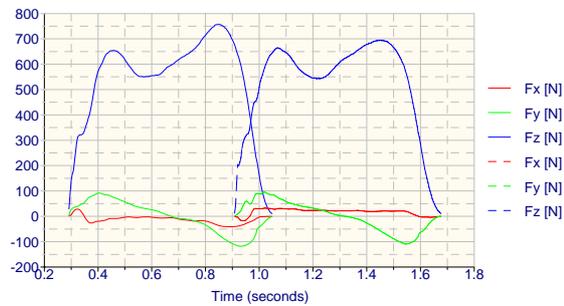
*Sin carga*



*Carga a la espalda*

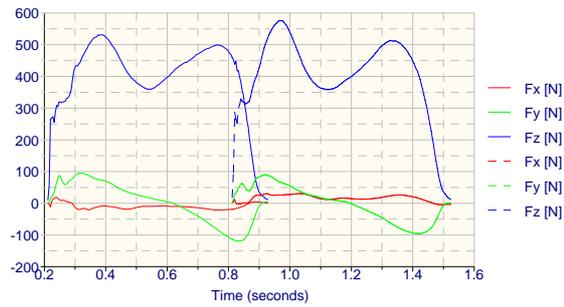


*Carga al hombro*

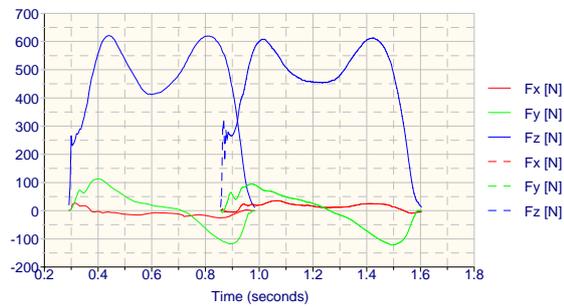


*Carga en la mano*

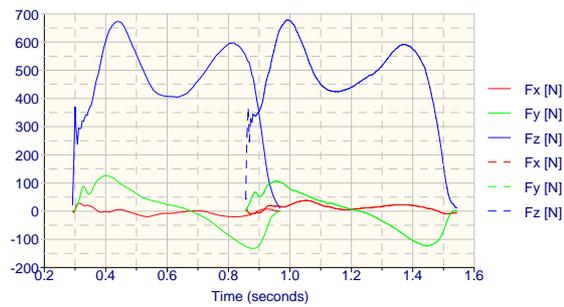
S59



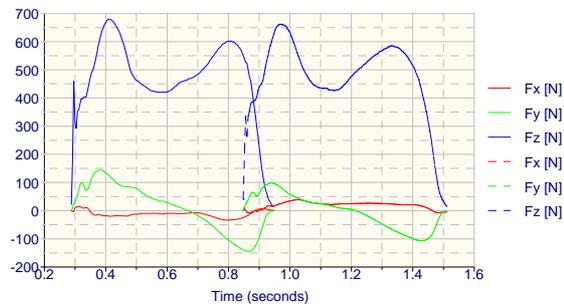
*Sin carga*



*Carga a la espalda*



*Carga al hombro*



*Carga en la mano*

TABLA 12

Análisis multivariante de la varianza del conjunto de variables **Fuerza vertical choque de talón pie derecho sin carga, Fuerza vertical choque de talón pie derecho con carga a la espalda, Fuerza vertical choque de talón pie derecho con carga en el hombro y Fuerza vertical choque de talón pie derecho con carga en la mano a modo de cartera**, en los grupos establecidos por las combinaciones de los valores de los factores género, peso y altura.

<b>Efecto según la Lambda de Wilks</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>Eta cuadrado <math>\eta^2</math></b>	<b>Potencia observada (*)</b>
<b>Género</b>	1,484	,227	,138	,414
<b>Peso</b>	2,123	,044	,187	,810
<b>Altura</b>	1,385	,217	,130	,588

(\*) Calculado con alfa = 0,05

De los factores analizados – género, peso y altura-, ha tenido un efecto significativo peso ( $F= 2,12$ ,  $p=0,044$ ), explicando el 18,7% de la varianza y con una potencia observada de 0,81.

TABLA 13. Análisis univariados.-

Efecto de las variables independientes **género**, **peso** y **altura** en las variables dependientes *fuerza vertical choque de talón pie derecho sin carga*, *fuerza vertical choque de talón pie derecho con carga a la espalda*, *fuerza vertical choque de talón pie derecho con carga a la espalda*, *fuerza vertical choque de talón pie derecho con carga al hombro* y *fuerza vertical pie derecho con carga en la mano a modo de cartera*.

Fuente	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación (*)	Eta cuadrado $\eta^2$	Potencia observada
Género	Fv choque de talón pie dcho sin carga	66064,431	1	66064,431	5,732	,021	,125	,647
	fvchoquecargaespaldadcho	54498,342	1	54498,342	5,840	,020	,127	,655
	Fv choque talón carga hombro p dcho	59276,471	1	59276,471	5,981	,019	,130	,665
	Fv choque talón cartera pie dcho	84886,826	1	84886,826	4,268	,045	,096	,522
Peso	Fv choque de talón pie dcho sin carga	168835,596	2	84417,798	7,324	,002	,268	,920
	fvchoquecargaespaldadcho	153604,586	2	76802,293	8,230	,001	,292	,947
	Fv choque talón carga hombro p dcho	133383,655	2	66691,827	6,729	,003	,252	,895
	Fv choque talón cartera pie dcho	123839,252	2	61919,626	3,113	,055	,135	,567
Altura	Fv choque de talón pie dcho sin carga	56982,816	2	28491,408	2,472	,097	,110	,468
	fvchoquecargaespaldadcho	71147601	2	35573,800	3,812	,031	,160	,660
	Fv choque talón carga hombro p dcho	53469,440	2	26734,720	2,697	,080	,119	,504
	Fv choque talón cartera pie dcho	81863,457	2	40931,728	2,058	,141	,093	,399

(\*) El nivel de significación estadística establecido es  $\alpha = 0.05$ .

El efecto del factor **género** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *Fv choque de talón pie derecho sin carga*, ( $F = 5'732$ ,  $p = 0'021$ , eta cuadrado =  $0'125$  y una potencia observada de  $0'647$ ) *Fv choque de talón carga espalda derecho* ( $F = 5'840$ ,  $p = 0'020$ , eta cuadrado =  $0'127$  y una potencia observada de  $0'655$ ) *Fv choque de talón con carga al hombro pie derecho*, ( $F = 5'981$ ,  $p = 0'019$ , eta cuadrado =  $0'130$ , y una potencia observada de  $0'665$ ) *Fv choque de talón con cartera pie derecho* ( $F = 4'268$ ,  $p = 0'045$ , eta cuadrado =  $0'096$  y una potencia observada de  $0'522$ ).

El efecto del factor **peso** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *Fv Choque de talón pie derecho sin carga* ( $F = 7'32$ ,  $p = 0'002$ , eta cuadrado =  $0'268$  y una potencia observada de  $0'92$ ), *Fv choque carga espalda derecho* ( $F=8'230$ ,  $p = 0'01$ , eta cuadrado =  $0'292$  y una potencia observada de  $0'947$ ), *Fv choque de talón carga al hombro pie derecho* ( $F = 6'729$ ,  $p = 0'03$ , eta cuadrado =  $0'252$  y una potencia observada de  $0'895$ ) así mismo se ha revelado una tendencia a la significación del efecto del factor **peso** sobre la variable dependiente *FV choque talón cartera pd* ( $F = 3'113$ ,  $p = 0'055$ , eta cuadrado  $0'135$  y una potencia observada de  $0'567$ ).

El efecto del factor **altura** en este análisis se ha revelado significativo para la variable dependiente *Fv choque de talón carga a la espalda derecho* ( $F = 3'812$ ,  $p = 0'031$ , eta cuadrado =  $0'160$  y una potencia observada de  $0'660$ ).

TABLA 14

Análisis multivariante de la varianza del conjunto de variables: **fuerza vertical en fase de apoyo total pie derecho sin carga, fuerza vertical en fase de apoyo total pie derecho con carga a la espalda, fuerza vertical en fase de apoyo total pie derecho con carga al hombro y fuerza vertical en fase de apoyo total pie derecho con carga en la mano a modo de cartera** en los grupos establecidos por las combinaciones de los valores de los factores género, peso y altura.

<b>Efecto Lambda de Wilks</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>Eta cuadrado <math>\eta^2</math></b>	<b>Potencia observada (*)</b>
<b>Género</b>	2,741	,043	,229	,699
<b>Peso</b>	2,828	,009	,234	,922
<b>Altura</b>	,764	,635	,076	,328

(\*) Calculado con alfa = 0'05

De los factores analizados – género, peso y altura- han tenido un efecto significativo género ( F = 2'741, p = 0'043), explicando el 22'9% de la varianza y con una potencia observada de 0'699, y peso ( F = 2'828, p = 0'009), explicando el 23'4% de la varianza y con una potencia observada de 0'922.

TABLA 15. Análisis univariados

Efecto de las variables independientes **género, peso y altura** en las variables dependientes *fuerza vertical apoyo pie derecho sin carga, fuerza vertical de apoyo pie derecho carga a la espalda, fuerza vertical apoyo pie derecho con carga al hombro y fuerza vertical apoyo pie derecho con carga en la mano a modo de cartera.*

Fuente	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación (*)	Eta cuadrado $\eta^2$	Potencia observada
Género	Fv apoyo pie dcho sin carga	55999,478	1	55999,478	11,041	,002	,216	,900
	fvapoyocargaespaldadcho	53087,027	1	53087,027	8,661	,005	,178	,819
	Fv apoyo carga hombro p dcho	50365,603	1	50365,603	9,687	,003	,195	,859
	Fv apoyo cartera pie dcho	31593,037	1	31593,037	3,101	,086	,072	,405
Peso	Fv apoyo pie dcho sin carga	113190,164	2	56595,082	11,158	,000	,358	,988
	fvapoyocargaespaldadcho	141559,082	2	70779,541	11,547	,000	,366	,990
	Fv apoyo carga hombro p dcho	131602,049	2	65801,024	12,656	,000	,388	,994
	Fv apoyo cartera pie dcho	136912,861	2	68456,431	6,719	,003	,251	,895
Altura	Fv apoyo pie dcho sin carga	28035,790	2	14017,895	2,764	,075	,121	,514
	fvapoyocargaespaldadcho	26616,162	2	13308,081	2,171	,127	,098	,418
	Fv apoyo carga hombro p dcho	18425,046	2	9212,523	1,772	,183	,081	,349
	Fv apoyo cartera pie dcho	12835,473	2	6417,737	,630	,538	,031	,148

(\*) El nivel de significación estadística establecido es  $\alpha = 0.05$ .

El efecto del factor **género** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *Fv apoyo pie derecho sin carga* (  $F = 11'041$ ,  $p = 0'002$ , eta cuadrado =  $0'216$  y una potencia observada de  $0'900$ ), *Fv apoyo pie derecho carga a la espalda* (  $F = 8'661$ ,  $p = 0'005$ , eta cuadrado =  $0'178$  y una potencia observada de  $0'819$ ) y *Fv apoyo pie derecho carga al hombro* (  $F = 9'687$ ,  $p = 0'003$ , eta cuadrado =  $0'195$  y una potencia observada de  $0'859$ ), asimismo se ha revelado una tendencia a la significación para la variable dependiente *Fv apoyo pie derecho con cartera* (  $F = 3'101$ ,  $p = 0'086$ , eta cuadrado =  $0'072$  y una potencia observada de  $0'405$ ).

El factor **peso** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *Fv apoyo pie derecho sin carga* (  $F = 11'158$ ,  $p = 0'000$ , eta cuadrado =  $0'358$  y una potencia observada de  $0'988$ ), *Fv apoyo pie derecho con carga a la espalda* (  $F = 11'547$ ,  $p = 0'000$ , eta cuadrado =  $0'366$  y una potencia observada de  $0'990$ ), *Fv apoyo pie derecho con carga al hombro* (  $F = 12'656$ ,  $p = 0'000$ , eta cuadrado =  $0'388$  y una potencia observada de  $0'994$ ) y *Fv apoyo pie derecho con cartera* (  $F = 6'719$ ,  $p = 0'003$ , eta cuadrado =  $0'251$  y una potencia observada de  $0'895$ )

El factor **altura** en este análisis ha revelado una tendencia a la significación para la variable dependiente: *Fv apoyo pie derecho sin carga* (  $F = 2'764$ ,  $p = 0'075$ , eta cuadrado =  $0'121$  y una potencia observada de  $0'514$ ).

TABLA 16

Análisis multivariante de la varianza del conjunto de variables **Fuerza vertical despegue pie derecho sin carga, fuerza vertical despegue pie derecho carga a la espalda, fuerza vertical despegue pie derecho con carga al hombro, fuerza vertical despegue pie derecho con carga en la mano a modo de cartera** en los grupos establecidos por las combinaciones de los valores de los factores género, peso y altura.

<b>Efecto Lambda de Wilks</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>Eta cuadrado <math>\eta^2</math></b>	<b>Potencia observada (*)</b>
<b>Género</b>	2,920	,034	,240	,730
<b>Peso</b>	5,198	,000	,360	,998
<b>Altura</b>	1,872	,077	,168	,748

(\*) Calculado con alfa = 0'05

De los factores analizados – género, peso, altura- , han tenido un efecto significativo género ( F = 2'920, p = 0'034), explicando el 24% de la varianza y con una potencia observada de 0'73, y peso ( F = 5'198, p = 0'000), explicando el 36 % de la varianza y con una potencia observada de 0'998. También se observa una tendencia a la significación del factor altura ( F = 1'872, p = 0'077), explicando el 16'8 % de la varianza y con una potencia observada de 0'748.

TABLA 17. Análisis univariados

Efecto de las variables independientes **género, peso y altura** en las variables dependientes *fuerza vertical despegue pie derecho sin carga, fuerza vertical despegue pie derecho con carga en la espalda, fuerza vertical despegue pie derecho carga al hombro, y fuerza vertical despegue pie derecho carga en la mano a modo de cartera.*

Fuente	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación (*)	Eta cuadrado $\eta^2$	Potencia observada
Género	Fv despegue pie dcho sin carga	52926,834	1	52926,834	8,524	,006	,176	,813
	Fvdespeguec.espaldadcho	80591,572	1	80591,572	10,201	,003	,203	,876
	Fv despege carga hombro p dcho	77445,404	1	77445,404	11,527	,002	,224	,912
	Fv despegue cartera pie dcho	99833,891	1	99833,891	12,556	,001	,239	,933
Peso	Fv despegue pie dcho sin carga	213727,638	2	106863,819	17,211	,000	,463	1,000
	Fvdespeguec.espaldadcho	126797,264	2	63398,632	8,025	,001	,286	,942
	Fv despege carga hombro p dcho	193010,764	2	96505,382	14,364	,000	,418	,998
	Fv despegue cartera pie dcho	153417,729	2	76708,865	9,648	,000	,325	,974
Altura	Fv despegue pie dcho sin carga	58831,068	2	29415,534	4,737	,014	,192	,760
	Fvdespeguec.espaldadcho	39071,000	2	19535,500	2,473	,097	,110	,468
	Fv despege carga hombro p dcho	57852,654	2	28926,327	4,305	,020	,177	,717
	Fv despegue cartera pie dcho	44055,754	2	22027,877	2,770	,075	,122	,515

(\*) El nivel de significación estadística establecido es  $\alpha = 0.05$ .

El efecto del factor **género** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *Fv despegue pie derecho sin carga* (  $F = 8'524$ ,  $p = 0'006$ , eta cuadrado =  $0'176$  y una potencia observada de  $0'813$ ), *Fv despegue c. espalda dcho* (  $F = 10'201$ ,  $p = 0'003$ , eta cuadrado =  $0'203$  y una potencia observada de  $0'876$ ), *Fv despegue c. hombro pie derecho* (  $F = 11'527$ ,  $p = 0'002$ , eta cuadrado =  $0'224$  y una potencia observada de  $0'912$ ), y *Fv despegue cartera pdcho.* (  $F = 12'556$ ,  $p = 0'001$ , eta cuadrado =  $0'239$  y una potencia observada de  $0'933$ ).

El efecto del factor **peso** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *Fv despegue pie derecho sin carga* (  $F = 17'211$ ,  $p = 0'000$ , eta cuadrado =  $0'463$  y una potencia observada de  $1'000$ ), *Fv despegue pie derecho carga a la espalda* (  $F = 8'025$ ,  $p = 0'001$ , eta cuadrado =  $0'286$  y una potencia observada de  $0'942$ ), *Fv despegue pie derecho carga al hombro* (  $F = 14'364$ ,  $p = 0'000$ , eta cuadrado =  $0'418$  y una potencia observada de  $0'998$ ), *Fv despegue cartera pie derecho* (  $F = 9'648$ ,  $p = 0'000$ , eta cuadrado =  $0'325$  y una potencia observada de  $0'974$ ).

El efecto del factor **altura** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes *Fv despegue pie derecho sin carga* (  $F = 4'737$ ,  $p = 0'014$ , eta cuadrado =  $0'192$  y una potencia observada de  $0'760$ ), *Fv despegue carga al hombro pie derecho* (  $F = 4'305$ ,  $p = 0'020$ , eta cuadrado =  $0'177$  y una potencia observada de  $0'717$ ) y asimismo ha revelado una tendencia a la significación para las variables dependientes *Fv despegue carga a la espalda pie derecho* (  $F = 2'473$ ,  $p = 0'097$ , eta cuadrado =  $0'110$  y una potencia observada de  $0'468$ ) y *Fv despegue cartera pie derecho* (  $F = 2'770$ ,  $p = 0'075$ , eta cuadrado =  $0'122$  y una potencia observada de  $0'515$ ).

TABLA 18

Análisis multivariante de la varianza del conjunto de variables **Fuerza vertical choque de talón pie izquierdo sin carga, Fuerza vertical choque de talón pie izquierdo con carga a la espalda, Fuerza vertical choque de talón pie izquierdo con carga en el hombro y Fuerza vertical choque de talón pie izquierdo con carga en la mano a modo de cartera**, en los grupos establecidos por las combinaciones de los valores de los factores género, peso y altura.

<b>Efecto Lambda de Wilks</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>Eta cuadrado <math>\eta^2</math></b>	<b>Potencia observada (*)</b>
<b>Género</b>	3,376	,019	,267	,798
<b>Peso</b>	1,889	,074	,170	,752
<b>Altura</b>	1,437	,196	,134	,607

(\*) Calculado con alfa = 0'05.

De los factores analizados – género, peso y altura – ha tenido un efecto significativo **género** ( $F = 3'376$ ,  $p = 0'019$ ), explicando el 26'7 % de la varianza. También se observa una tendencia a la significación del factor **peso** ( $F = 1'889$ ,  $p = 0'074$ ), explicando el 17% de la varianza.

TABLA 19.

Análisis univariados. Efecto de las variables independientes **género, peso y altura** en las variables dependientes *fuerza vertical choque de talón pie izquierdo sin carga, fuerza vertical choque de talón pie izquierdo carga a la espalda, fuerza vertical choque de talón pie izquierdo carga al hombro y fuerza vertical choque de talón pie izquierdo carga en la mano a modo de cartera.*

Fuente	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación (*)	Eta cuadrado $\eta^2$	Potencia observada
Género	Fv choque de talón pie izdo sin carga	91874,758	1	91874,758	11,559	,002	,224	,913
	fvchoquecargaespaldaizdo	1,005E-02	1	1,005E-02	1,106	,299	,027	,177
	Fv choque talón carga hombro p izdo	88446,252	1	88446,252	12,357	,001	,236	,929
	Fv choque talón cartera pie izdo	91075,212	1	91075,212	5,626	,023	,123	,639
Peso	Fv choque de talón pie izdo sin carga	120007,326	2	60003,663	7,549	,002	,274	,928
	fvchoquecargaespaldaizdo	5,324E-03	2	2,662E-03	,293	,748	,014	,093
	Fv choque talón carga hombro p izdo	91261,512	2	45630,756	6,375	,004	,242	,878
	Fv choque talón cartera pie izdo	95834,180	2	47917,090	2,960	,063	,129	,544
Altura	Fv choque de talón pie izdo sin carga	41462,952	2	20731,476	2,608	,086	,115	,490
	fvchoquecargaespaldaizdo	4,709E-02	2	2,355E-02	2,590	,088	,115	,487
	Fv choque talón carga hombro p izdo	40431,127	2	20215,563	2,824	,071	,124	,524
	Fv choque talón cartera pie izdo	54273,341	2	27136,670	1,676	,200	,077	,332

(\*) El nivel de significación estadística establecido es  $\alpha = 0.05$ .

El efecto del factor **género** en este análisis, se ha revelado significativo para las variables dependientes *Fv choque de talón pie izquierdo sin carga* (  $F = 11'559$  ,  $p = 0'002$  , eta cuadrado =  $0'224$  y una potencia observada de  $0'913$  ), *Fv choque de talón pie izquierdo con carga al hombro* (  $F = 12'357$  ,  $p = 0'001$  , eta cuadrado =  $0'236$  y una potencia observada de  $0'929$ ), *choque de talón con cartera pie izquierdo* (  $F = 5'626$  ,  $p = 0'023$ , eta cuadrado =  $0'123$  y una potencia observada de  $0'639$ ).

El efecto del factor **peso** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes *Fv choque de talón pie izquierdo sin carga* (  $F = 7'549$ ,  $p = 0'002$ , eta cuadrado =  $0'274$  y una potencia observada de  $0'928$  ), *Fv choque de talón pie izquierdo con carga al hombro* (  $F = 6'375$ ,  $p = 0'004$ , eta cuadrado =  $0'242$  y una potencia observada de  $0'878$ ), asimismo se ha revelado una tendencia a la significación del efecto del factor **peso** sobre la variable dependiente *Fv choque de talón pie izquierdo con cartera* (  $F = 2'960$ ,  $p = 0'063$ , eta cuadrado =  $0'129$  y una potencia observada de  $0'544$ ).

El efecto del factor **altura** en este análisis ha revelado una tendencia a la significación para las variables dependientes *Fv choque de talón pie izquierdo sin carga* (  $F = 2'608$ ,  $p = 0'086$ , eta cuadrado =  $0'115$  y una potencia observada de  $0'490$ ), *Fv choque de talón pie izquierdo con carga a la espalda* (  $F = 2'590$ ,  $p = 0'088$ , eta cuadrado =  $0'115$  y una potencia observada de  $0'487$ ) y *Fv choque de talón pie izquierdo con carga al hombro* (  $F = 2'824$ ,  $p = 0'071$ , eta cuadrado =  $0'124$  y una potencia observada de  $0'524$ ).

TABLA 20

Análisis multivariante de la varianza del conjunto de variables: **fuerza vertical en fase de apoyo total pie izquierdo sin carga, fuerza vertical en fase de apoyo total pie izquierdo con carga a la espalda, fuerza vertical en fase de apoyo total pie izquierdo con carga al hombro y fuerza vertical en fase de apoyo total pie izquierdo con carga en la mano a modo de cartera** en los grupos establecidos por las combinaciones de los valores de los factores género, peso y altura.

<b>Efecto Lambda de Wilks</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>Eta cuadrado <math>\eta^2</math></b>	<b>Potencia observada (*)</b>
<b>Género</b>	2,900	,035	,239	,727
<b>Peso</b>	3,766	,001	,289	,980
<b>Altura</b>	1,319	,247	,125	,563

(\*) Calculado con alfa = 0'05

De los factores analizados – género, peso y altura -, han tenido un efecto significativo género ( F = 2'900, p = 0'035), explicando el 23'9 % de la varianza y con una potencia observada de 0'727 y peso ( F = 3'766, p = 0'001), explicando un 28'9 % de la varianza y con una potencia observada de 0'980.

TABLA 21 Análisis univariados

Efecto de las variables independientes **género, peso y altura** en las variables dependientes *fuerza vertical apoyo pie izquierdo sin carga, fuerza vertical apoyo pie izquierdo carga a la espalda, fuerza vertical apoyo pie izquierdo carga al hombro y fuerza vertical apoyo izquierdo carga en la mano a modo de cartera.*

Fuente	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación (*)	Eta cuadrado $\eta^2$	Potencia observada
Género	Fv apoyo pie izquierdo sin carga	50522,978	1	50522,978	11,441	,002	,222	,910
	fvapoyocargaespaldaizdo	44245,401	1	44245,401	7,307	,010	,154	,751
	Fv apoyo carga hombro p izdo	4296,474	1	4296,474	,348	,558	,009	,089
	Fv apoyo cartera pie izdo	33416,931	1	33416,931	7,222	,010	,153	,746
Peso	Fv apoyo pie izquierdo sin carga	126871,452	2	63435,726	14,365	,000	,418	,998
	fvapoyocargaespaldaizdo	112078,968	2	56039,484	9,255	,000	,316	,968
	Fv apoyo carga hombro p izdo	134786,998	2	67393,499	5,462	,008	,215	,820
	Fv apoyo cartera pie izdo	127970,456	2	63985,228	13,828	,000	,409	,997
Altura	Fv apoyo pie izquierdo sin carga	27959,795	2	13979,898	3,166	,053	,137	,574
	fvapoyocargaespaldaizdo	10332,603	2	5166,301	,853	,434	,041	,186
	Fv apoyo carga hombro p izdo	14991,695	2	7495,847	,607	,550	,029	,144
	Fv apoyo cartera pie izdo	14056,789	2	7028,395	1,519	,231	,071	,304

(\*) El nivel de significación estadística establecido es  $\alpha = 0.05$ .

El efecto del factor **género** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *Fv apoyo pie izquierdo sin carga* (  $F = 11'441$ ,  $p = 0'002$ , eta cuadrado =  $0'222$  y una potencia observada de  $0'910$ ), *carga a la espalda* (  $F = 7'307$ ,  $p = 0'010$ , eta cuadrado =  $0'154$  y una potencia observada de  $0'751$ ) y *Fv apoyo pie izquierdo con cartera* (  $F = 7'222$ ,  $p = 0'010$ , eta cuadrado =  $0'153$  y una potencia observada de  $0'746$ ).

El efecto del factor **peso** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *Fv apoyo pie izquierdo sin carga* (  $F = 14'365$ ,  $p = 0'000$ , eta cuadrado =  $0'418$ , y una potencia observada de  $0'998$ ), *Fv apoyo pie izquierdo con carga en la espalda* (  $F = 9'255$ ,  $p = 0'000$ , eta cuadrado =  $0'316$  y una potencia observada de  $0'968$ ), *Fv apoyo pie izquierdo con carga al hombro* (  $F = 5'462$ ,  $p = 0'008$ , eta cuadrado =  $0'215$  y una potencia observada de  $0'820$ ) y *Fv apoyo pie izquierdo con cartera* (  $F = 13'828$ ,  $p = 0'000$ , eta cuadrado =  $0'409$  y una potencia observada de  $0'997$ ).

El efecto del factor **altura** en este análisis ha revelado una tendencia a la significación para las variables dependientes: *Fv apoyo pie izquierdo sin carga* (  $F = 3'166$ ,  $p = 0'053$ , eta cuadrado =  $0'137$  y una potencia observada de  $0'574$ ).

TABLA 22

Análisis multivariante de la varianza del conjunto de variables **Fuerza vertical despegue pie izquierdo sin carga, fuerza vertical despegue pie izquierdo carga a la espalda, fuerza vertical despegue pie izquierdo con carga al hombro, fuerza vertical despegue pie izquierdo con carga en la mano a modo de cartera** en los grupos establecidos por las combinaciones de los valores de los factores género, peso y altura.

<b>Efecto Lambda de Wilks</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>Eta cuadrado <math>\eta^2</math></b>	<b>Potencia observada (*)</b>
<b>Género</b>	3,356	,019	,266	,796
<b>Peso</b>	3,293	,003	,263	,959
<b>Altura</b>	1,826	,086	,165	,735

(\*) Calculado con alfa = 0'05

De los factores analizados – género, peso y altura -, han tenido un efecto significativo género (  $F = 3'356$ ,  $p = 0'019$ ), explicando un 26'6 % de la varianza y con una potencia observada de 0'796, y peso (  $F = 3'293$ ,  $p = 0'003$ ), explicando un 26'3 % de la varianza y con una potencia observada de 0'959. Asimismo se observa una tendencia a la significación del factor altura (  $F = 1'826$ ,  $p = 0'086$ ), explicando un 16'5 % de la varianza y una potencia observada de 0'735.

TABLA 23 Análisis univariados

Efecto de las variables independientes **género, peso y altura** en las variables dependientes *fuerza vertical despegue izquierdo sin carga, fuerza vertical despegue izquierdo carga a la espalda, fuerza vertical despegue izquierdo carga al hombro y fuerza vertical despegue izquierdo carga en la mano a modo de cartera.*

Fuente	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación (*)	Eta cuadrado $\eta^2$	Potencia observada
Género	Fv despegue pie izdo sin carga	76130,077	1	76130,077	14,342	,001	,264	,959
	Fvdespeguec.espaldaizdo	62135,395	1	62135,395	8,523	,006	,176	,813
	Fv despegue carga hombro p izdo.	55038,257	1	55038,257	10,974	,002	,215	,898
	Fv despegue cartera pie izdo.	70350,622	1	70350,622	10,653	,002	,210	,890
Peso	Fv despegue pie izdo sin carga	161272,201	2	80636,101	15,190	,000	,432	,999
	Fvdespeguec.espaldaizdo	143962,298	2	71981,149	9,873	,000	,331	,976
	Fv despegue carga hombro p izdo.	151084,352	2	75542,176	15,062	,000	,430	,999
	Fv despegue cartera pie izdo.	173091,210	2	86545,605	13,106	,000	,396	,996
Altura	Fv despegue pie izdo sin carga	50215,991	2	25107,996	4,730	,014	,191	,759
	Fvdespeguec.espaldaizdo	41087,030	2	20543,515	2,818	,072	,123	,523
	Fv despegue carga hombro p izdo.	27251,251	2	13625,626	2,717	,078	,120	,507
	Fv despegue cartera pie izdo.	21983,637	2	10991,819	1,665	,202	,077	,330

(\*) El nivel de significación estadística establecido es  $\alpha = 0.05$ .

El efecto del factor **género** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *Fv despegue pie izquierdo sin carga* ( $F = 14'342$ ,  $p = 0'001$ , eta cuadrado =  $0'264$  y una potencia observada de  $0'959$ ), *Fv despegue pie izquierdo con carga a la espalda* ( $F = 8'523$ ,  $p = 0'006$ , eta cuadrado =  $0'176$  y una potencia observada de  $0'813$ ), *Fv despegue pie izquierdo con carga al hombro* ( $F = 10'974$ ,  $p = 0'002$ , eta cuadrado =  $0'215$  y una potencia observada de  $0'898$ ) y *Fv despegue pie izquierdo con cartera* ( $F = 10'653$ ,  $p = 0'002$ , eta cuadrado =  $0'210$  y una potencia observada de  $0'890$ ).

El efecto del factor **peso** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes *Fv despegue pie izquierdo sin carga* ( $F = 15'190$ ,  $p = 0'000$ , eta cuadrado =  $0'432$  y una potencia observada de  $0'999$ ), *Fv despegue pie izquierdo con carga a la espalda* ( $F = 9'873$ ,  $p = 0'000$ , eta cuadrado =  $0'331$  y una potencia observada de  $0'976$ ), *Fv despegue pie izquierdo con carga al hombro* ( $F = 15'062$ ,  $p = 0'000$ , eta cuadrado =  $0'430$  y una potencia observada de  $0'999$ ) y *Fv despegue pie izquierdo con cartera* ( $F = 13'106$ ,  $p = 0'000$ , eta cuadrado =  $0'396$  y una potencia observada de  $0'996$ ).

El efecto del factor **altura** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *Fv despegue pie izquierdo sin carga* ( $F = 4'730$ ,  $p = 0'014$ , eta cuadrado =  $0'191$  y una potencia observada de  $0'759$ ). Asimismo se ha revelado una tendencia a la significación del factor **altura** para las variables dependientes: *Fv despegue pie izquierdo con carga a la espalda* ( $F = 2'818$ ,  $p = 0'072$ , eta cuadrado =  $0'123$  y una potencia observada de  $0'523$ ) y *Fv despegue pie izquierdo con carga al hombro* ( $F = 2'717$ ,  $p = 0'078$ , eta cuadrado =  $0'120$  y una potencia observada de  $0'507$ ).

TABLA 24

Análisis multivariante de la varianza del conjunto de variables: **fuerza anteroposterior máxima, pie derecho sin carga, fuerza anteroposterior máxima, pie derecho con carga a la espalda, fuerza anteroposterior pie derecho con carga al hombro y fuerza anteroposterior máxima pie derecho con carga en la mano a modo de cartera** en los grupos establecidos por las combinaciones de los valores de los factores género, peso y altura.

<b>Efecto Lambda de Wilks</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>Eta cuadrado <math>\eta^2</math></b>	<b>Potencia observada (*)</b>
<b>Género</b>	3,222	,023	,258	,777
<b>Peso</b>	,345	,945	,036	,156
<b>Altura</b>	1,142	,346	,110	,491

(\*) Calculado con alfa =0'05

De los factores analizados – género, peso y altura- ha tenido un efecto significativo género ( F = 3'222, p = 0'023), explicando el 25'8 % de la varianza y con una potencia observada de 0'777.

TABLA 25. Análisis univariados

Efecto de las variables independientes **género, peso y altura** en las variables dependientes *fuerza anteroposterior máxima sin carga derecho, fuerza anteroposterior máxima derecho carga a la espalda, fuerza anteroposterior máxima derecho carga al hombro, y fuerza anteroposterior máxima carga en la mano a modo de cartera.*

Fuente	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación (*)	Eta cuadrado $\eta^2$	Potencia observada
Género	fapmaxsin carga dcho	3058,389	1	3058,389	2,807	,102	,066	,373
	fantpostmáx pie dercho carga a espalda.	10976,932	1	10976,932	9,970	,003	,200	,869
	fuerza antpost máx carga al hombro dcho	8410,649	1	8410,649	8,065	,007	,168	,791
	fuerza anteroposterior max cartera pie derecho	10666,422	1	10666,422	9,123	,004	,186	,838
Peso	fapmaxsin carga dcho	996,392	2	498,196	,457	,636	,022	,119
	fantpostmáx pie dercho carga a espalda.	1043,908	2	521,954	,474	,626	,023	,122
	fuerza antpost máx carga al hombro dcho	1526,874	2	763,437	,732	,487	,035	,165
	fuerza anteroposterior max cartera pie derecho	164,382	2	82,191	,070	,932	,004	,060
Altura	fapmaxsin carga dcho	2688,543	2	1344,272	1,234	,302	,058	,253
	fantpostmáx pie dercho carga a espalda.	2715,408	2	1357,704	1,233	,302	,058	,253
	fuerza antpost máx carga al hombro dcho	2109,122	2	1054,561	1,011	,373	,048	,214
	fuerza anteroposterior max cartera pie derecho	1592,575	2	796,287	,681	,512	,033	,157

(\*) El nivel de significación estadística establecido es  $\alpha = 0.05$ .

El efecto del factor **género** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *F anteroposterior máxima pie derecho con carga a la espalda* (  $F = 9'970$ ,  $p = 0'003$ , eta cuadrado =  $0'200$  y una potencia observada de  $0'869$ ), *F anteroposterior pie derecho, carga al hombro* (  $F = 8'065$ ,  $p = 0'007$ , eta cuadrado =  $0'168$  y una potencia observada de  $0'791$ ) y *F anteroposterior máxima pie derecho con cartera* (  $F = 9'123$ ,  $p = 0'004$ , eta cuadrado =  $0'186$  y una potencia observada de  $0'838$ ).

TABLA 26

Análisis multivariante de la varianza del conjunto de variables: **fuerza anteroposterior mínima, pie derecho sin carga, fuerza anteroposterior mínima, pie derecho con carga a la espalda, fuerza anteroposterior mínima pie derecho con carga al hombro y fuerza anteroposterior mínima pie derecho con carga en la mano a modo de cartera** en los grupos establecidos por las combinaciones de los valores de los factores género, peso y altura.

<b>Efecto Lambda de Wilks</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>Eta cuadrado <math>\eta^2</math></b>	<b>Potencia observada (*)</b>
<b>Género</b>	2,430	,065	,208	,639
<b>Peso</b>	1,905	,072	,171	,756
<b>Altura</b>	1,222	,298	,117	,524

(\*) Calculado con alfa =0'05

De los factores analizados – género, peso, edad, altura -, han mostrado una tendencia a la significación género (  $F = 2'430$ ,  $p = 0'065$ ), explicando un 20'8 % de la varianza y con una potencia observada de 0'639, y peso (  $F = 1'905$ ,  $p = 0'072$ ), explicando un 17'1 % de la varianza y con una potencia observada de 0'756.

TABLA 27. Análisis univariados

Efecto de las variables independientes **género, peso y altura** en las variables dependientes *fuerza anteroposterior mínima sin carga derecho, fuerza anteroposterior mínima derecho carga a la espalda, fuerza anteroposterior mínima derecho carga al hombro y fuerza anteroposterior mínima derecho carga en la mano a modo de cartera.*

Fuente	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación	Eta cuadrado $\eta^2$	Potencia observada
Género	fapminsin carga dcho	1302,263	1	1302,263	1,772	,191	,042	,255
	fantpost min pie dcho carga a espalda.	3429,805	1	3429,805	4,033	,051	,092	,500
	fuerza antpost mín carga al hombro dcho	4505,190	1	4505,190	9,512	,004	,192	,853
	fuerza anteroposterior min cartera pie dcho	4094,974	1	4094,974	6,202	,017	,134	,681
Peso	fapminsin carga dcho	8093,726	2	4046,863	5,506	,008	,216	,824
	fantpost min pie dcho carga a espalda.	1797,581	2	898,791	1,057	,357	,050	,222
	fuerza antpost mín carga al hombro dcho	5509,941	2	2754,971	5,817	,006	,225	,845
	fuerza anteroposterior min cartera pie dcho	3545,819	2	1772,910	2,685	,080	,118	,502
Altura	fapminsin carga dcho	2137,759	2	1068,879	1,454	,246	,068	,293
	fantpost min pie dcho carga a espalda.	1764,408	2	882,204	1,037	,364	,049	,218
	fuerza antpost mín carga al hombro dcho	3404,988	2	1702,494	3,595	,037	,152	,633
	fuerza anteroposterior min cartera pie dcho	2504,607	2	1252,303	1,897	,163	,087	,371

(\*) El nivel de significación estadística establecido es  $\alpha = 0.05$ .

El efecto del factor **género** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *F anteroposterior mínima pie derecho con carga al hombro* (  $F = 9'512$ ,  $p = 0'004$ , eta cuadrado =  $0'192$  y una potencia observada de  $0'853$ ) y *F anteroposterior mínima pie derecho con cartera* (  $F = 6'202$ ,  $p = 0'017$ , eta cuadrado =  $0'134$  y una potencia observada de  $0'681$ ). Asimismo se ha revelado una tendencia a la significación del factor **género** para la variable dependiente *F anteroposterior mínima pie derecho con carga a la espalda* (  $F = 4'033$ ,  $p = 0'051$ , eta cuadrado =  $0'092$  y una potencia observada de  $0'500$ ).

El efecto del factor **peso** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *F anteroposterior mínima pie derecho sin carga* (  $F = 5'506$ ,  $p = 0'008$ , eta cuadrado =  $0'216$  y una potencia observada de  $0'824$ ) y *F anteroposterior mínima pie derecho con carga al hombro* (  $F = 5'816$ ,  $p = 0'006$ , eta cuadrado =  $0'225$  y una potencia observada de  $0'845$ ). Asimismo el factor **peso** ha revelado una tendencia a la significación para la variable dependiente *F anteroposterior mínima pie derecho con cartera* (  $F = 2'685$ ,  $p = 0'080$ , eta cuadrado =  $0'118$  y una potencia observada de  $0'502$ ).

El efecto del factor **altura** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *F anteroposterior mínima pie derecho con carga al hombro* (  $F = 3'595$ ,  $p = 0'037$ , eta cuadrado =  $0'152$  y una potencia observada de  $0'633$ ).

TABLA 28

Análisis multivariante de la varianza del conjunto de variables: **fuerza anteroposterior máxima, pie izquierdo sin carga, fuerza anteroposterior máxima, pie izquierdo con carga a la espalda, fuerza anteroposterior pie izquierdo con carga al hombro y fuerza anteroposterior máxima pie izquierdo con carga en la mano a modo de cartera** en los grupos establecidos por las combinaciones de los valores de los factores género, peso y altura

<b>Efecto Lambda de Wilks</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>Eta cuadrado <math>\eta^2</math></b>	<b>Potencia observada (*)</b>
<b>Género</b>	3,729	,012	,287	,841
<b>Peso</b>	,943	,487	,093	,406
<b>Altura</b>	,786	,616	,078	,338

(\*) Calculado con alfa = 0'05

De los factores analizados – género, peso y altura -, ha tenido un efecto significativo género ( F = 3'729, p = 0'012), explicando un 28'7 % de la varianza y con una potencia observada de 0'841.

TABLA 29. Análisis univariados

Efecto de las variables independientes **género, peso y altura** en las variables dependientes *fuerza anteroposterior máxima pie izquierdo sin carga, fuerza anteroposterior máxima izquierdo carga a la espalda, fuerza anteroposterior máxima izquierdo carga al hombro y fuerza anteroposterior máxima izquierdo carga en la mano a modo de cartera.*

Fuente	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación (*)	Eta cuadrado $\eta^2$	Potencia observada
Género	fapmaxsin carga izdo.	4222,442	1	4222,442	8,903	,005	,182	,829
	fantpostmáx pie izdo carga a espalda.	5522,420	1	5522,420	7,596	,009	,160	,767
	fuerza antpost máx carga al hombro izdo.	6725,943	1	6725,943	14,467	,000	,266	,960
	fuerza anteroposterior max cartera pie izdo	6328,691	1	6328,691	11,428	,002	,222	,910
Peso	fapmaxsin carga izdo	1235,642	2	617,821	1,303	,283	,061	,266
	fantpostmáx pie izdo carga a espalda.	2459,950	2	1229,975	1,692	,197	,078	,335
	fuerza antpost máx carga al hombro izdo.	482,246	2	241,123	,519	,599	,025	,129
	fuerza anteroposterior max cartera pie izdo	3136,657	2	1568,328	2,832	,071	,124	,525
Altura	fapmaxsin carga izdo	1221,491	2	610,746	1,288	,287	,060	,263
	fantpostmáx pie izdo carga a espalda.	1969,284	2	984,642	1,354	,270	,063	,275
	fuerza antpost máx carga al hombro izdo.	2405,463	2	1202,732	2,587	,088	,115	,487
	fuerza anteroposterior max cartera pie izdo	3273,803	2	1636,902	2,956	,063	,129	,544

(\*) El nivel de significación estadística establecido es  $\alpha = 0.05$ .

El efecto del factor **género** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *F anteroposterior máxima pie izquierdo sin carga* (  $F = 8'903$ ,  $p = 0'005$ , eta cuadrado =  $0'182$  y una potencia observada de  $0'829$ ), *F anteroposterior máxima pie izquierdo carga a la espalda* (  $F = 7'596$ ,  $p = 0'009$ , eta cuadrado =  $0'160$  y una potencia observada de  $0'767$ ), *F anteroposterior máxima pie izquierdo con carga al hombro* (  $F = 14'467$ ,  $p = 0'000$ , eta cuadrado =  $0'266$  y una potencia observada de  $0'960$ ) y *F anteroposterior máxima pie izquierdo con cartera* (  $F = 11'428$ ,  $p = 0'002$ , eta cuadrado =  $0'222$  y una potencia observada de  $0'910$ ).

El efecto del factor **peso** ha revelado una tendencia a la significación para la variable dependiente *F anteroposterior máxima pie izquierdo con cartera* (  $F = 2'832$ ,  $p = 0'071$ , eta cuadrado =  $0'124$  y una potencia observada de  $0'525$ ).

El efecto del factor **altura** ha revelado una tendencia a la significación para la variable dependiente *F anteroposterior máxima pie izquierdo con carga al hombro* (  $F = 2'587$ ,  $p = 0'088$ , eta cuadrado =  $0'115$  y una potencia observada de  $0'487$ ) y *F anteroposterior máxima pie izquierdo con cartera* (  $F = 2'956$ ,  $p = 0'063$ , eta cuadrado =  $0'129$  y una potencia observada =  $0'544$ ).

TABLA 30

Análisis multivariante de la varianza del conjunto de variables: **fuerza anteroposterior mínima, pie izquierdo sin carga, fuerza anteroposterior mínima, pie izquierdo con carga a la espalda, fuerza anteroposterior mínima pie izquierdo con carga al hombro y fuerza anteroposterior mínima pie izquierdo con carga en la mano a modo de cartera** en los grupos establecidos por las combinaciones de los valores de los factores género, peso y altura.

<b>Efecto Lambda de Wilks</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>Eta cuadrado <math>\eta^2</math></b>	<b>Potencia observada (*)</b>
<b>Género</b>	1,950	,123	,174	,532
<b>Peso</b>	1,575	,147	,145	,656
<b>Altura</b>	2,559	,016	,217	,888

(\*) Calculado con alfa = 0'05

De los factores analizados – género, peso y altura -, ha tenido un efecto significativo altura ( F = 2'559, p = 0'016), explicando el 21'7 % de la varianza y con una potencia observada de 0'888.

TABLA 31. Análisis univariados

Efecto de las variables independientes **género, peso y altura** en las variables dependientes *fuerza anteroposterior mínima izquierdo sin carga, fuerza anteroposterior mínima izquierdo carga a la espalda, fuerza anteroposterior mínima izquierdo carga al hombro y fuerza anteroposterior mínima izquierdo carga en la mano a modo de cartera.*

Fuente	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación (*)	Eta cuadrado $\eta^2$	Potencia observada
Género	fapminsin carga izdo.	1750,755	1	1750,755	1,527	,224	,037	,226
	fantpostmin pie izdo carga a espalda.	1383,796	1	1383,796	2,497	,122	,059	,338
	fuerza antpost min carga al hombro izdo.	2494,350	1	2494,350	4,269	,045	,096	,523
	fuerza anteroposterior min cartera pie izdo	3050,027	1	3050,027	5,687	,022	,124	,643
Peso	fapminsin carga izdo.	5276,442	2	2638,221	2,302	,113	,103	,440
	fantpostmin pie izdo carga a espalda.	3875,154	2	1937,577	3,496	,040	,149	,620
	fuerza antpost min carga al hombro izdo.	4998,863	2	2499,431	4,278	,021	,176	,714
	fuerza anteroposterior min cartera pie izdo	5272,172	2	2636,086	4,915	,012	,197	,776
Altura	fapminsin carga izdo.	1314,897	2	657,449	,574	,568	,028	,139
	fantpostmin pie izdo carga a espalda.	4494,186	2	2247,093	4,054	,025	,169	,689
	fuerza antpost min carga al hombro izdo.	2560,254	2	1280,127	2,191	,125	,099	,421
	fuerza anteroposterior min cartera pie izdo	2723,815	2	1361,907	2,539	,092	,113	,479

(\*) El nivel de significación estadística establecido es  $\alpha = 0.05$ .

El efecto del factor **género** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *F anteroposterior mínima pie izquierdo con carga en el hombro* (  $F = 4'269$ ,  $p = 0'045$ , eta cuadrado =  $0'096$  y una potencia observada de  $0'523$ ) y *F anteroposterior mínima pie izquierdo con cartera* (  $F = 5'685$ ,  $p = 0'022$ , eta cuadrado =  $0'124$  y una potencia observada de  $0'643$ ).

El efecto del factor **peso** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes *F anteroposterior mínima pie izquierdo con carga a la espalda* (  $F = 3'496$ ,  $p = 0'040$ , eta cuadrado =  $0'149$  y una potencia observada de  $0'620$ ), *F anteroposterior mínima pie izquierdo con carga al hombro* (  $F = 4'278$ ,  $p = 0'021$ , eta cuadrado =  $0'176$  y una potencia observada de  $0'714$ ) y *F anteroposterior mínima pie izquierdo con cartera* (  $F = 4'915$ ,  $p = 0'012$ , eta cuadrado =  $0'197$  y una potencia observada de  $0'776$ ).

El efecto del factor **altura** en este análisis se ha revelado significativo para la variable dependiente *F anteroposterior mínima pie izquierdo con carga a la espalda* (  $F = 4'054$ ,  $p = 0'025$ , eta cuadrado =  $0'169$  y una potencia observada de  $0'689$ ), asimismo el factor **altura** ha revelado una tendencia a la significación para la variable dependiente *F anteroposterior mínima pie izquierdo con cartera* (  $F = 2'539$ ,  $p = 0'092$ , eta cuadrado =  $0'113$  y una potencia observada de  $0'479$ ).

TABLA 32

Análisis multivariante de la varianza del conjunto de variables: **fuerza mediolateral mínima pie derecho sin carga, fuerza medilateral mínima pie derecho con carga a la espalda, fuerza mediolateral mínima pie derecho con carga al hombro y fuerza mediolateral mínima pie derecho con carga en la mano a modo de cartera** en los grupos establecidos por las combinaciones de los valores de los factores género, peso y altura.

<b>Efecto Lambda de Wilks</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>Eta cuadrado <math>\eta^2</math></b>	<b>Potencia observada (*)</b>
<b>Género</b>	1,090	,376	,105	,308
<b>Peso</b>	1,559	,152	,144	,651
<b>Altura</b>	,823	,585	,082	,354

(\*) Calculado con alfa = 0'05

De los factores analizados – género, peso y altura- ninguno ha tenido un efecto significativo.

TABLA 33. Análisis univariado.

Efecto de las variables independientes **género, peso y altura** en las variables dependientes *fuerza mediolateral mínima derecho sin carga, fuerza mediolateral mínima derecho carga a la espalda, fuerza mediolateral mínima derecho carga al hombro y fuerza mediolateral mínima derecho carga en la mano a modo de cartera.*

Fuente	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación (*)	Eta cuadrado $\eta^2$	Potencia observada
Género	Fmlatmín sin carga dcho	1137,084	1	1137,084	4,587	,038	,103	,552
	Fmlat mín pie dcho carga a espalda.	395,484	1	395,484	1,596	,214	,038	,234
	fuerza mlat mín carga al hombro pie dcho.	513,044	1	513,044	2,053	,160	,049	,288
	fuerza mlat mín cartera pie dcho	807,534	1	807,534	2,445	,126	,058	,332
Peso	Fmlatmín sin carga dcho.	819,931	2	409,966	1,654	,204	,076	,328
	Fmlat mín pie dcho carga a espalda.	2647,639	2	1323,819	5,343	,009	,211	,811
	fuerza mlat mín carga al hombro pie dcho.	2336,143	2	1168,072	4,675	,015	,189	,754
	fuerza mlat mín cartera pie dcho	1839,614	2	919,807	2,785	,074	,122	,518
Altura	Fmlatmín sin carga dcho.	635,410	2	317,705	1,282	,289	,060	,262
	Fmlat mín pie dcho carga a espalda.	1051,761	2	525,881	2,122	,133	,096	,410
	fuerza mlat mín carga al hombro pie dcho.	684,807	2	342,404	1,370	,266	,064	,278
	fuerza mlat mín cartera pie dcho	2068,781	2	1034,390	3,132	,054	,135	,569

(\*) El nivel de significación estadística establecido es  $\alpha = 0.05$ .

El efecto del factor **género** en este análisis se ha revelado significativo para las variable dependiente *F mediolateral mínima pie derecho sin carga* (  $F = 4'587$ ,  $p = 0'038$ , eta cuadrado =  $0'103$  y una potencia observada de  $0'552$ ).

El efecto del factor **peso** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes *F mediolateral pie derecho con carga a la espalda* (  $F = 5'343$ ,  $p = 0'009$ , eta cuadrado =  $0'211$  y una potencia observada de  $0'811$ ) y *F mediolateral pie derecho con carga al hombro* (  $F = 4'675$ ,  $p = 0'015$ , eta cuadrado =  $0'189$  y una potencia observada de  $0'754$ ) y asimismo se observa una tendencia a la significación para la variable dependiente *F mediolateral pie derecho con cartera* (  $F = 2'785$ ,  $p = 0'074$ , eta cuadrado =  $0'122$  y una potencia observada de  $0'518$ ).

El efecto del factor **altura** en este análisis ha revelado una tendencia a la significación para la variable dependiente *F mediolateral mínima pie derecho con cartera* (  $F = 3'132$ ,  $p = 0'054$ , eta cuadrado =  $0'135$  y una potencia observada).

TABLA 34

Análisis multivariante de la varianza del conjunto de variables: **fuerza mediolateral máxima, pie derecho sin carga, fuerza medilateral máxima, pie derecho con carga a la espalda, fuerza mediolateral pie derecho con carga al hombro y fuerza mediolateral máxima pie derecho con carga en la mano a modo de cartera** en los grupos establecidos por las combinaciones de los valores de los factores género, peso y altura

<b>Efecto Lambda de Wilks</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>Eta cuadrado <math>\eta^2</math></b>	<b>Potencia observada (*)</b>
<b>Género</b>	,973	,434	,095	,277
<b>Peso</b>	,693	,696	,070	,297
<b>Altura</b>	,883	,535	,087	,380

(\*) Calculado con alfa = 0'05

De los factores analizados – género, peso y altura – ninguno ha tenido un efecto significativo.

TABLA 35. Análisis univariados

Efecto de las variables independientes **género, peso y altura** en las variables dependientes *fuerza mediolateral máxima derecho sin carga, fuerza mediolateral máxima derecho carga a la espalda, fuerza mediolateral máxima derecho carga al hombro y fuerza mediolateral máxima derecho carga en la mano a modo de cartera.*

Fuente	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación	Eta cuadrado $\eta^2$	Potencia observada
Género	Fmlatmax sin carga dcho.	87,905	1	87,905	2,170	,149	,051	,301
	Fmlat max pie dcho carga a espalda.	41,514	1	41,514	1,053	,311	,026	,171
	fuerza mlat max carga al hombro pie dcho.	148,544	1	148,544	3,916	,055	,089	,489
	fuerza mlat máx cartera pie dcho	3,318	1	3,318	,034	,855	,001	,054
Peso	Fmlatmax sin carga dcho	55,444	2	27,722	,684	,510	,033	,157
	Fmlat max pie dcho carga a espalda.	23,090	2	11,545	,293	,748	,014	,093
	fuerza mlat max carga al hombro pie dcho.	127,944	2	63,972	1,687	,198	,078	,334
	fuerza mlat máx cartera pie dcho	66,228	2	33,114	,336	,717	,017	,100
Altura	Fmlatmax sin carga dcho	57,335	2	28,667	,708	,499	,034	,161
	Fmlat max pie dcho carga a espalda.	96,857	2	48,429	1,229	,303	,058	,252
	fuerza mlat max carga al hombro pie dcho.	26,206	2	13,103	,345	,710	,017	,101
	fuerza mlat máx cartera pie dcho	43,915	2	21,958	,223	,801	,011	,082

(\*) El nivel de significación estadística establecido es  $\alpha = 0.05$ .

El efecto del factor **género** en este análisis ha revelado una tendencia a la significación para la variable dependiente *F mediolateral máxima pie derecho con carga al hombro* ( $F = 3'916$ ,  $p = 0'055$ ,  $\eta^2 = 0'089$  y una potencia observada de  $0'489$ ).

TABLA 36

Análisis multivariante de la varianza del conjunto de variables: **fuerza mediolateral mínima pie izquierdo sin carga, fuerza medilateral mínima pie izquierdo con carga a la espalda, fuerza mediolateral mínima pie izquierdo con carga al hombro y fuerza mediolateral mínima pie izquierdo con carga en la mano a modo de cartera** en los grupos establecidos por las combinaciones de los valores de los factores género, peso y altura.

<b>Efecto Lambda de Wilks</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>Eta cuadrado <math>\eta^2</math></b>	<b>Potencia observada (*)</b>
<b>Género</b>	,726	,580	,073	,212
<b>Peso</b>	,104	,999	,011	,077
<b>Altura</b>	,589	,784	,060	,253

(\*) Calculado con alfa =0'05

De los factores analizados – género, peso y altura – ninguno ha tenido un efecto significativo.

TABLA 37. Análisis univariados

Efecto de las variables independientes **género, peso y altura** en las variables dependientes *fuerza mediolateral mínima izquierdo sin carga, fuerza mediolateral mínima izquierdo carga a la espalda, fuerza mediolateral mínima izquierdo carga al hombro y fuerza mediolateral mínima carga en la mano a modo de cartera.*

Fuente	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación (*)	Eta cuadrado $\eta^2$	Potencia observada
Género	Fmlatmín sin carga izdo	1,977	1	1,977	,015	,903	,000	,052
	Fmlat mín pie izdo carga a espalda.	89,071	1	89,071	,501	,483	,012	,106
	fuerza mlat mín carga al hombro pie izdo	90,673	1	90,673	,341	,563	,008	,088
	fuerza mlat mín cartera pie dcho	156,209	1	156,209	,333	,567	,008	,087
Peso	Fmlatmín sin carga izdo	51,558	2	25,779	,198	,821	,010	,079
	Fmlat mín pie izdo carga a espalda.	48,160	2	24,080	,135	,874	,007	,069
	fuerza mlat mín carga al hombro pie izdo	8,534	2	4,267	,016	,984	,001	,052
	fuerza mlat mín cartera pie dcho	18,981	2	9,490	,020	,980	,001	,053
Altura	Fmlatmín sin carga izdo	525,919	2	262,960	2,018	,146	,092	,392
	Fmlat mín pie izdo carga a espalda.	285,497	2	142,748	,803	,455	,455	,177
	fuerza mlat mín carga al hombro pie izdo	218,208	2	109,104	,410	,666	,020	,112
	fuerza mlat mín cartera pie dcho	193,399	2	96,700	,206	,815	,010	,080

(\*) El nivel de significación estadística establecido es  $\alpha = 0.05$ .

El efecto de los factores – género, peso, edad, altura- en este análisis no se ha revelado significativo para las variables dependientes: *F mediolateral mínima pie izquierdo sin carga*, *F mediolateral mínima pie izquierdo con carga a la espalda*, *F mediolateral mínima pie izquierdo con carga al hombro* y *F mediolateral mínima con cartera*.

TABLA 38

Análisis multivariante de la varianza del conjunto de variables: **fuerza mediolateral máxima, pie izquierdo sin carga, fuerza mediolateral máxima, pie izquierdo con carga a la espalda, fuerza mediolateral pie izquierdo con carga al hombro y fuerza mediolateral máxima pie izquierdo con carga en la mano a modo de cartera** en los grupos establecidos por las combinaciones de los valores de los factores género, peso y altura.

<b>Efecto Lambda de Wilks</b>	<b>F</b>	<b>Sig.</b>	<b>Eta cuadrado <math>\eta^2</math></b>	<b>Potencia observada (*)</b>
<b>Género</b>	3,630	,014	,282	,830
<b>Peso</b>	1,465	,185	,137	,618
<b>Altura</b>	,739	,657	,074	,317

(\*) Calculado con alfa = 0'05

De los factores analizados – género, peso y altura – ha tenido un efecto significativo género ( F = 3'630, p = 0'014), explicando un 28'2 % de la varianza y con una potencia observada de 0'830.

TABLA 39. Análisis univariados

Efecto de las variables independientes **género, peso y altura** en las variables dependientes *fuerza mediolateral máxima izquierdo sin carga, fuerza mediolateral máxima izquierdo carga a la espalda, fuerza mediolateral máxima izquierdo carga al hombro, fuerza mediolateral máxima izquierdo carga en la mano a modo de cartera.*

Fuente	Variable dependiente	Suma de cuadrados tipo III	gl	Media cuadrática	F	Significación (*)	Eta cuadrado $\eta^2$	Potencia observada
Género	Fmlatmax sin carga izdo	3393,514	1	3393,514	8,460	,006	,175	,810
	Fmlat max pie izdo carga a espalda.	2550,860	1	2550,860	12,645	,001	,240	,934
	fuerza mlat max carga al hombro pie izdo	2698,490	1	2698,490	8,061	,007	,168	,791
	fuerza mlat máx cartera pie izdo	2058,424	1	2058,424	8,275	,006	,171	,802
Peso	Fmlatmax sin carga izdo	655,085	2	327,543	,817	,449	,039	,180
	Fmlat max pie izdo carga a espalda.	2341,385	2	1170,693	5,803	,006	,225	,844
	fuerza mlat max carga al hombro pie izdo	1117,949	2	558,975	1,670	,201	,077	,331
	fuerza mlat máx cartera pie izdo	647,074	2	323,537	1,301	,284	,061	,265
Altura	Fmlatmax sin carga izdo	523,659	2	261,830	,653	,526	,032	,152
	Fmlat max pie izdo carga a espalda.	369,734	2	184,867	,916	,408	,044	,197
	fuerza mlat max carga al hombro pie izdo	116,486	2	58,243	,174	,841	,009	,075
	fuerza mlat máx cartera pie izdo	36,951	2	18,475	,074	,929	,004	,061

(\*) El nivel de significación estadística establecido es  $\alpha = 0.05$ .

El efecto del factor **género** en este análisis se ha revelado significativo para las variables dependientes: *F mediolateral máxima pie izquierdo sin carga* (  $F = 8'460$ ,  $p = 0'006$ , eta cuadrado =  $0'175$  y una potencia observada de  $0'810$ ), *F mediolateral máxima pie izquierdo carga a la espalda* (  $F = 12'645$ ,  $p = 0'001$ , eta cuadrado =  $0'240$  y una potencia observada de  $0'934$  ), *F mediolateral máxima pie izquierdo con carga al hombro* (  $F = 8'061$ ,  $p = 0'007$ , eta cuadrado =  $0'168$  y una potencia observada de  $0'791$ ) y *F mediolateral máxima pie izquierdo con cartera* (  $F = 8'275$ ,  $p = 0'006$  eta cuadrado =  $0'171$  y una potencia observada de  $0'802$ )

El efecto del factor **peso** en este análisis se ha revelado significativo para la variable dependiente *F mediolateral máxima pie izquierdo con carga a la espalda* (  $F = 5'803$ ,  $p = 0'006$ , eta cuadrado =  $0'225$  y una potencia observada de  $0'884$ )

## Análisis descriptivo

Estadísticos descriptivos

Fv choque de talón pd

	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
1,00	695,7931	147,2698	19,1729	657,4144	734,1719	429,65	1053,77
2,00	759,5944	140,1936	18,2516	723,0597	796,1290	520,14	1116,79
3,00	764,0667	136,3763	17,7547	728,5268	799,6065	531,11	1095,31
4,00	770,2288	171,2236	22,2914	725,6077	814,8499	61,83	1124,37

Tabla 40

## Análisis experimental

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
<b>Inter-grupos</b>	213043,249	3	71014,416	3,182	,025
<b>Intra-grupos</b>	5177001,918	232	22314,663		
<b>Total</b>	5390045,167	235			

Tabla 41

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Fv choque de talón pd

Bonferroni

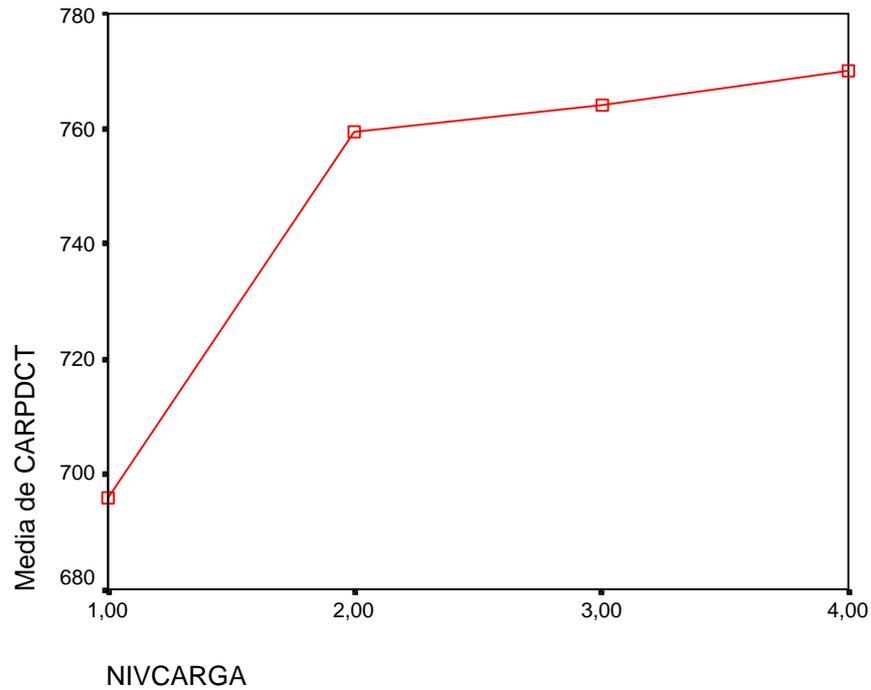
(I) NIVCARGA	(J) NIVCARGA	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1,00	2,00	-63,8013	27,5033	,127	-136,9894	9,3869
	3,00	-68,2735	27,5033	,083	-141,4617	4,9146
	4,00	-74,4357	27,5033	,044	-147,6238	-1,2475
2,00	1,00	63,8013	27,5033	,127	-9,3869	136,9894
	3,00	-4,4723	27,5033	1,000	-77,6604	68,7159
	4,00	-10,6344	27,5033	1,000	-83,8226	62,5537
3,00	1,00	68,2735	27,5033	,083	-4,9146	141,4617
	2,00	4,4723	27,5033	1,000	-68,7159	77,6604
	4,00	-6,1621	27,5033	1,000	-79,3503	67,0260
4,00	1,00	74,4357	27,5033	,044	1,2475	147,6238
	2,00	10,6344	27,5033	1,000	-62,5537	83,8226
	3,00	6,1621	27,5033	1,000	-67,0260	79,3503

\* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Tabla 42

Existen diferencias significativas entre los niveles de carga 1 y 4 ( $p = 0'044$ ) y una tendencia a la significación entre los niveles de carga 1 y 3 ( $p = 0'083$ ).

### Gráfico de las medias



*Figura23*

Niveles de carga (NIVCARGA):

Nivel 1: Sin carga

Nivel 2: Carga a la espalda

Nivel 3: Carga en hombro derecho

Nivel 4: Cartera en mano derecha.

## Análisis descriptivo

Estadísticos descriptivos

FV Apoyo pie derecho

	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
1.00	494.14588676	102.75958459	13.37815841	467.36659317	520.92518036	338.502483	768.413620
2.00	550.65010983	110.00718233	14.32171527	521.98208198	579.31813768	332.056614	815.245262
3.00	544.42234488	103.88069295	13.52411429	517.35088886	571.49380091	372.576115	799.294281
4.00	551.96826256	120.07711650	15.63270903	520.67599557	583.26052955	48.267418	809.689293

Tabla 43

## Análisis experimental

ANOVA

FV Apoyo pie derecho

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
<b>Inter-grupos</b>	135129.766	3	45043.255	3.764	.011
<b>Intra-grupos</b>	2776507.830	232	11967.706		
Total	2911637.596	235			

Tabla 44

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: FV Apoyo pie derecho

Bonferroni

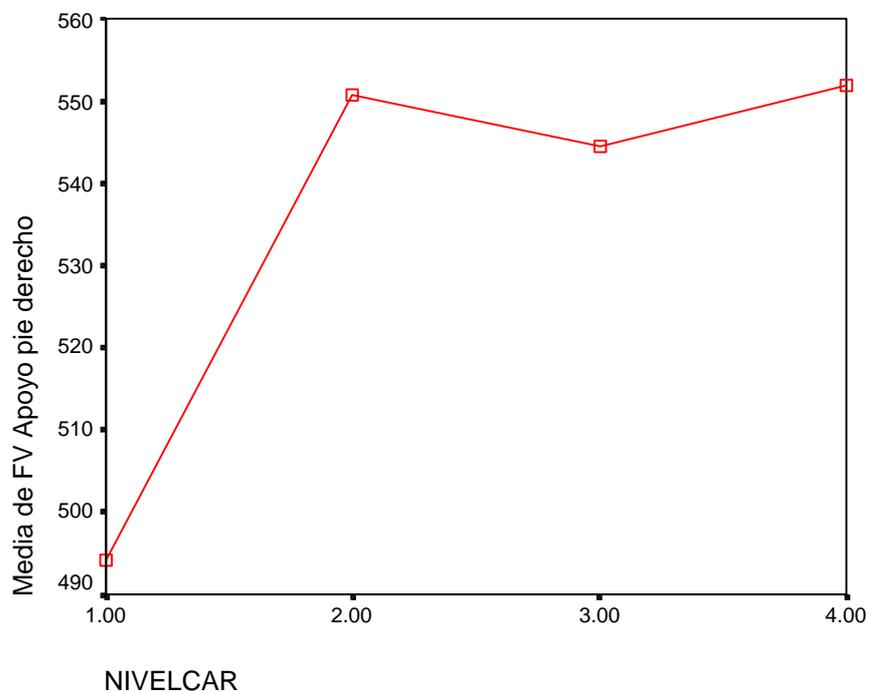
(I)	(J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1.00	2.00	-56.50422307	20.14162245	.033	-110.10252043	-2.90592570
	3.00	-50.27645812	20.14162245	.080	-103.87475548	3.32183925
	4.00	-57.82237580	20.14162245	.027	-111.42067316	-4.22407843
2.00	1.00	56.50422307	20.14162245	.033	2.90592570	110.10252043
	3.00	6.22776495	20.14162245	1.000	-47.37053242	59.82606231
	4.00	-1.31815273	20.14162245	1.000	-54.91645009	52.28014464
3.00	1.00	50.27645812	20.14162245	.080	-3.32183925	103.87475548
	2.00	-6.22776495	20.14162245	1.000	-59.82606231	47.37053242
	4.00	-7.54591768	20.14162245	1.000	-61.14421504	46.05237969
4.00	1.00	57.82237580	20.14162245	.027	4.22407843	111.42067316
	2.00	1.31815273	20.14162245	1.000	-52.28014464	54.91645009
	3.00	7.54591768	20.14162245	1.000	-46.05237969	61.14421504

- La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Tabla 45

Existen diferencias significativas entre los niveles de carga 1 y 2 ( $p = 0,033$ ) y los niveles de carga 1 y 4 ( $p = 0,027$ ). Asimismo se observa una tendencia a la significación entre los niveles de carga 1 y 3 ( $p = 0,080$ ).

### Gráfico de las medias



*Figura 24*

#### NIVELES DE CARGA (NIVELCAR)

Nivel 1: Sin carga.

Nivel 2: Con carga a la espalda.

Nivel 3: Con carga al hombro.

Nivel 4: Con carga en la mano a modo de cartera.

### Análisis descriptivo

Estadísticos descriptivos  
FV despegue pie derecho

	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
1.00	700.6462	130.0472	16.9307	666.7557	734.5367	493.97	1062.76
2.00	799.2804	130.5180	16.9920	765.2672	833.2936	607.98	1195.19
3.00	805.9301	133.0572	17.3226	771.2552	840.6050	596.86	1167.59
4.00	792.9930	129.8107	16.8999	759.1641	826.8219	595.66	1140.60

Tabla 46

### Análisis experimental

ANOVA  
FV despegue pie derecho

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	436488.763	3	145496.254	8.496	.000
Intra-grupos	3973131.983	232	17125.569		
Total	4409620.746	235			

Tabla 47

Comparaciones múltiples  
Variable dependiente: FV despegue pie derecho  
Bonferroni

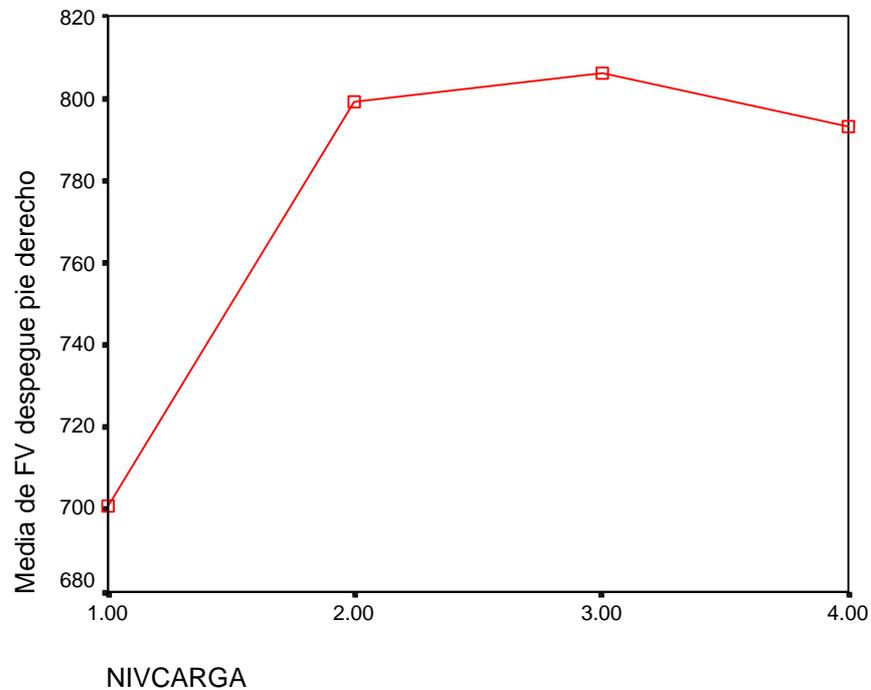
(I)	(J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1.00	2.00	-98.6342	24.0941	.000	-162.7504	-34.5180
	3.00	-105.2839	24.0941	.000	-169.4001	-41.1677
	4.00	-92.3468	24.0941	.001	-156.4631	-28.2306
2.00	1.00	98.6342	24.0941	.000	34.5180	162.7504
	3.00	-6.6497	24.0941	1.000	-70.7659	57.4665
	4.00	6.2874	24.0941	1.000	-57.8289	70.4036
3.00	1.00	105.2839	24.0941	.000	41.1677	169.4001
	2.00	6.6497	24.0941	1.000	-57.4665	70.7659
	4.00	12.9371	24.0941	1.000	-51.1792	77.0533
4.00	1.00	92.3468	24.0941	.001	28.2306	156.4631
	2.00	-6.2874	24.0941	1.000	-70.4036	57.8289
	3.00	-12.9371	24.0941	1.000	-77.0533	51.1792

- La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Tabla 48

Existen diferencias significativas entre los niveles de carga 1 y 2 ( $p = 0'000$ ), entre los niveles de carga 1 y 3 ( $p = 0'000$ ) y entre los niveles de carga 1 y 4 ( $p = 0'001$ ).

## Gráfico de las medias



*Figura 25*

### NIVELES DE CARGA (NIVCARGA)

Nivel 1: Sin carga.

Nivel 2: Con carga a la espalda.

Nivel 3: Con carga al hombro.

Nivel 4: Con carga en la mano a modo de cartera.

## Análisis descriptivo

Estadísticos descriptivos  
Fv choque de talón pie izdo

	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
1.00	676.9598	138.4567	18.0255	640.8778	713.0418	437.24	1047.05
2.00	737.3467	160.5314	20.8994	695.5120	779.1814	59.94	1111.58
3.00	745.7802	133.2249	17.3444	711.0616	780.4988	502.60	1117.17
4.00	759.6818	166.4267	21.6669	716.3107	803.0528	73.90	1116.50

Tabla 49

## Análisis experimental

ANOVA  
Fv choque de talón pie izdo

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	235837.298	3	78612.433	3.479	.017
Intra-grupos	5242464.002	232	22596.828		
Total	5478301.300	235			

Tabla 50

Comparaciones múltiples  
Variable dependiente: Fv choque de talón pie izdo  
Bonferroni

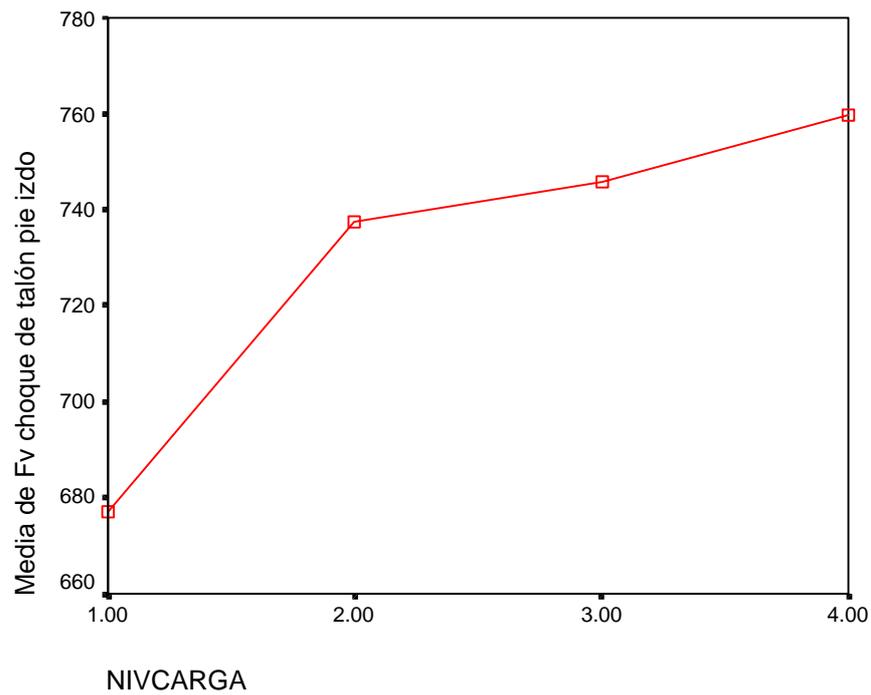
(I) NIVCARGA	(J) NIVCARGA	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1.00	2.00	-60.3869	27.6766	.181	-134.0363	13.2625
	3.00	-68.8203	27.6766	.082	-142.4698	4.8291
	4.00	-82.7220	27.6766	.019	-156.3714	-9.0725
2.00	1.00	60.3869	27.6766	.181	-13.2625	134.0363
	3.00	-8.4335	27.6766	1.000	-82.0829	65.2159
	4.00	-22.3351	27.6766	1.000	-95.9845	51.3143
3.00	1.00	68.8203	27.6766	.082	-4.8291	142.4698
	2.00	8.4335	27.6766	1.000	-65.2159	82.0829
	4.00	-13.9016	27.6766	1.000	-87.5510	59.7478
4.00	1.00	82.7220	27.6766	.019	9.0725	156.3714
	2.00	22.3351	27.6766	1.000	-51.3143	95.9845
	3.00	13.9016	27.6766	1.000	-59.7478	87.5510

- La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Tabla 51

Existe una diferencia significativa entre los niveles de carga 1 y 4 ( $p = 0,019$ ) y una tendencia a la significación entre los niveles de carga 1 y 3 ( $p = 0,082$ ).

### Gráfico de las medias



*Figura 26*

#### NIVELES DE CARGA (NIVCARGA)

Nivel 1: Sin carga

Nivel 2: Con carga a la espalda.

Nivel 3: Con carga al hombro

Nivel 4: Con carga en la mano a modo de cartera.

## Análisis descriptivo

Estadísticos descriptivos

Fv Apoyo pie izdo

	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
1.00	509.9254	103.3701	13.4576	482.9870	536.8638	355.57	810.87
2.00	550.6501	110.0072	14.3217	521.9821	579.3181	332.06	815.25
3.00	549.2902	117.1585	15.2527	518.7586	579.8219	82.70	768.89
4.00	567.1330	97.1616	12.6494	541.8125	592.4534	411.90	843.48

Tabla 52

## Análisis experimental

ANOVA

Fv Apoyo pie izdo

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	104322.131	3	34774.044	3.027	.030
Intra-grupos	2665300.050	232	11488.362		
Total	2769622.181	235			

Tabla 53

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Fv Apoyo pie izdo

Bonferroni

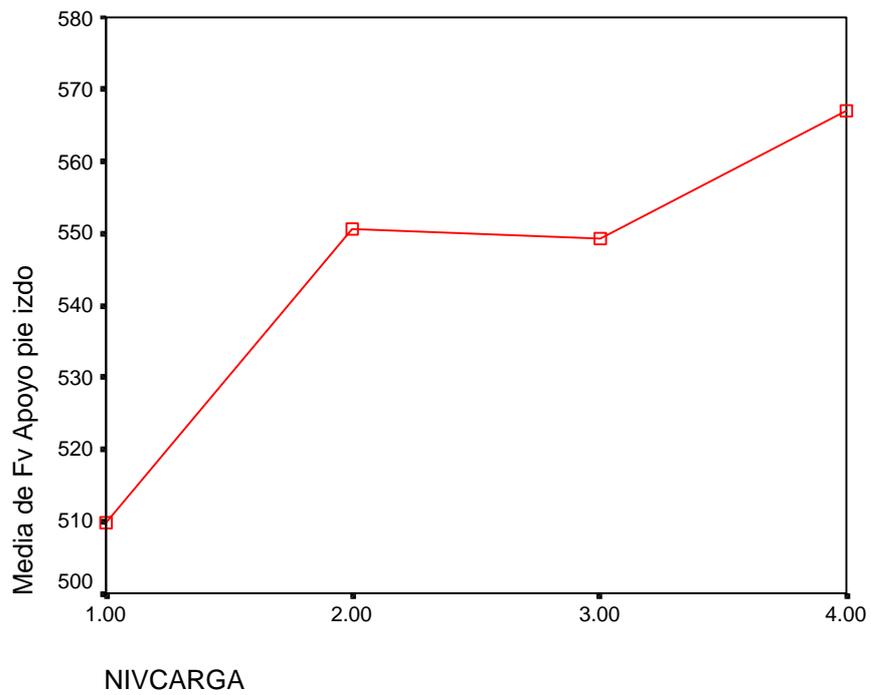
(I)	(J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1.00	2.00	-40.7247	19.7341	.241	-93.2386	11.7893
	3.00	-39.3648	19.7341	.283	-91.8787	13.1492
	4.00	-57.2075	19.7341	.025	-109.7215	-4.6936
2.00	1.00	40.7247	19.7341	.241	-11.7893	93.2386
	3.00	1.3599	19.7341	1.000	-51.1541	53.8738
	4.00	-16.4829	19.7341	1.000	-68.9968	36.0311
3.00	1.00	39.3648	19.7341	.283	-13.1492	91.8787
	2.00	-1.3599	19.7341	1.000	-53.8738	51.1541
	4.00	-17.8428	19.7341	1.000	-70.3567	34.6712
4.00	1.00	57.2075	19.7341	.025	4.6936	109.7215
	2.00	16.4829	19.7341	1.000	-36.0311	68.9968
	3.00	17.8428	19.7341	1.000	-34.6712	70.3567

- La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Tabla 54

Existen diferencias significativas entre los niveles de carga 1 y 4 ( $p = 0.025$ ).

### Gráfico de las medias



*Figura 27*

#### NIVELES DE CARGA (NIVCARGA)

Nivel de carga 1: Sin carga.

Nivel de carga 2: Carga a la espalda.

Nivel de carga 3: Carga al hombro.

Nivel de carga 4: Carga en la mano a modo de cartera.

## Análisis descriptivo

Estadísticos descriptivos  
FV despegue pie izquierdo

	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
1.00	671.6562	120.8457	15.7328	640.1637	703.1488	486.07	1025.73
2.00	765.9687	129.0564	16.8017	732.3364	799.6010	530.79	1083.35
3.00	762.7517	122.9148	16.0021	730.7199	794.7835	567.94	1092.81
4.00	752.8995	127.9128	16.6528	719.5653	786.2338	548.69	1092.69

Tabla 55

## Análisis experimental

ANOVA  
FV despegue pie izquierdo

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
<b>Inter-grupos</b>	355060.689	3	118353.563	7.547	.000
<b>Intra-grupos</b>	3638281.108	232	15682.246		
<b>Total</b>	3993341.796	235			

Tabla 56

Comparaciones múltiples  
Variable dependiente: FV despegue pie izquierdo  
Bonferroni

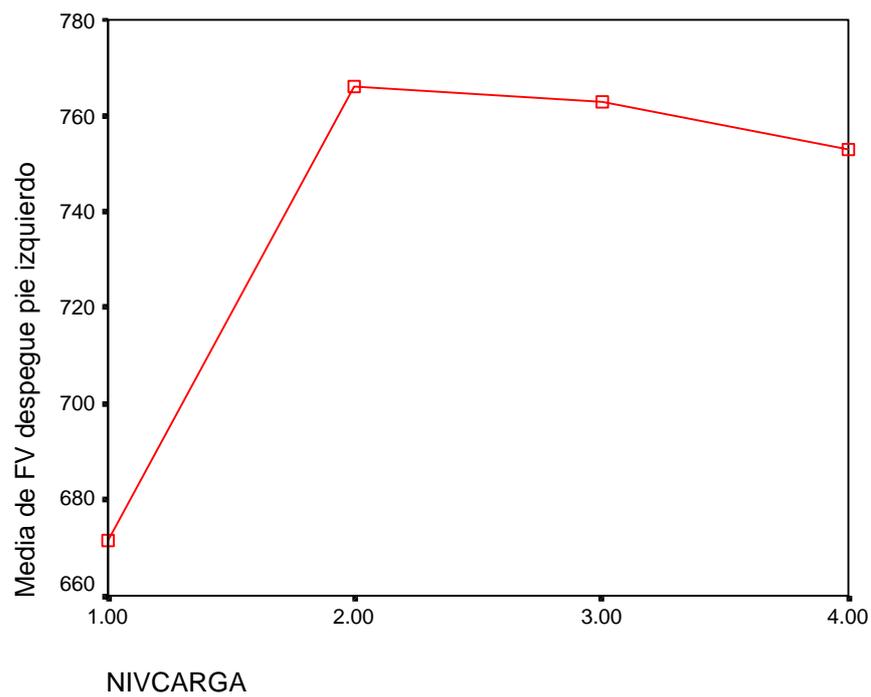
(I) NIVCARGA	(J) NIVCARGA	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1.00	2.00	-94.3124	23.0565	.000	-155.6674	-32.9575
	3.00	-91.0955	23.0565	.001	-152.4504	-29.7405
	4.00	-81.2433	23.0565	.003	-142.5982	-19.8883
2.00	1.00	94.3124	23.0565	.000	32.9575	155.6674
	3.00	3.2170	23.0565	1.000	-58.1380	64.5719
	4.00	13.0692	23.0565	1.000	-48.2858	74.4241
3.00	1.00	91.0955	23.0565	.001	29.7405	152.4504
	2.00	-3.2170	23.0565	1.000	-64.5719	58.1380
	4.00	9.8522	23.0565	1.000	-51.5028	71.2072
4.00	1.00	81.2433	23.0565	.003	19.8883	142.5982
	2.00	-13.0692	23.0565	1.000	-74.4241	48.2858
	3.00	-9.8522	23.0565	1.000	-71.2072	51.5028

\* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Tabla 57

Existen diferencias significativas entre los niveles de carga 1 y 2 ( $p = 0'000$ ), 1 y 3 ( $p = 0'001$ ), 1 y 4 ( $p = 0'003$ ).

### Gráfico de las medias



*Figura 28*

#### NIVELES DE CARGA (NIVCARGA)

Nivel 1: Sin carga.

Nivel 2: Con carga a la espalda.

Nivel 3: Con carga al hombro.

Nivel 4: Con carga en la mano a modo de cartera.

## Análisis descriptivo

Estadísticos descriptivos

Fuerza anteroposterior máxima pie derecho

	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
1.00	118.2705	37.3223	4.8589	108.5443	127.9968	60.23	209.70
2.00	132.3157	39.1961	5.1029	122.1011	142.5302	62.52	231.29
3.00	133.6819	37.6494	4.9015	123.8704	143.4933	60.90	224.28
4.00	132.9087	39.1289	5.0941	122.7117	143.1058	61.10	238.57

Tabla 58

## Análisis experimental

ANOVA

Fuerza anteroposterior máxima pie derecho

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	9615.065	3	32025.022	2.181	0.091
Intra-grupos	340914.233	232	1469.458		
Total	350529.298	235			

Tabla 59

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Fuerza anteroposterior máxima pie derecho

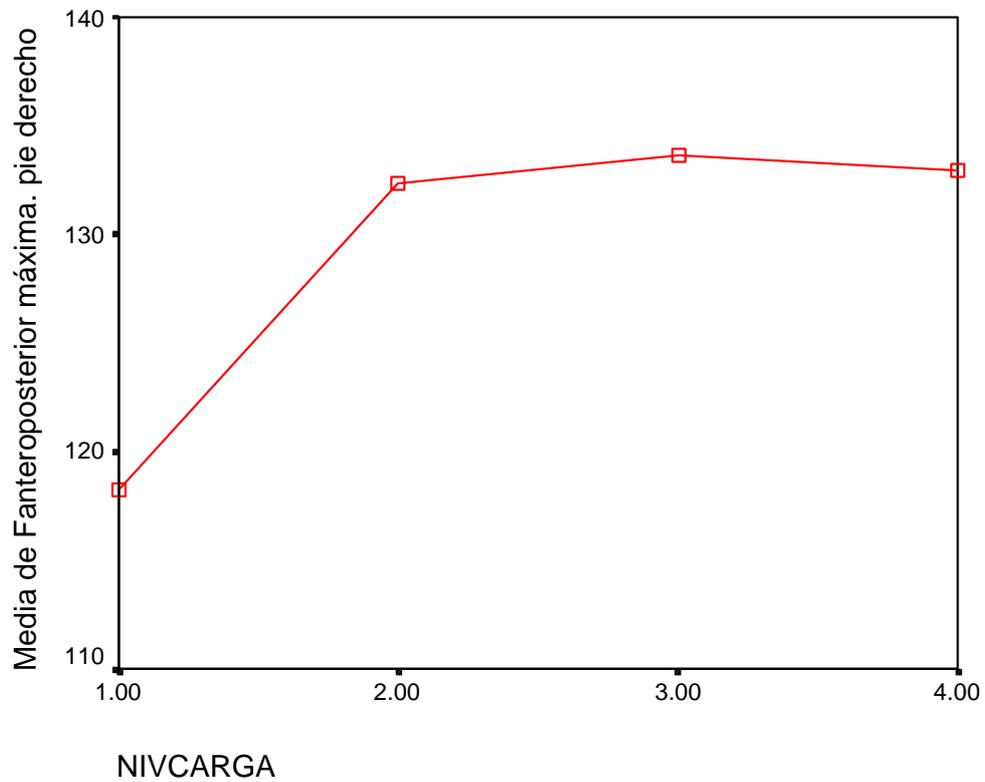
Bonferroni

(I)	(J)	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1.00	2.00	-14.0452	7.0578	.287	-32.8264	4.7361
	3.00	-15.4113	7.0578	.180	-34.1926	3.3699
	4.00	-14.6382	7.0578	.235	-33.4194	4.1430
2.00	1.00	14.0452	7.0578	.287	-4.7361	32.8264
	3.00	-1.3662	7.0578	1.000	-20.1474	17.4151
	4.00	-.5930	7.0578	1.000	-19.3743	18.1882
3.00	1.00	15.4113	7.0578	.180	-3.3699	34.1926
	2.00	1.3662	7.0578	1.000	-17.4151	20.1474
	4.00	.7731	7.0578	1.000	-18.0081	19.5544
4.00	1.00	14.6382	7.0578	.235	-4.1430	33.4194
	2.00	.5930	7.0578	1.000	-18.1882	19.3743
	3.00	-.7731	7.0578	1.000	-19.5544	18.0081

\* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Tabla 60

No se observan diferencias significativas entre los diferentes niveles de carga.

**GRÁFICO DE LAS MEDIAS***Figura 29***NIVEL DE CARGA (NIVCARGA)**

Nivel 1: Sin carga.

Nivel 2: Con carga a la espalda.

Nivel 3: Con carga al hombro.

Nivel 4: Con carga en la mano a modo de cartera.

## Análisis descriptivo

Estadísticos descriptivos

Fuerza anteroposterior mínima pie derecho

	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
1.00	-128.5078	30.7646	4.0052	-136.5251	-120.4905	-218.75	-40.11
2.00	-142.8252	34.6566	4.5119	-151.8568	-133.7937	-232.67	-9.97
3.00	-147.3874	28.8261	3.7528	-154.8995	-139.8753	-233.99	-86.43
4.00	-155.1228	29.8311	3.8837	-162.8969	-147.3488	-227.54	-101.35

Tabla 61

## Análisis experimental

ANOVA

Fuerza anteroposterior mínima pie derecho

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	22149.670	3	7383.223	7.634	.000
Intra-grupos	224365.738	232	967.094		
Total	246515.407	235			

Tabla 62

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Fuerza anteroposterior mínima pie derecho

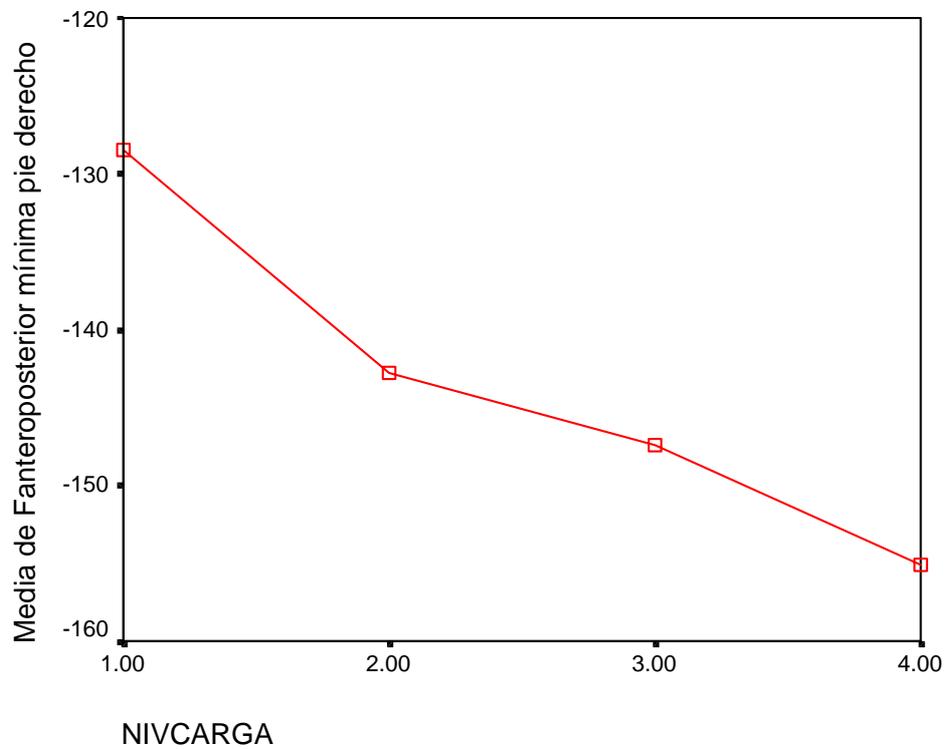
Bonferroni

(I) NIVCARGA	(J) NIVCARGA	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1.00	2.00	14.3174	5.7256	.079	-9.189	29.5537
	3.00	18.8796	5.7256	.007	3.6433	34.1159
	4.00	26.6151	5.7256	.000	11.3787	41.8514
2.00	1.00	-14.3174	5.7256	.079	-29.5537	.9189
	3.00	4.5622	5.7256	1.000	-10.6741	19.7985
	4.00	12.2976	5.7256	.197	-2.9387	27.5339
3.00	1.00	-18.8796	5.7256	.007	-34.1159	-3.6433
	2.00	-4.5622	5.7256	1.000	-19.7985	10.6741
	4.00	7.7354	5.7256	1.000	-7.5009	22.9717
4.00	1.00	-26.6151	5.7256	.000	-41.8514	-11.3787
	2.00	-12.2976	5.7256	.197	-27.5339	2.9387
	3.00	-7.7354	5.7256	1.000	-22.9717	7.5009

\* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Tabla 63

Existen diferencias significativas entre los niveles de carga 1 y 3 ( $p = 0.007$ ) y entre los niveles de carga 1 y 4 ( $p = 0.000$ ), asimismo se observa una tendencia a la significación entre los niveles de carga 1 y 2 ( $p = 0.079$ ).

**GRÁFICO DE LAS MEDIAS***Figura 32***NIVELES DE CARGA (NIV CARGA)**

1.00: Sin carga

2.00: Carga a la espalda

3.00: Carga al hombro

4.00: Carga en la mano a modo de cartera.

## Análisis descriptivo

Estadísticos descriptivos

Fuerza anteroposterior máxima pie izquierdo

	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
1.00	104.9791	27.2886	3.5527	97.8676	112.0905	56.94	178.67
2.00	123.7574	32.7784	4.2674	115.2153	132.2994	65.71	211.30
3.00	114.6601	28.7611	3.7444	107.1649	122.1552	63.48	194.58
4.00	120.9871	29.7032	3.8670	113.2465	128.7278	74.49	182.65

Tabla 64

## Análisis experimental

ANOVA

Fuerza anteroposterior máxima pie izquierdo

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	12287.810	3	4095.937	4.643	.004
Intra-grupos	204656.845	232	882.142		
Total	216944.655	235			

Tabla 65

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Fuerza anteroposterior máxima pie izquierdo

Bonferroni

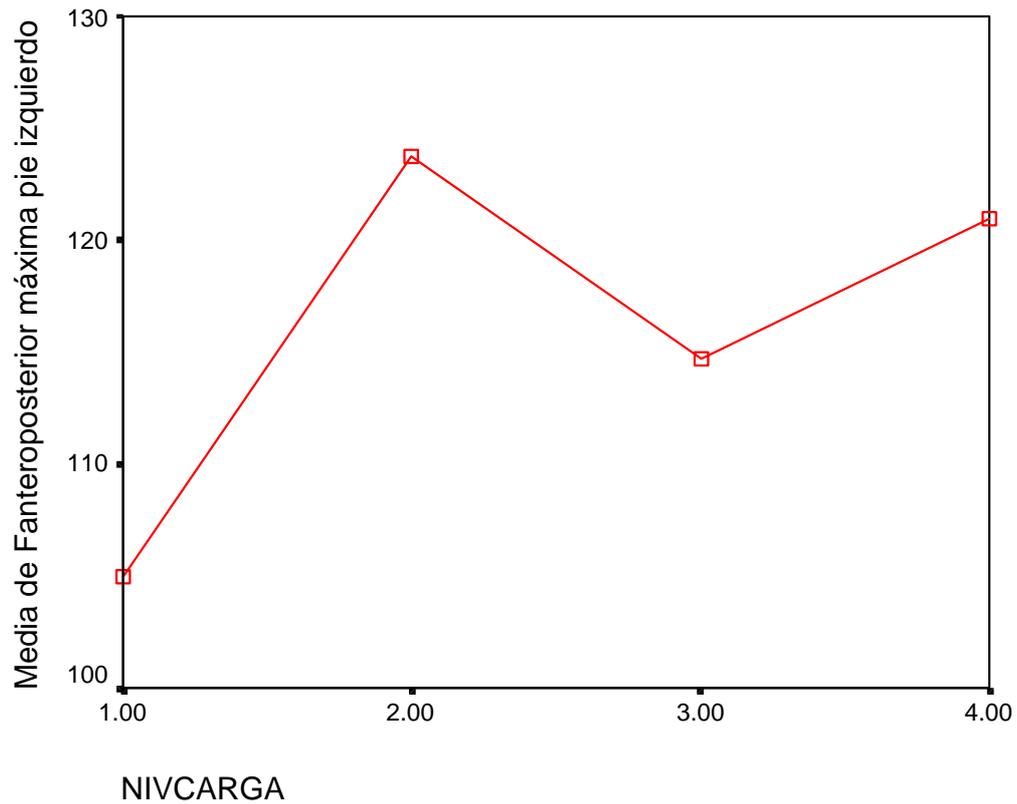
(I) NIVCARGA	(J) NIVCARGA	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1.00	2.00	-18.7783	5.4684	.004	-33.3300	-4.2266
	3.00	-9.6810	5.4684	.468	-24.2327	4.8707
	4.00	-16.0081	5.4684	.023	-30.5598	-1.4564
2.00	1.00	18.7783	5.4684	.004	4.2266	33.3300
	3.00	9.0973	5.4684	.585	-5.4545	23.6490
	4.00	2.7702	5.4684	1.000	-11.7815	17.3219
3.00	1.00	9.6810	5.4684	.468	-4.8707	24.2327
	2.00	-9.0973	5.4684	.585	-23.6490	5.4545
	4.00	-6.3271	5.4684	1.000	-20.8788	8.2247
4.00	1.00	16.0081	5.4684	.023	1.4564	30.5598
	2.00	-2.7702	5.4684	1.000	-17.3219	11.7815
	3.00	6.3271	5.4684	1.000	-8.2247	20.8788

- La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Tabla 66

Existe una diferencia significativa entre los niveles de carga 1 y 2 ( $p = 0.004$ ) y 1 y 4 ( $p = 0.023$ ).

## GRÁFICO DE LAS MEDIAS



*Figura 31*

### NIVELES DE CARGA (NIVCARGA)

Nivel 1.00: Sin carga.

Nivel 2.00: Carga a la espalda.

Nivel 3.00: Carga al hombro.

Nivel 4.00: Carga en la mano a modo de cartera.

## Análisis descriptivo

Estadísticos descriptivos

Fuerza anteroposterior mínima pie izquierdo

	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
1.00	-119.7384	37.4046	4.8697	-129.4861	-109.9908	-184.30	-.72
2.00	-134.7498	29.3201	3.8172	-142.3907	-127.1089	-190.72	-90.90
3.00	-134.7280	29.8672	3.8884	-142.5114	-126.9446	-200.32	-88.24
4.00	-134.4859	30.3983	3.9575	-142.4077	-126.5641	-205.44	-83.93

Tabla 67

## Análisis experimental

ANOVA

Fuerza anteroposterior mínima pie izquierdo

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	9847.741	3	3282.580	3.222	.023
Intra-grupos	236343.138	232	1018.720		
Total	246190.879	235			

Tabla 68

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Fuerza anteroposterior máxima pie izquierdo

Bonferroni

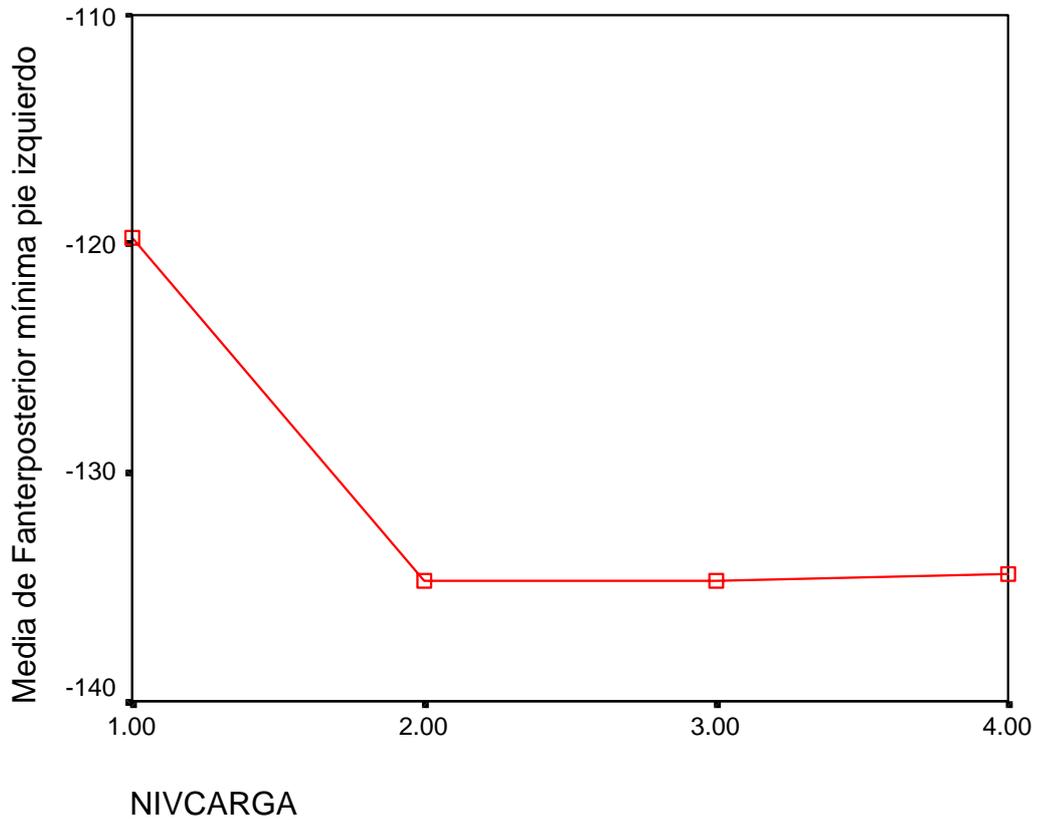
(I) NIVCARGA	(J) NIVCARGA	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1.00	2.00	15.0114	5.8765	.068	-.6263	30.6491
	3.00	14.9895	5.8765	.068	-.6482	30.6273
	4.00	14.7474	5.8765	.077	-.8903	30.3852
2.00	1.00	-15.0114	5.8765	.068	-30.6491	.6263
	3.00	-2.1807E-02	5.8765	1.000	-15.6595	15.6159
	4.00	-.2639	5.8765	1.000	-15.9016	15.3738
3.00	1.00	-14.9895	5.8765	.068	-30.6273	.6482
	2.00	2.181E-02	5.8765	1.000	-15.6159	15.6595
	4.00	-.2421	5.8765	1.000	-15.8798	15.3956
4.00	1.00	-14.7474	5.8765	.077	-30.3852	.8903
	2.00	.2639	5.8765	1.000	-15.3738	15.9016
	3.00	.2421	5.8765	1.000	-15.3956	15.8798

\* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Tabla 69

No existen diferencias significativas entre los diferentes niveles de carga, si bien se observa una tendencia a la significación entre los niveles de carga 1 y 2 ( $p = 0.068$ ), 1 y 3 ( $p = 0.068$ ) y 1 y 4 ( $p = 0.077$ ).

## GRÁFICO DE LAS MEDIAS



*Figura 28*

### NIVELES DE CARGA (NIVCARGA)

Nivel 1.00: Sin carga.

Nivel 2.00: Carga a la espalda.

Nivel 3.00: Carga al hombro.

Nivel 4.00: Carga en la mano a modo de cartera.

## Análisis descriptivo

Estadísticos descriptivos

Fuerza mediolateral mínima pie derecho

	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
1.00	-37.7967	17.0445	2.2190	-42.2385	-33.3549	-91.71	-4.15
2.00	-39.5391	17.2269	2.2427	-44.0285	-35.0498	-85.80	-4.60
3.00	-38.5231	16.9576	2.2077	-42.9423	-34.1039	-82.28	-3.53
4.00	-34.9086	19.6035	2.5522	-40.0173	-29.7999	-96.13	3.22

Tabla 70

## Análisis experimental

ANOVA

Fuerza mediolateral mínima pie derecho

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	699.795	3	233.265	.741	.529
Intra-grupos	73029.921	232	314.784		
Total	73729.716	235			

Tabla 71

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Fuerza mediolateral mínima pie derecho

Bonferroni

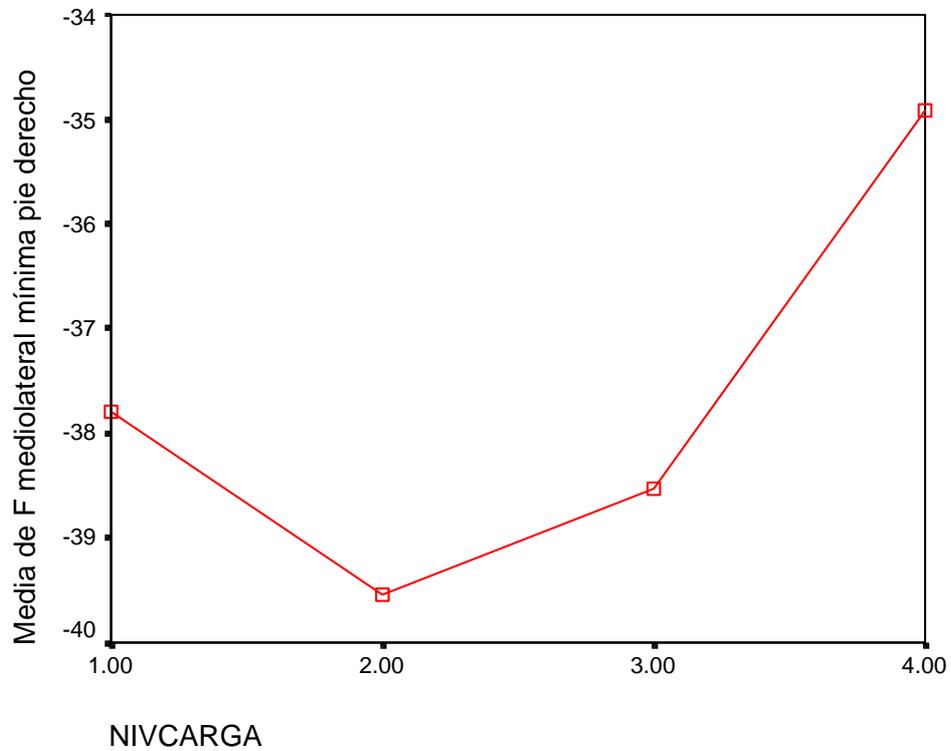
(I) NIVCARGA	(J) NIVCARGA	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1.00	2.00	1.7424	3.2666	1.000	-6.9502	10.4351
	3.00	.7264	3.2666	1.000	-7.9662	9.4191
	4.00	-2.8881	3.2666	1.000	-11.5808	5.8045
2.00	1.00	-1.7424	3.2666	1.000	-10.4351	6.9502
	3.00	-1.0160	3.2666	1.000	-9.7086	7.6767
	4.00	-4.6305	3.2666	.946	-13.3232	4.0621
3.00	1.00	-.7264	3.2666	1.000	-9.4191	7.9662
	2.00	1.0160	3.2666	1.000	-7.6767	9.7086
	4.00	-3.6145	3.2666	1.000	-12.3072	5.0781
4.00	1.00	2.8881	3.2666	1.000	-5.8045	11.5808
	2.00	4.6305	3.2666	.946	-4.0621	13.3232
	3.00	3.6145	3.2666	1.000	-5.0781	12.3072

- La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Tabla 72

No existen diferencias significativas entre los diferentes niveles de carga.

### Gráfico de las medias



*Figura 33*

#### NIVELES DE CARGA (NIVCARGA)

Nivel 1.00: Sin carga

Nivel 2.00: Con carga a la espalda.

Nivel 3.00: Con carga al hombro.

Nivel 4.00: Con carga en la mano a modo de cartera.

## Análisis descriptivo

Estadísticos descriptivos

Fuerza mediolateral máxima pie derecho

	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
1.00	3.7668	6.2276	.8108	2.1439	5.3897	-19.89	21.24
2.00	2.7686	6.0646	.7895	1.1881	4.3490	-25.95	17.53
3.00	5.0173	6.6564	.8666	3.2826	6.7520	-6.38	27.97
4.00	8.3524	9.7219	1.2657	5.8188	10.8859	-11.06	45.72

Tabla 73

## Análisis experimental

ANOVA

Fuerza mediolateral máxima pie derecho

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	1046.454	3	348.818	6.508	.000
Intra-grupos	12434.385	232	53.596		
Total	13480.839	235			

Tabla 74

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Fuerza mediolateral máxima pie derecho

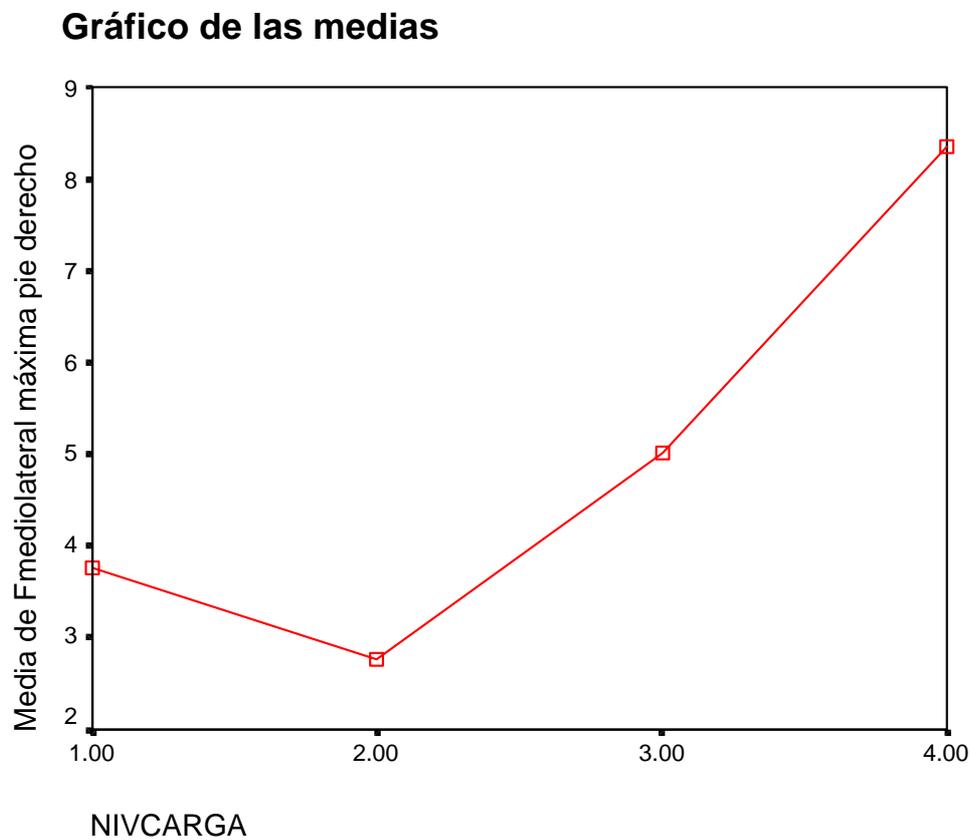
Bonferroni

(I) NIVCARGA	(J) NIVCARGA	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1.00	2.00	.9982	1.3479	1.000	-2.586	4.5851
	3.00	-1.2505	1.3479	1.000	-4.8373	2.3364
	4.00	-4.5856	1.3479	.005	-8.1724	-.9987
2.00	1.00	-.9982	1.3479	1.000	-4.5851	2.5886
	3.00	-2.2487	1.3479	.580	-5.8356	1.3381
	4.00	-5.5838	1.3479	.000	-9.1707	-1.9969
3.00	1.00	1.2505	1.3479	1.000	-2.3364	4.8373
	2.00	2.2487	1.3479	.580	-1.3381	5.8356
	4.00	-3.3351	1.3479	.084	-6.9219	.2518
4.00	1.00	4.5856	1.3479	.005	.9987	8.1724
	2.00	5.5838	1.3479	.000	1.9969	9.1707
	3.00	3.3351	1.3479	.084	-.2518	6.9219

- La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Tabla 75

Existen diferencias significativas entre los niveles de carga 1 y 4 ( $p = 0.005$ ) y 2 y 4 ( $p = 0.000$ ), asimismo se observa una tendencia a la significación entre los niveles de carga 3 y 4 ( $p = 0.084$ ).



*Figura 34*

**NIVELES DE CARGA (NIVCARGA)**

Nivel 1.00: Sin carga

Nivel 2.00: Con carga a la espalda

Nivel 3.00: Con carga al hombro

Nivel 4.00: Con carga en la mano a modo de cartera.

## Análisis descriptivo

Estadísticos descriptivos

Fuerza mediolateral mínima pie izquierdo

	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
1.00	-23.3745	11.6327	1.5144	-26.4060	-20.3430	-62.33	3.61
2.00	-20.9321	13.1079	1.7065	-24.3481	-17.5162	-56.80	13.05
3.00	-22.4809	14.8611	1.9348	-26.3537	-18.6081	-65.05	35.62
4.00	-30.7005	20.0211	2.6065	-35.9180	-25.4829	-128.86	14.33

Tabla 76

## Análisis experimental

ANOVA

Fuerza mediolateral mínima pie izquierdo

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	3330.748	3	1110.249	4.781	.003
Intra-grupos	53872.437	232	232.209		
Total	57203.187	235			

Tabla 77

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Fuerza mediolateral mínima pie izquierdo

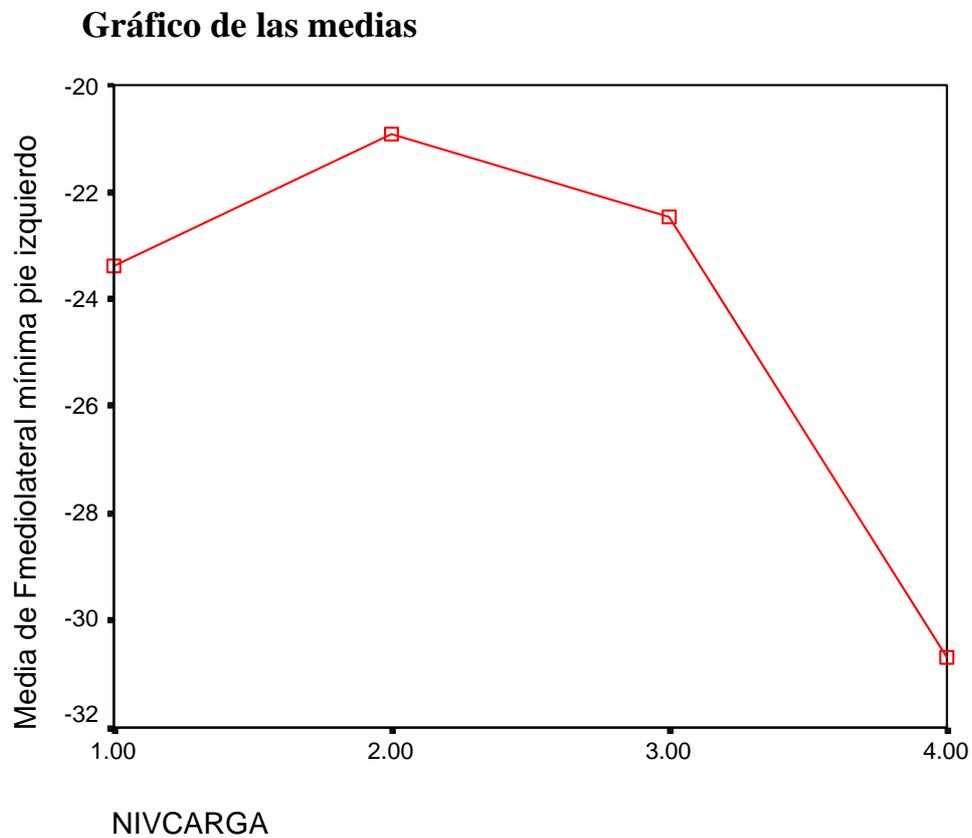
Bonferroni

(I) NIVCARGA	(J) NIVCARGA	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1.00	2.00	-2.4423	2.8056	1.000	-9.9083	5.0236
	3.00	-.8936	2.8056	1.000	-8.3595	6.5724
	4.00	7.3260	2.8056	.058	-.1399	14.7919
2.00	1.00	2.4423	2.8056	1.000	-5.0236	9.9083
	3.00	1.5487	2.8056	1.000	-5.9172	9.0147
	4.00	9.7683	2.8056	.004	2.3024	17.2343
3.00	1.00	.8936	2.8056	1.000	-6.5724	8.3595
	2.00	-1.5487	2.8056	1.000	-9.0147	5.9172
	4.00	8.2196	2.8056	.022	-7536	15.6855
4.00	1.00	-7.3260	2.8056	.058	-14.7919	.1399
	2.00	-9.7683	2.8056	.004	-17.2343	-2.3024
	3.00	-8.2196	2.8056	.022	-15.6855	-.07536

\* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Tabla 78

Existe una diferencia significativa entre los niveles de carga 2 y 4 ( $p = 0.004$ ) y 3 y 4 ( $p = 0.022$ ), asimismo se observa una tendencia a la significación entre los niveles de carga 1 y 4 ( $p = 0.058$ ).



*Figura 35*

**NIVELES DE CARGA (NIVCARGA)**

Nivel de carga 1.00: Sin carga.

Nivel de carga 2.00: Con carga a la espalda.

Nivel de carga 3.00: Con carga al hombro.

Nivel de carga 4.00: Con carga en la mano a modo de cartera.

### Análisis descriptivo

Estadísticos descriptivos

Fuerza mediolateral máxima pie izquierdo

	Media	Desviación típica	Error típico	Intervalo de confianza para la media al 95%		Mínimo	Máximo
				Límite inferior	Límite superior		
1.00	34.5722	21.3727	2.7825	29.0025	40.1420	-1.15	97.15
2.00	43.7300	18.8883	2.4590	38.8077	48.6523	17.63	106.22
3.00	43.0811	22.4934	2.9284	37.2193	48.9429	.51	125.87
4.00	36.1710	18.7346	2.4390	31.2887	41.0533	2.54	85.67

Tabla 79

### Análisis experimental

ANOVA

Fuerza mediolateral máxima pie izquierdo

	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Inter-grupos	3895.961	3	1298.654	3.110	.027
Intra-grupos	96888.890	232	417.625		
Total	100784.851	235			

Tabla 80

Comparaciones múltiples

Variable dependiente: Fuerza mediolateral máxima pie derecho

Bonferroni

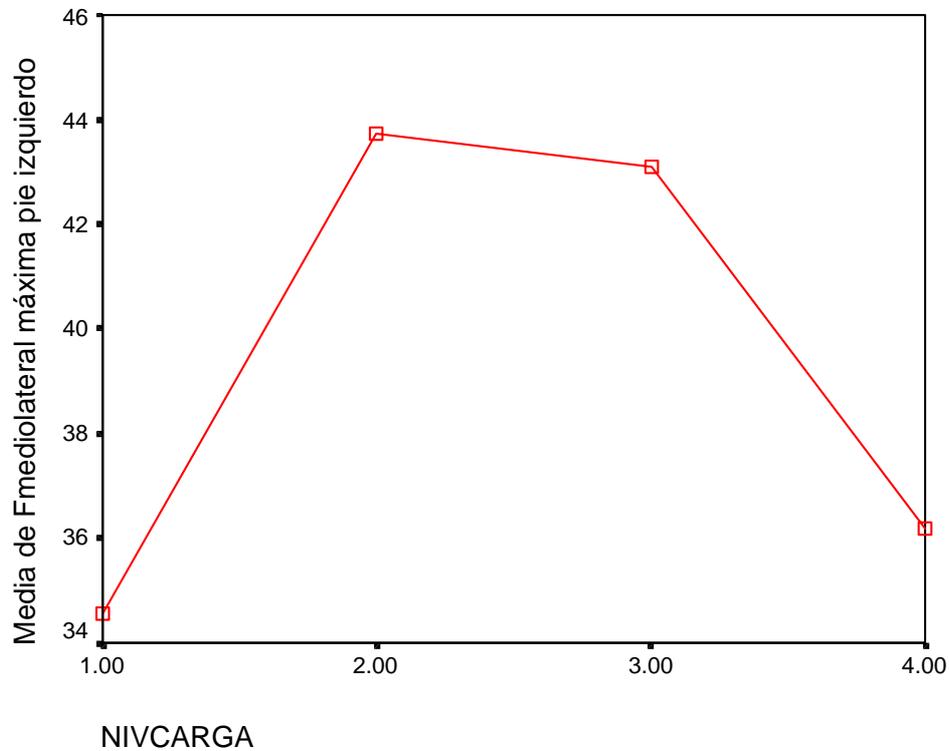
(I) NIVCARGA	(J) NIVCARGA	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
					Límite inferior	Límite superior
1.00	2.00	-9.1578	3.7625	.094	-19.1702	.8546
	3.00	-8.5089	3.7625	.148	-18.5213	1.5035
	4.00	-1.5988	3.7625	1.000	-11.6112	8.4136
2.00	1.00	9.1578	3.7625	.094	-.8546	19.1702
	3.00	.6489	3.7625	1.000	-9.3635	10.6613
	4.00	7.5590	3.7625	.274	-2.4534	17.5714
3.00	1.00	8.5089	3.7625	.148	-1.5035	18.5213
	2.00	-.6489	3.7625	1.000	-10.6613	9.3635
	4.00	6.9101	3.7625	.405	-3.1023	16.9225
4.00	1.00	1.5988	3.7625	1.000	-8.4136	11.6112
	2.00	-7.5590	3.7625	.274	-17.5714	2.4534
	3.00	-6.9101	3.7625	.405	-16.9225	3.1023

\* La diferencia entre las medias es significativa al nivel .05.

Tabla 81

No existen diferencias significativas entre los distintos niveles de carga. Se observa una tendencia a la significación entre los niveles de carga 1 y 2 ( $p = 0.094$ ).

### Gráfico de las medias



*Figura 36*

#### NIVELES DE CARGA (NIVCARGA)

Nivel de carga 1.00: Sin carga

Nivel de carga 2.00: Con carga a la espalda.

Nivel de carga 3.00: Con carga al hombro.

Nivel de carga 4.00: Con carga en la mano a modo de cartera.

# DISCUSIÓN

## V. DISCUSIÓN

La marcha humana ha sido estudiada desde la antigüedad y para su análisis se han empleado numerosas técnicas.<sup>1,7,8,65</sup> Inicialmente el hombre sólo disponía de su capacidad de observación ( Leonardo Da Vinci, Borelli etc.),<sup>1,7,8,65</sup> después se fueron utilizando diversas técnicas de evaluación y medida; los hermanos Weber<sup>1,8,65</sup> fueron pioneros y a partir de entonces se idearon nuevos sistemas cada vez más sofisticados, sensibles, fiables y eficaces para el estudio objetivo de los diversos parámetros de la marcha humana, tanto en sujetos normales<sup>7,20</sup> como en personas con diversas patologías o lesiones.<sup>2,65,127,128</sup>

En los últimos años se han realizado numerosos estudios de la marcha empleando técnicas de análisis cinético<sup>129,130,131,132,133</sup> (plataformas dinamométricas,<sup>134,135,136</sup> plantillas instrumentadas,<sup>8,34</sup> baropodómetros<sup>31,74</sup> etc.), análisis cinemático (cinematografía,<sup>137</sup> fotografía y vídeo),<sup>8,11</sup> fisiológico (electromiografía,<sup>1,105</sup> espirometría<sup>44</sup>), antropométrico<sup>1,20,138</sup> y análisis de improntas plantares.<sup>138,139,139,140</sup>

Los estudios del proceso de deambulación en sujetos normales han permitido obtener valores de referencia sobre distintos parámetros de la marcha,<sup>141,142,143,144</sup> también se han realizado numerosos estudios en sujetos con patologías, (amputados,<sup>145,146</sup> mielomeningocele,<sup>147</sup> hemiparesia y hemiplejía,<sup>134,148,149,150</sup> neuropatía diabética,<sup>151</sup> vestibulopatía,<sup>152</sup> análisis de la evolución de fracturas,<sup>2</sup> etc.) que han hecho posible la obtención de datos precisos sobre las alteraciones del movimiento y la marcha, sobre la evolución de estos pacientes o la efectividad de los tratamientos quirúrgicos o de rehabilitación.

Se han descrito diversos tipos de plataformas dinamométricas que permiten medir las fuerzas ejercidas en los tres ejes. (Ramey, 1975<sup>153</sup>; Mataka, 1976;<sup>154</sup> Cohen, 1980;<sup>155</sup> Gola, 1980;<sup>156</sup> Hidetoshi Watanabe et al. 1998;<sup>157</sup> Yoshitaka Tanaka, 1998;<sup>158</sup> Tomokazu Hattori, 1998;<sup>159</sup> Mickelborough, 2000<sup>160</sup>). Con las plataformas de fuerza se han llevado a cabo estudios de la marcha normal y patológica en poblaciones de diversa edad y distintas características, pero también se han empleado las plataformas dinamométricas para conocer las fuerzas de reacción que se ejercen en otras acciones o movimientos, como por ejemplo estudios ergonómicos (Greene, 1959),<sup>161</sup> lanzamiento de peso (Payne et al. 1968,<sup>162</sup> Cavanagh y Lafortune, 1980<sup>163</sup>), salto de esquí (Segeser et al. 1981<sup>164</sup>), carrera (Scranton 1976<sup>165</sup> y Roy, 1981<sup>166</sup>), boxeo (Joch et al. 1981<sup>167</sup>), estudios del equilibrio (Soames et al. 1982<sup>168</sup>, Lywood et al. 1987<sup>169</sup>, Van Eycken et al., 1987<sup>170</sup>), estudio comparativo entre la marcha y el jogging (Arya et al. 1995<sup>146</sup>) etc.

Comparando los datos obtenidos en este trabajo y los aportados por otros estudios, conoceremos de forma más precisa la influencia que tienen factores como: género, altura, peso y transporte de carga distribuida de distinta forma (A la espalda, en un hombro y en la mano a modo de cartera) sobre las fuerzas verticales, anteroposteriores y mediolaterales que ejerce el pie sobre la plataforma dinamométrica durante la marcha.

En primer lugar hay que reseñar que en nuestro trabajo la muestra estudiada se puede entender como homogénea respecto a la edad (la constituye personas entre 18 y 40 años) y respecto al sexo la muestra está constituida por 37 mujeres y 22 varones sanos. El ligero predominio de mujeres es debido a la procedencia de la muestra: los sujetos que participaron voluntariamente en el estudio eran estudiantes de

Fisioterapia de la Universidad Complutense de Madrid, y actualmente en las carreras Biosanitarias existe un marcado predominio femenino en el alumnado.

Otros autores han analizado con distintas técnicas poblaciones de diversas características en valoraciones de la marcha normal y patológica, y como se puede observar, en muchos de estos estudios las muestras utilizadas para el análisis no son homogéneas ni respecto al sexo ni respecto a la edad. Jahnke, Hesse, Schreiner y Mauritz<sup>134</sup> estudiaron mediante plataformas de fuerza una población de 57 mujeres y 91 varones con edades comprendidas entre 15 y 84 años con hemiparesia. A diferencia de nuestra población, se observa que la edad de los sujetos no es homogénea pues el intervalo de edad incluye adolescentes, jóvenes, adultos y ancianos, por otra parte, existe un claro predominio de los varones frente a las mujeres, lo que es común a todos es el cuadro de hemiparesia, aspecto en que se diferencia de nuestra muestra que está compuesta únicamente por sujetos sanos.

Ayra, Less, Nirula y Klenerman<sup>146</sup> estudiaron también con plataformas dinamométricas de las mismas características a las que hemos empleado en nuestro estudio a tres varones amputados con edades comprendidas entre 43 y 47 años. Se trata de una muestra muy pequeña, homogénea respecto a la edad, formada únicamente por varones. Crowe, Schierck, de Boer y Keesen<sup>141</sup> analizaron la marcha en 25 mujeres sanas con una edad media de 23'56 años a las que hicieron caminar sobre plataformas dinamométricas. Mediante técnicas de análisis electromiográfico Watanabe, Shimada, Sato et al. analizaron la marcha en 54 mujeres sanas y 54 mujeres con osteoartritis, con edades entre 20-45 años.<sup>157</sup>

Herzog et al., al igual que nosotros, realizan un estudio cinético de la marcha normal con una muestra de sujetos sanos.<sup>171</sup>

Hesse, Jahnke, Schreider y Mauritz<sup>148</sup> analizaron con plataformas dinamométricas de las mismas características a las que hemos empleado en nuestro estudio una muestra de 40 sujetos con hemiparesia, 25 varones y 15 mujeres con edades comprendidas entre 15 y 74 años, con una media de edad de 54.9 años, de los cuales 17 padecían hemiparesia del lado derecho y 23 del lado izquierdo. El intervalo de edad es muy amplio y, a diferencia de nuestro estudio, existe un ligero predominio de los varones frente a las mujeres. En este análisis han tenido en cuenta únicamente las fuerzas verticales y no las anteroposteriores y mediolaterales y han llevado a cabo el estudio para evaluar la marcha de estos pacientes antes y después del tratamiento y poder apreciar la evolución de los pacientes.<sup>148</sup>

Utilizaron estudios tridimensionales Tucker, Ramírez, Krebs, Riley<sup>152</sup> con 4 mujeres y dos varones con edades entre 24 y 82 años con vestibulopatía; Wen Lan, Fong-Ching et al.<sup>172</sup> analizaron la marcha en tres mujeres y siete varones de 13 a 67 años con artrodesis; Ramos M.<sup>8</sup> Estudió 18 mujeres y 2 varones con gonartrosis con edades comprendidas entre 54 y 81 años mediante técnicas de análisis cinemático. Se trata de muestras pequeñas y no homogéneas respecto al sexo y la edad, lo que sí tienen en común en cada estudio es la patología que altera su marcha.

Toranzo Rodríguez, D., Sánchez García M. et al.<sup>173</sup>, al igual que nosotros, realizan un análisis de la marcha normal pero empleando una técnica diferente a la nuestra; la fotocinesiografía, con la que analizan la dinámica articular durante el proceso de deambulación, registrando fotográficamente el desplazamiento de unos puntos de luz colocados en las distintas articulaciones. La muestra analizada estaba compuesta por 50 sujetos sanos, 30 varones y 20 mujeres entre 10 y 60 años.<sup>173</sup> Se ha estudiado la longitud y altura del paso teniendo en cuenta factores individuales como

el sexo, edad, peso y talla, factores que nosotros también hemos considerado en nuestro estudio pero en relación con parámetros cinéticos.

También se han llevado a cabo estudios combinando varias técnicas de análisis de la marcha, por ejemplo Mickelborough, Linden et al.<sup>160</sup> estudiaron una población de 12 sujetos sanos, 5 mujeres y 7 varones, con edades comprendidas entre 23-53 años mediante plataformas de fuerza y análisis tridimensional; San Gil Sorbet analizó mediante plataformas dinamométricas y estudio de improntas plantares una población de 17 mujeres y 16 varones de 18 a 21 años sin patologías<sup>7</sup>; Rodríguez Torres<sup>20</sup> analizó la marcha con plataformas de fuerza y estudio antropométrico en una población de 62 niños de 5 y 6 años, 31 del sexo femenino y 31 del sexo masculino.

Verduras Ruiz, C.<sup>126</sup> llevó a cabo un análisis clínico y termográfico de la repercusión de las grandes marchas (importante, por ejemplo, en el campo militar o en largas marchas deportivas) sobre el aparato locomotor.

Yoshitaka Tanaka<sup>158</sup> estudió una muestra de 109 mujeres, 24 con osteoartritis de cadera y 85 con artroplastia total de cadera con una media de edad de 60.8 años. También estudió un grupo control de 56 personas sanas. Para su análisis empleó unas plataformas de fuerza, así como unas cámaras para análisis óptico y midió velocidad, cadencia, longitud del paso, ángulos de movimiento y fuerzas de reacción del suelo. Con este análisis obtuvo que en la población normal, empleada como población control las medidas relacionadas con la edad fueron la velocidad, la magnitud del pico de la gráfica en la fase de aceleración, la fuerza del músculo abductor de la cadera y del flexor en el momento de flexión ( todos estos valores disminuían con la edad).<sup>158</sup>

Ramiro J,<sup>34</sup> estudió una muestra de nueve varones y nueve mujeres para analizar la influencia de distintos tipos de calzado en personas mayores. Para ello empleó

análisis tridimensional con vídeo, acelerometría, cronómetro, y al igual que nosotros, empleó también plataformas dinamométricas. Observó que a más velocidad los dos picos y el valle están más acentuados, mientras que a velocidades lentas el valle prácticamente desaparece.

En la población que hemos analizado se observa que la fuerza de mayor magnitud es la fuerza vertical, mucho menor es la fuerza anteroposterior y de mínima magnitud la fuerza mediolateral, aspecto que señalan también R. Lafuente, J.J. Doñate, R. Poveda et al.,<sup>2</sup> Ramos<sup>8</sup>, Viladot<sup>5</sup>, Sánchez Lacuesta,<sup>1</sup> San Gil Sorbet,<sup>7</sup> J. Ramiro,<sup>30,34</sup> Núñez Samper.<sup>11</sup>

La fuerza vertical en el choque de talón del pie derecho en el primer pase, es decir, sin transporte de carga, oscila entre valores de: 429'648 N y 1053'765 N, con una media de 695'793 N. En este mismo pase, cuando el sujeto apoya el pie derecho completo los valores oscilan entre 338'502 N y 768'414 N, con una media de 494'146 N. En la fase de despegue del pie derecho las fuerzas oscilan entre 493'969 N y 1062'756 N, con una media de 700'646 N. (Tabla 82)

	<b>N</b>	<b>Mínimo</b>	<b>Máximo</b>	<b>Media</b>	<b>Desv. típ.</b>
<b>Choque de talón</b>	59	429.648315	1053.765350	695.79313036	147.26984510
<b>Apoyo total del pie</b>	59	338.502483	768.413620	494.14588676	102.75958459
<b>Despegue</b>	59	493.968639	1062.756378	700.64616546	130.04723137

*Tabla 82 Fuerzas verticales, sin carga, pie derecho*

La fuerza anteroposterior máxima en el primer pase (sin carga) y pie derecho, oscila entre 60'225 N y 209'696 N, con una media de 118'270 N, valores muy inferiores a los de la fuerza vertical. (Tabla 83). En cuanto a la fuerza anteroposterior

mínima, (pie derecho, sin carga) los valores están comprendidos entre  $-218'747$  N y  $-40'110$  N, con una media de  $-128'508$  N. (Tabla 83).

La fuerza mediolateral mínima en el primer pase, con el pie derecho está comprendida entre  $-91'712$  N y  $-4'153$  N, con una media de  $-37'797$  N, y la fuerza mediolateral máxima oscila entre  $-19'894$  N y  $21'244$  N, con una media de  $3'767$  N, siempre valores menores que los de las fuerzas verticales y fuerzas anteroposteriores (Tabla 83)

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
<b>Fapmax sincarga dcho</b>	59	60.22509	209.696327	118.270516	37.32230245
<b>fapostminscargadcho</b>	59	-218.7468	-40.110361	-128.507775	30.76455164
<b>fmediolatminscargadcho</b>	59	-91.71173	-4.153103	-37.796695	17.04447196
<b>fmediolatmaxscargadcho</b>	59	-19.89391	21.244408	3.766789	6.22757033

*Tabla 83. Fuerzas anteroposteriores y mediolaterales. Sin carga, pie derecho.*

Esto se repite en el resto de los pases; con carga distribuida de diferente forma, tanto en el pie derecho como en el pie izquierdo.

Estos resultados coinciden, como ya se ha comentado anteriormente con otros estudios. San Gil Sorbet<sup>7</sup> expone estas diferencias entre las fuerzas verticales, anteroposteriores y mediolaterales, estudiando la marcha del sujeto con distintos calzados; descalzo, con zapatillas deportivas y con zapatos. En las tres situaciones las fuerzas verticales son de mayor magnitud, seguidas de las anteroposteriores y son las mediolaterales las que presentan una magnitud menor, no variando esta relación al emplear distinto tipo de calzado.<sup>7</sup> (Tabla 84)

	<b>Fuerza vertical máxima</b>	<b>Fuerza anteroposterior máxima</b>	<b>Fuerza mediolateral máxima</b>
<b>Descalzo</b>	733.5	153.03	117.8
<b>Deportiva</b>	744.6	144.06	122.4
<b>Zapato</b>	718	143.7	105.5

*Tabla 84.- Valores máximos de las fuerzas vertical, anteroposterior y mediolateral con el sujeto descalzo, con deportivas y con zapatos.( San Gil Sorbet)<sup>7</sup>*

En la gráfica de la fuerza vertical hay dos instantes en los que se sobrepasa la fuerza ejercida por el peso del cuerpo; el primer pico representa el choque de talón y el segundo pico de la gráfica representa la fase de impulso o despegue previa a la oscilación del miembro, como reflejan San Gil Sorbet<sup>7</sup> o Bourgois et al.,<sup>174</sup> que afirman que la primera fuerza máxima vertical se corresponde con la recepción del peso corporal sobre la plataforma y la segunda a la propulsión del cuerpo.<sup>1,7,11,174</sup>

Entre estos dos picos máximos existe una depresión, que corresponde al momento en que el pie se apoya por completo en el suelo y el sujeto se encuentra en fase de apoyo monopodal. A esta depresión Vera et al.<sup>59</sup> la denominan valle. En este momento el centro de gravedad se encuentra en su punto más alto.<sup>175</sup>

Las fuerzas anteroposteriores, de menor magnitud que las verticales, están representadas por dos picos, uno positivo (fuerzas de sentido anterior) y otro negativo (fuerzas de sentido posterior)<sup>1,7,11</sup>. Hay un punto neutro en el que el valor de la gráfica es cero, cuando las fuerzas anteriores se convierten en posteriores. (San Gil Sorbet).<sup>7</sup>

En nuestro estudio hemos considerado los valores máximo y mínimo de la fuerza anteroposterior.

Las fuerzas mediolaterales son las de menor magnitud y reflejan las desviaciones laterales del centro de gravedad.<sup>1,7,8,11</sup> Hemos considerado los valores mínimo y máximo de estas fuerzas.

En nuestro estudio hemos considerado los siguientes valores de fuerza:

Fuerza vertical: Valor máximo del primer pico (choque de talón), valor mínimo del valle (apoyo del pie completo; fase de apoyo monopodal) y valor máximo del segundo pico (fase de despegue), para el pie derecho y para el izquierdo, sin carga y con carga en distinta distribución.

Fuerza anteroposterior: Valores máximo y mínimo (desaceleración y aceleración), con el pie derecho e izquierdo y en los distintos pases, sin carga y con carga.

Fuerza mediolateral: Valores mínimo y máximo (oscilaciones del centro de gravedad), con el pie derecho y con el izquierdo sin carga y con carga.

Estos mismos valores de fuerza son los que han empleado también Lafuente R., Doñate J.J., Poveda R., García A., Soler C. et al.,<sup>2</sup> Hesse SA, Jahnke MT, Schreiner C Y Mauritz K-H<sup>148</sup> que tomaron como valores de referencia en la gráfica de fuerzas verticales el valor máximo del primer pico, correspondiente al choque de talón, valor al que denominaron  $F_{z1}$  y el valor máximo del segundo pico, que corresponde a la fase de despegue, y que denominaron  $F_{z2}$ , y los valores máximos y mínimos de las fuerzas anteroposteriores y mediolaterales, mientras que San Gil Sorbet tiene en cuenta únicamente los valores máximos de cada tipo de fuerza (tabla 84).<sup>7</sup>

Hemos estudiado también la influencia de factores endógenos como el género, peso y altura.

Numerosos autores como Ducroquet,<sup>17</sup> Lelièvre,<sup>3</sup> Ismail,<sup>176</sup> Ramos,<sup>8</sup> San Gil Sorbet<sup>7</sup>, entre otros, al igual que nosotros, han estudiado la influencia de diversos factores sobre el proceso de marcha, tanto factores extrínsecos como intrínsecos, así como también la influencia de diferentes cuadros patológicos sobre parámetros cinéticos, cinemáticos y fisiológicos en el ciclo de la marcha.

Ismail (1968)<sup>176</sup> reseñaba como factores fundamentales que modifican la marcha la constitución física del sujeto, la edad y la velocidad de la marcha. Estudió la relación entre la constitución física y la cinética y encontró diferencias estadísticamente significativas entre sujetos pesados y delgados, pero no observó diferencias estadísticamente significativas en los sujetos según su talla.<sup>176</sup> En nuestro análisis también hemos podido comprobar la influencia del peso, principalmente sobre las fuerzas verticales.

Toranzo Rodríguez, D.; Sánchez García, M.; Blanco Pedraz, JM; Gacto Fernández, MC et al.<sup>173</sup> estudian la influencia de factores como la edad, sexo, peso y altura sobre la marcha normal, en concreto sobre la longitud y altura del paso y señalan la influencia de la altura sobre estos parámetros; a mayor altura mayor longitud y altura del paso, la influencia del sexo, con pasos de mayor longitud en varones que en mujeres y también la influencia del peso y la edad sobre estos parámetros. Nosotros también hemos tenido en cuenta estos factores intrínsecos en nuestro análisis.

Sánchez- Lacuesta<sup>1</sup> describe la influencia de factores como la edad, peso y distintas características del calzado sobre parámetros cinemáticos y cinéticos de la marcha. En lo que se refiere a parámetros cinéticos en la marcha del niño cita a Beck

et al (1981)<sup>177</sup> que encontraron cambios significativos de los registros normalizados por el peso frente a la edad.

Sánchez-Lacuesta<sup>1</sup> describe también la influencia de la cadencia sobre parámetros cinéticos y cinemáticos de la marcha, por ejemplo en lo que se refiere a parámetros cinéticos, a mayor cadencia se produciría un aumento de la fuerza vertical en el choque de talón y despegue y una disminución de la fuerza vertical en la fase de apoyo monopodal (valle de la gráfica) y un aumento de las fuerzas anteroposteriores y mediolaterales tanto en la fase de choque de talón como en la fase de despegue.<sup>1</sup>

En cuanto a la influencia del calzado sobre la marcha este autor afirma que las fuerzas de reacción del suelo se ven influidas por la altura del tacón. Si bien con tacones más altos la inestabilidad es mayor al parecer el componente mediolateral no parece depender de la altura del tacón. En la anteroposterior se modifica el pico negativo después del choque de talón, que es mayor cuando la persona camina con tacón alto. El autor señala que puede deberse al cambio en velocidad y ángulo de entrada. Las fuerzas verticales en el choque de talón y despegue aumentan, mientras que el valle o valor mínimo, que corresponde al momento en que el sujeto apoya todo el pie en el suelo y se encuentra en fase de apoyo monopodal disminuye de valor, es decir, se apreciará un valle más pronunciado.<sup>1</sup> Este aspecto lo observamos también en nuestro estudio en las mujeres que caminaron con zapatos de tacón alto, si bien, como ya se ha comentado anteriormente, es un dato que no hemos utilizado en nuestro análisis final pues en este pase cada sujeto empleó un calzado diferente, lo que impedía establecer correlaciones válidas.

Pero Sánchez- Lacuesta no sólo hace referencia a la influencia del tacón sobre la marcha, sino también recoge cómo influyen otras características del calzado como por

---

ejemplo la capacidad de amortiguación. Señala, citando a Cavanagh et al.<sup>178</sup>, que la fuerza vertical en el impacto presenta un pico característico previo al máximo correspondiente al apoyo del talón, (Cavanagh et al. 1981)<sup>178</sup> este valor es significativamente mayor en individuos descalzos, seguido por el valor obtenido con botas militares. El pico menor corresponde al obtenido cuando el sujeto camina con zapatos de calle y zapatillas, calzados entre los que no se encuentran diferencias. También describe un pico de impacto en la componente anteroposterior que se debe al movimiento hacia atrás del tacón del zapato justo antes del contacto con el suelo, citando a Lanshammar y Strandberg, 1983.<sup>179</sup>

Jonson (1986, 1988)<sup>180,181</sup> analizó la capacidad de amortiguación de plantillas de distintos materiales y observó que el coeficiente de impacto disminuyó en todos los casos, incluso en un 30%. Lafortune y Henning (1992)<sup>182</sup> encontraron diferencias significativas entre caminar descalzo y hacerlo con distintos tipos de calzado; calzado de cuero y zapatillas deportivas, con una reducción de la carga máxima del impacto en un 36% y 46% respectivamente.

En el análisis de la influencia de factores intrínsecos como el género, el peso y la talla hemos observado una influencia significativa de dichos factores sobre diversas fuerzas en distintas fases del ciclo de la marcha y en distintas condiciones de carga. En el factor edad no se han apreciado diferencias significativas por tratarse de un grupo homogéneo respecto a la edad.

En las fuerzas verticales se ha observado que los factores significativos son el peso y el género, con una mayor significación el peso, tanto cuando el sujeto camina sin carga como cuando se desplaza con carga en la espalda, el hombro o la mano, apreciándose valores de fuerza significativamente mayores en los varones y en

aquellos sujetos de mayor peso. Tomokazu Hattori señala la relación entre el componente vertical, el peso corporal, la gravedad y aceleración del cuerpo en sus movimientos hacia arriba y hacia abajo durante la deambulaci3n.<sup>159</sup>

Por ejemplo en el choque de tal3n con el pie derecho el g3nero es significativo en todos los pases; sin carga ( $p = 0.02$ ), con carga a la espalda ( $p = 0.02$ ), carga al hombro ( $p = 0.019$ ), carga en la mano a modo de cartera ( $p = 0.045$ ) y el peso tambi3n se ha revelado significativo en todos los pases; sin carga ( $p = 0.002$ ), carga a la espalda ( $p = 0.001$ ), carga al hombro ( $p = 0.003$ ) y con carga en la mano ( $p = 0.055$ ). En el choque de tal3n con el pie izquierdo ni el g3nero ni el peso se revelan significativos cuando el sujeto camina con la carga en la espalda pero el g3nero s3 es significativo cuando el sujeto camina sin carga ( $p = 0.002$ ), cuando transporta la mochila en un hombro ( $p = 0.001$ ) o cuando la lleva en la mano ( $p = 0.023$ ) y el peso se revela como un factor estad3sticamente significativo cuando el sujeto camina sin transportar carga ( $p = 0.002$ ) y cuando la lleva en el hombro ( $p = 0.004$ ) y una tendencia a la significaci3n estad3stica cuando transporta la carga en la mano ( $p = 0.063$ ).

En el apoyo total del pie derecho en el suelo el g3nero se ha revelado estad3sticamente significativo cuando el sujeto camina sin carga ( $p = 0.002$ ), con la mochila en la espalda ( $p = 0.005$ ) y con la mochila en el hombro ( $p = 0.003$ ), asimismo se observa una tendencia a la significaci3n cuando el sujeto transporta la carga en la mano ( $p = 0.086$ ). El peso es significativo en todos los pases; cuando camina sin carga o la transporta en la espalda o el hombro la significaci3n es  $p = 0.000$  y cuando lleva la carga en la mano la significaci3n es  $p = 0.003$ .

En esta misma fase del ciclo de la marcha pero considerando el pie izquierdo vuelven a revelarse significativos los factores género y peso. En lo que se refiere al factor género es estadísticamente significativo cuando el sujeto camina sin carga ( $p = 0.002$ ), cuando camina con la carga a la espalda ( $p = 0.010$ ) y con carga en la mano ( $p = 0.010$ ). No se ha revelado significativo cuando el sujeto camina con la mochila al hombro ( $p = 0.558$ ).

En lo que se refiere al factor peso se observa que es significativo en todos los pases; sin carga ( $p = 0.000$ ), con la mochila a la espalda ( $p = 0.000$ ), con la carga al hombro ( $p = 0.008$ ) y con la carga en la mano a modo de cartera ( $p = 0.000$ ).

En la fase de despegue tanto el género como el peso se han revelado estadísticamente significativos en todos los pases y con ambos pies. Con el pie derecho el género es significativo cuando el sujeto camina sin carga ( $p = 0.006$ ), con carga a la espalda ( $p = 0.003$ ), con carga al hombro ( $p = 0.002$ ) y con carga en la mano ( $p = 0.001$ ). En cuanto al peso en esta fase del ciclo de la marcha y con el pie derecho es significativo cuando el sujeto camina sin carga ( $p = 0.000$ ), cuando transporta la carga en la espalda ( $p = 0.001$ ), cuando lleva la mochila en el hombro ( $p = 0.000$ ) y cuando la lleva en la mano ( $p = 0.000$ ).

En la fase de despegue con el pie izquierdo el género se ha revelado estadísticamente significativo en todos los pases; sin carga ( $p = 0.001$ ), carga en la espalda ( $p = 0.006$ ), carga al hombro ( $p = 0.002$ ) y carga en la mano a modo de cartera ( $p = 0.002$ ). El peso también se ha revelado estadísticamente significativo en esta fase del ciclo de la marcha con el pie izquierdo en todos los pases considerados; sin carga ( $p = 0.000$ ), carga a la espalda ( $p = 0.000$ ), carga al hombro ( $p = 0.000$ ) y carga en la mano ( $p = 0.000$ ).

En el hecho de la influencia del peso sobre las fuerzas verticales coincidimos con la literatura consultada. J.P. Paul<sup>65</sup> relaciona el peso del cuerpo con las fuerzas verticales, y al mismo tiempo analiza también las anteroposteriores y mediolaterales del pie derecho e izquierdo haciendo caminar al sujeto a seis cadencias diferentes.

En algunos de los pases, el factor altura ha revelado una tendencia a la significación, e incluso llega a ser significativo en algunos casos, por ejemplo en la fase de despegue con el pie derecho, cuando el sujeto camina sin carga y cuando la transporta en el hombro y en la fase de despegue con el pie izquierdo cuando camina sin carga, apreciándose mayores valores de fuerza en personas de mayor altura. Ducroquet<sup>17</sup> remarca la importancia de la altura y más concretamente de la longitud de las piernas en la longitud del paso pero no hace referencia a parámetros cinéticos.

En el choque de talón con el pie derecho la altura se revela como factor estadísticamente significativo cuando el sujeto camina con la carga a la espalda ( $p = 0.031$ ) y muestra una tendencia a la significación estadística cuando el sujeto camina sin carga ( $p = 0.097$ ) y cuando lleva la carga al hombro ( $p = 0.080$ ), mientras que no es factor significativo cuando camina transportando la carga en la mano ( $p = 0.141$ ). En esta misma fase del ciclo de la marcha pero con el pie izquierdo no se revela como factor significativo en ninguno de los pases analizados, si bien sí presenta una tendencia a la significación estadística cuando el sujeto camina sin carga ( $p = 0.086$ ), cuando transporta la mochila a la espalda ( $p = 0.088$ ) y cuando la lleva en el hombro ( $p = 0.071$ ).

En la fase de apoyo del pie derecho, cuando el sujeto se encuentra en apoyo monopodal la altura únicamente revela una tendencia a la significación estadística

cuando el sujeto camina sin carga ( $p = 0.075$ ), lo que se repite con el pie izquierdo ( $p = 0.053$ ).

En la fase de despegue con el pie derecho el factor altura se revela como factor estadísticamente significativo cuando el sujeto camina sin carga ( $p = 0.014$ ) y cuando lleva la mochila en el hombro ( $p = 0.020$ ) y asimismo revela una tendencia a la significación cuando lleva la carga a la espalda uniformemente distribuida ( $p = 0.097$ ) y cuando lleva la mochila en la mano como si fuera una cartera ( $p = 0.075$ ).

Con el pie izquierdo la altura únicamente se revela como un factor estadísticamente significativo cuando el sujeto camina sin carga ( $p = 0.014$ ), si bien presenta una tendencia a la significación estadística cuando camina con la carga en la espalda ( $p = 0.072$ ) y cuando transporta la carga al hombro ( $p = 0.078$ ), no siendo factor significativo cuando la carga se transporta en la mano ( $p = 0.202$ ).

En cuanto a las fuerzas anteroposteriores el factor que revela una mayor significación es el género, mientras que el peso no es significativo en la mayor parte de los casos, en otros revela únicamente una tendencia a la significación y llega a ser factor significativo en alguno de los pases, como en las fuerzas anteroposteriores mínimas con el pie izquierdo cuando el sujeto transporta carga distribuida de distinta forma (a la espalda, en el hombro, como cartera).

La altura muestra una tendencia a la significación y llega a ser factor estadísticamente significativo en algunos pases, como en la fuerza anteroposterior mínima con el pie izquierdo cuando transporta la mochila en la espalda.

En la fuerza anteroposterior máxima con el pie derecho el género se revela como factor estadísticamente significativo cuando el sujeto camina con la mochila a la espalda ( $p = 0.003$ ), cuando transporta la carga al hombro ( $p = 0.007$ ) y cuando la

lleva en la mano ( $p = 0.004$ ), mientras que no es un factor significativo en el primer pase, es decir, sin carga ( $p = 0.102$ ). El peso y la altura no se revelan significativos.

En la fuerza anteroposterior mínima con el pie derecho el género es significativo cuando el sujeto lleva la carga al hombro ( $p = 0.004$ ) y cuando la lleva en la mano ( $p = 0.017$ ) y revela una tendencia a la significación cuando lleva la carga en la espalda ( $p = 0.051$ ), no siendo factor significativo cuando el sujeto camina sin carga ( $p = 0.191$ ). El peso es estadísticamente significativo cuando el sujeto camina sin carga ( $p = 0.008$ ) y cuando lleva la mochila al hombro ( $p = 0.006$ ) y revela una tendencia a la significación cuando la lleva en la mano como una cartera ( $p = 0.080$ ). Cuando el sujeto camina transportando la carga uniformemente distribuida en la espalda el factor peso no es significativo ni revela una tendencia a la significación ( $p = 0.357$ ).

En cuanto a la fuerza anteroposterior máxima con el pie izquierdo el género es factor estadísticamente significativo cuando el sujeto camina sin carga ( $p = 0.005$ ), cuando transporta la carga en la espalda ( $p = 0.009$ ), cuando lleva la carga en el hombro ( $p = 0.000$ ) y cuando la lleva en la mano como una cartera ( $p = 0.002$ ).

El peso únicamente revela una tendencia a la significación estadística cuando el sujeto transporta la carga en la mano a modo de cartera ( $p = 0.071$ ).

La altura presenta una tendencia a la significación cuando se transporta la carga al hombro ( $p = 0.088$ ) y cuando se transporta la mochila en la mano como una cartera ( $p = 0.063$ ).

En la fuerza anteroposterior mínima con el pie izquierdo el género es significativo cuando se lleva la carga al hombro ( $p = 0.045$ ) y cuando la lleva en la mano ( $p = 0.022$ ). El peso es significativo cuando se lleva la carga a la espalda

( $p = 0.040$ ), cuando la carga se lleva al hombro ( $p = 0.021$ ) y cuando se transporta el peso en la mano ( $p = 0.012$ ). La altura se revela como factor estadísticamente significativo cuando el sujeto transporta la mochila a la espalda ( $p = 0.025$ ) y una tendencia a la significación cuando lleva la mochila en la mano como una cartera ( $p = 0.092$ ).

En lo que se refiere a las fuerzas mediolaterales hemos tenido en cuenta dos valores, el mínimo y el máximo, al igual que Lafuente, Doñate, Poveda et al.<sup>2</sup>, y se ha observado que en la fuerza mediolateral mínima con el pie derecho y cuando el sujeto no transporta carga el factor género es estadísticamente significativo ( $p = 0.038$ ), no así cuando transporta peso distribuido de distinta forma. Por el contrario el peso no es significativo cuando el sujeto pasa sin carga pero sí alcanza una significación cuando lleva la carga a la espalda ( $p = 0.009$ ), cuando la lleva al hombro ( $p = 0.015$ ) y asimismo una tendencia a la significación estadística cuando lleva la carga en la mano a modo de cartera ( $p = 0.074$ ). En cuanto a la altura sólo presenta una tendencia a la significación cuando el sujeto lleva la carga en la mano ( $p = 0.054$ ).

En la fuerza mediolateral máxima con el pie derecho el género únicamente revela una tendencia a la significación cuando la carga se transporta en el hombro ( $p = 0.055$ ), mientras que los otros dos factores considerados, el peso y la altura, no se han revelado significativos.

En lo que se refiere a la fuerza mediolateral mínima con el pie izquierdo el género es significativo únicamente cuando el sujeto pasa sin carga ( $p = 0.015$ ), no revelándose significativo cuando el sujeto camina con carga distribuida de distinta forma. El peso alcanza una significación estadística cuando el sujeto camina con

---

carga al hombro y carga a la espalda y la altura no se ha revelado como un factor significativo en ninguno de los pases.

En la fuerza mediolateral máxima con el pie izquierdo el género es significativo en todos los pases; sin carga ( $p = 0.006$ ), carga a la espalda ( $p = 0.001$ ), carga al hombro ( $p = 0.007$ ) y carga en la mano ( $p = 0.006$ ). El peso es estadísticamente significativo cuando el sujeto camina transportando la mochila en la espalda ( $p = 0.006$ ) y la altura no se ha revelado como un factor estadísticamente significativo en ninguno de los pases.

También hemos estudiado cómo influye el transporte de carga distribuida de distinta forma en las fuerzas verticales, fuerzas anteroposteriores y fuerzas mediolaterales en cada una de las fases del ciclo de la marcha, con el pie derecho y con el izquierdo. Lelievre<sup>3</sup> describe también la influencia del transporte de carga sobre el proceso de deambulacion, pero haciendo referencia únicamente a modificaciones de parámetros cinemáticos, como velocidad, cadencia o longitud del paso, con una disminucion de estos parámetros cuando se transporta peso. Ducroquet<sup>17</sup> también estudió la influencia del transporte de carga en la marcha haciendo referencia a las diferencias encontradas cuando se transportaba en distinta distribucion (una maleta en la mano, una mochila a la espalda, un cántaro en la cabeza etc.), valorando parámetros cinemáticos, nosotros también hemos tenido en cuenta la distinta distribucion de la carga pero a través de un análisis cinético de la marcha.

También han estudiado la influencia del transporte de carga sobre la marcha D.E. Madras, M.W. Cornwall y J.R. Coast<sup>44</sup> en once sujetos sanos a los que hicieron caminar transportando una carga de 4.52 Kg., prácticamente la mitad de la que hemos utilizado en nuestro estudio. Nosotros hemos analizado la influencia de la carga en

distinta distribución mediante el análisis de la marcha con plataformas dinamométrica, mientras que las técnicas empleadas por Madras et al.<sup>44</sup> fueron técnicas de análisis óptico, en concreto filmación de los sujetos con cámara de vídeo mientras caminaban, para conocer las amplitudes angulares de las distintas articulaciones, y espirometría para determinar el consumo de energía durante la marcha con transporte de carga, aspecto de gran importancia por ejemplo en el campo militar pues los soldados realizan largas marchas y transportan cargas pesadas; ropa, alimentos, piezas de artillería etc.<sup>126</sup> o en el campo deportivo, sin embargo, no han empleado técnicas de análisis cinético, que son las que nosotros hemos aplicado para evaluar la influencia del transporte de carga en distinta distribución.

El consumo de energía durante la marcha con carga ha sido estudiado por otros autores como Goldman y Iampietro (1962),<sup>183</sup> Datta y Ramanathan (1971),<sup>184</sup> Shonfeld et al. (1977),<sup>185</sup> Keren et al. (1981),<sup>186</sup> Pearce et al. (1983),<sup>187</sup> Legg y Mahanty (1986),<sup>188</sup> Epstein et al. (1988),<sup>189</sup> Holewijn (1990),<sup>190</sup> Kirk y Schneider (1992),<sup>191</sup> Legg et al. (1992),<sup>192</sup> que demostraron un incremento del gasto energético con el transporte de cargas pesadas y modificación de la velocidad de la marcha.

Datta y Ramanathan (1971),<sup>184</sup> Legg et al. (1992),<sup>192</sup> Holewijn y Lotens (1992)<sup>193</sup> y Legg (1985)<sup>194</sup>, Legg y Mahanty (1985)<sup>195</sup> no sólo estudiaron el coste energético con el transporte de carga durante la deambulación, sino que además, al igual que en nuestro estudio, también tuvieron en cuenta la distinta distribución de la carga, concluyendo que la carga transportada en el tronco requiere pocos ajustes posturales y asimismo un menor gasto de energía en comparación con el transporte de carga en las manos o en las extremidades superiores.

Martín y Nelson (1986)<sup>196</sup>, al igual que nosotros, también han estudiado la influencia que tiene sobre la marcha el transporte de peso y observaron cambios posturales, como una mayor flexión de tronco, en los voluntarios que caminaron transportando distintas cargas, mientras que Bloom et al. (1987)<sup>197</sup> y Hellebrandt et al. (1943)<sup>198</sup> estudiaron las modificaciones posturales en estática cuando se aplica una carga externa. Hellebrandt<sup>198</sup> analizó las presiones plantares con una carga ligera y otra pesada colocadas en la espalda. A diferencia de nuestro estudio, no analizó las modificaciones que se producen durante el proceso de deambulaci3n, utiliz3 dos cargas distintas y una 3nica distribuci3n de las cargas, mientras que nosotros hemos utilizado siempre la misma carga pero en distintas distribuciones.

Goslin y Rorke (1986)<sup>199</sup> llevaron a cabo un estudio en diez hombres que caminaron transportando una carga correspondiente al 0%, 10% y 40% de su masa corporal. En nuestro estudio hemos empleado una carga fija de 8 Kg., la misma para todos los sujetos y para todos los pases considerados. En una persona de 80 Kg. representaría un 10% de su masa corporal o en un sujeto de 50 Kg. Un 16 % de su masa corporal. Goslin y Rorke<sup>199</sup> utilizaron distintas cargas que el sujeto transport3 en una mochila a la espalda, nosotros para el transporte de carga tambi3n hemos utilizado una mochila, hemos empleado una carga fija pero distintas distribuciones de carga; a la espalda, al igual que Goslin y Rorke,<sup>199</sup> al hombro y en la mano, lo que hemos comparado entre s3 y con la marcha sin transporte de carga.

Nosotros hemos hecho caminar a los sujetos objeto de estudio a su velocidad habitual, Goslin y Rorke<sup>199</sup> estudiaron la influencia del transporte de distintas cargas en el gasto energ3tico haciendo caminar a los sujetos a dos velocidades diferentes y llegaron a conclusi3n de que el gasto de energ3a aumentaba seg3n se incrementaban

las cargas y la velocidad. Otros autores han analizado también la influencia de la velocidad en la marcha como Kirtley et al. (1984),<sup>200</sup> que hacían caminar a los sujetos primero a su velocidad habitual y posteriormente más deprisa y más despacio y observaron, al igual que Inman et al. (1981),<sup>9</sup> que las variaciones de velocidad influyen sobre distintos parámetros de la marcha. Ismail (1968)<sup>176</sup> considera que las marchas de los sujetos se hacen más eficientes según se incrementa la velocidad. También estudian la influencia de la velocidad otros autores como Saunders et al. (1953),<sup>201</sup> Schwartz et al. (1964),<sup>143</sup> Bassey et al. (1982),<sup>202</sup> Murray et al. (1969)<sup>203</sup> Jansen et al. (1987)<sup>204</sup> hallaron variaciones en parámetros cinéticos de la marcha, como un pequeño aumento del primer pico de la gráfica de las fuerzas verticales y disminución de la fuerza vertical en la fase de apoyo. En nuestro estudio no hemos hecho caminar a los sujetos a distintas velocidades, sino que les pedimos que caminaran a su velocidad y cadencias habituales.

D. E. Madras<sup>44</sup> empleó una muestra pequeña, de once sujetos jóvenes (22-33 años) con un peso medio de 64 Kg. y una altura media de 165.9 cm. Al igual que la muestra que nosotros hemos utilizado, se trata de sujetos jóvenes y sanos; Madras<sup>44</sup> descartó sujetos con alteraciones ortopédicas y cardiovasculares, en nuestro estudio también ha sido criterio de exclusión la presencia de patologías y sólo hemos analizado la marcha en sujetos sanos.

En nuestro estudio hemos diferenciado cuatro niveles de carga; nivel 1 sin carga, nivel 2 con carga a la espalda, nivel 3 con carga al hombro y nivel 4 con carga en la mano a modo de cartera. En los países en que el sujeto transporta carga siempre lleva la misma mochila y la carga no varía. Madras<sup>44</sup> utiliza dos tipos de mochila, una similar a la nuestra y otra más pequeña con dos compartimentos laterales y unas

cinchas para llevarla en la cintura a modo de riñonera. La carga es de 4.52 kg. con estas cargas hace caminar al sujeto y estudia parámetros fisiológicos (consumo de energía mediante espirometría) y cinemáticos (filmación con cámara de vídeo),<sup>44</sup> pero no analiza parámetros cinéticos.

En las fuerzas verticales hemos observado que en el choque de talón con el pie derecho existen diferencias estadísticamente significativas entre los niveles de carga 1 y 4 ( $p = 0.044$ ) y una tendencia a la significación entre los niveles 1 y 3 ( $p = 0.083$ ), esto se repite también en el pie izquierdo en que se puede apreciar una diferencia significativa entre los niveles 1 y 4 ( $p = 0.019$ ) y una tendencia a la significación estadística entre los niveles 1 y 3 ( $p = 0.082$ ), es decir, las diferencias se aprecian cuando la carga no se distribuye uniformemente, sino en un único lado, bien en el hombro, bien en la mano, mientras que no se observa una diferencia significativa si el sujeto camina sin carga o si lleva la mochila en la espalda, con la carga distribuida uniformemente.

En la fuerza vertical de apoyo con el pie derecho se observan diferencias significativas entre los niveles 1 y 2 ( $p = 0.033$ ) y 1 y 4 ( $p = 0.027$ ), asimismo existe una tendencia a la significación entre los niveles 1 y 3 ( $p = 0.080$ ). Existen diferencias significativas entre el pase sin carga y los pases en que el sujeto transporta la mochila, pero no entre los distintos niveles de carga, con lo que se observa que la variación de las fuerzas verticales en esta fase del ciclo de la marcha y con el pie derecho se debe a la carga transportada más que a la distribución de la misma. Con el pie izquierdo sólo se observa una diferencia estadísticamente significativa entre los niveles 1 y 4 ( $p = 0.025$ ).

En los valores de fuerza vertical en la fase de despegue con el pie derecho se observan diferencias estadísticamente significativas entre los niveles de carga 1 y 2 ( $p = 0.000$ ), 1 y 3 ( $p = 0.000$ ) y 1 y 4 ( $p = 0.001$ ). Con el pie izquierdo también existe diferencia significativa entre los niveles de carga 1 y 2 ( $p = 0.000$ ), 1 y 3 ( $p = 0.001$ ) y 1 y 4 ( $p = 0.003$ ). Al estudiar la influencia de factores intrínsecos sobre la cinética de la marcha se ha observado el efecto significativo del peso sobre las fuerzas verticales, asimismo también hemos observado la influencia del transporte de carga (se obtienen mayores valores de fuerza) sobre las fuerzas verticales, apreciándose diferencias cuando el sujeto camina sin la mochila y cuando la transporta, pero no existen diferencias estadísticamente significativas entre las distintas distribuciones de carga.

También se han estudiado las fuerzas anteroposteriores y se ha observado que en las fuerzas anteroposteriores máximas con el pie derecho no existen diferencias estadísticamente significativas entre los distintos niveles de carga, mientras que con el pie izquierdo se obtienen diferencias significativas entre los niveles de carga 1 y 2 ( $p = 0.004$ ) y los niveles 1 y 4 ( $p = 0.023$ ), sin observarse diferencias entre las distintas distribuciones de carga.

En cuanto a los valores mínimos de las fuerzas anteroposteriores se observa en el pie derecho una tendencia a la significación entre los niveles de carga 1 y 2 ( $p = 0.079$ ) y una significación estadística entre los niveles de carga 1 y 3 ( $p = 0.007$ ) y 1 y 4 ( $p = 0.000$ ). Con el pie izquierdo se observa una tendencia a la significación estadística entre los niveles de carga 1 y 2 ( $p = 0.068$ ), 1 y 3 ( $p = 0.068$ ) y 1 y 4 ( $p = 0.077$ ).

En las fuerzas anteroposteriores que representan tanto la fuerza de frenado como la de empuje, tampoco existen diferencias significativas entre las distintas distribuciones de carga.

En cuanto a la fuerza mediolateral mínima con el pie derecho no se observan diferencias significativas cuando el sujeto camina sin carga o cuando transporta peso en distinta distribución, mientras que con el pie izquierdo existe una tendencia a la significación entre los niveles de carga 1 y 4 ( $p = 0.058$ ) y una diferencia estadísticamente significativa entre los niveles 2 y 4 ( $p = 0.004$ ) y 3 y 4 ( $p = 0.022$ ). Se aprecia una diferencia en relación con las fuerzas anteriormente consideradas, ya que en aquéllas, se apreciaban diferencias estadísticamente significativas entre el nivel 1 en relación con los demás, es decir, había una diferencia en las fuerzas si el sujeto caminaba sin carga o si transportaba peso, pero no se apreciaba una diferencia entre las distintas formas de distribución de dicha carga, lo que sí se aprecia en las fuerzas mediolaterales, que son las que reflejan las desviaciones del centro de gravedad durante el proceso de deambulación. En este caso lo que se aprecia es que se produce una mayor desviación del centro de gravedad cuando el sujeto objeto de estudio transporta la carga en la mano que cuando no lleva carga o cuando transporta ésta en la espalda o en el hombro.

En las fuerzas mediolaterales máximas con el pie derecho existen diferencias significativas entre los niveles de carga 1 y 4 ( $p = 0.005$ ), 2 y 4 ( $p = 0.000$ ) y una tendencia a la significación entre los niveles de carga 3 y 4 ( $p = 0.084$ ). En este caso también se observa una diferencia significativa entre los tres primeros niveles de carga (sin carga, carga a la espalda y carga al hombro) y el cuarto nivel (carga en la mano), con valores de fuerza mayores con esta distribución de la carga, es decir, cuando el

sujeto transporta la carga en la mano derecha a modo de cartera se produce una mayor desviación del centro de gravedad.

Con el pie izquierdo, sólo hay una tendencia a la significación entre los niveles de carga 1 y 2 ( $p = 0.094$ ).

Con este estudio hemos podido comprobar la influencia de diversos factores, tanto intrínsecos como extrínsecos ( género, peso, altura, transporte de carga y distinta distribución de la misma) sobre la cinética de la marcha y ante los resultados obtenidos nos planteamos nuevos interrogantes, más allá de los objetivos propuestos inicialmente y que pueden ser objeto de futuros trabajos de investigación, como la consideración de otros factores como la edad, llevando a cabo el estudio con otros grupos poblacionales como niños o ancianos sanos, el calzado, empleando calzados homogéneos entre todos los sujetos objeto de estudio, o bien utilizar cargas distintas a las empleadas en este trabajo, mayores y menores, o diferentes distribuciones de la carga (carga pegada al pecho sujeta con las manos, carga distribuida en dos bolsas, una a cada lado, carga en la cintura, carga transportada en la cabeza etc.), o bien analizar también parámetros cinemáticos o fisiológicos empleando conjuntamente técnicas de análisis óptico, electromiografía, espirometría etc.

Por tanto este trabajo ha pretendido ser el inicio de una línea de investigación, con importancia en el campo del estudio biomecánico, que amplía una parcela concreta del conocimiento sobre la marcha humana, y del mismo pueden derivar aplicaciones en otras áreas como la Ergonomía e higiene postural, Rehabilitación o la práctica deportiva.

# **CONCLUSIONES**

## VI. CONCLUSIONES

1. Los factores peso y género han mostrado una mayor influencia sobre las fuerzas verticales y menor sobre las fuerzas anteroposteriores y mediolaterales.

2. En las fuerzas verticales, anteroposteriores y mediolaterales se observan diferencias significativas entre caminar sin carga o hacerlo transportando peso.

3. En las fuerzas verticales y anteroposteriores no se observan diferencias estadísticamente significativas según la distinta distribución de la carga.

4. En las fuerzas mediolaterales se observan diferencias estadísticamente significativas según la distribución de la carga, apreciándose una mayor desviación cuando el sujeto transporta la carga en la mano que cuando la lleva a la espalda, en el hombro o camina sin carga.

5. A la vista de estos datos pensamos que lo más correcto es que se efectúe el transporte de carga lo más próximo posible al centro de gravedad del individuo, siendo, además, el transporte a la espalda en el que aparecen menores modificaciones de las fuerzas mediolaterales, respecto al pase sin carga.

# **BIBLIOGRAFÍA**

## VII BIBLIOGRAFÍA

1. Sánchez–Lacuesta Javier. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Instituto de Biomecánica de Valencia. Martín Impresores, SL. 1.993
2. Lafuente R, Doñate J.J, Poveda R, García A, Soler C, Belda, J et al. Valoración evolutiva de fracturas de calcáneo mediante el análisis biomecánico de la marcha: puesta a punto de métodos y resultados preliminares. MAPFRE Medicina 1999; Vol. 10 N°4: 237-252.
3. Lelièvre J, Lelièvre J-F. Patología del pie. Editorial Masson. Barcelona, 1.993.
4. Kovacs F, Gestoso M, Vecchierini N. Cómo cuidar su espalda. Editorial Paidotribo, Barcelona, 1999.
5. Viladot, A et al. Quince lecciones sobre patología del pie. Springer- Verlag Ibérica, Barcelona 2.000.
6. Plas, F; Viel, E.; Blanc,Y. “La marcha humana”.Editorial Masson. Barcelona 1996.
7. San Gil Sorbet, M<sup>a</sup> Amaya. Análisis dinámico de la marcha. estudio de los centros de presión sobre la huella plantar. influencia de los distintos calzados. Tesis Doctoral. Facultad de medicina de la Universidad de Alcalá de Henares, 1.991
8. Ramos Sánchez, Mabel. Utilidad del análisis tridimensional de la marcha como sistema evaluador del estado clínico y funcional de pacientes sometidos a artroplastia de rodilla. Tesis doctoral. Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid. Madrid, 2000.

9. Inman, V.T. ; Ralston, H.J. & Todd, F. "Human Walking". Editorial Williams and Wilkins. Baltimore. 1981.
10. Lasserson Daniel; Gabriel Carolyn; Sharrack Basil. Lo esencial en sistema nervioso y sentidos especiales. Harcourt Brace, Madrid 1998.
11. Núñez Samper, Mariano. Llanos Alcázar, Luis Fernando. Biomecánica, Medicina y Cirugía del pie. Masson S.A. Barcelona, 1.997.
12. Viladot R; Cohi O, Clavell S. Ortesis y prótesis del aparato locomotor. Extremidad inferior. Masson S.A. 1.991
13. Shaffer David R. Psicología del desarrollo. Infancia y adolescencia. Thomson Learning 2000.
14. Gesell, Arnold. El niño de 1 a 4 años. Ediciones Paidós Ibérica S.A. Barcelona, 1.994.
15. Natanson, Jan. Aprender jugando. Ediciones Paidós Ibérica, Barcelona, 2000.
16. Comellas i Carbó, María Jesús, Perpinyà i Torregosa, Anna. La Psicomotricidad en preescolar. Ediciones Ceac, Barcelona, 1.998.
17. Ducroquet Robert, Ducroquet Jean, D. Pierre. Marcha normal y patológica. Toray- Masson, S.A. Barcelona, 1.972.
18. Casado de Frías E, Nogales Espert A. Pediatría Tomo I. I.M.&C. Madrid 1991.
19. Esteban María José; Pellicer María Cristina. Descripción y análisis de la marcha humana y de los patrones de movimiento necesarios para la recuperación de la fase de oscilación en la marcha normal. Tratamiento neurológico. Fisioterapia nº 40 sept-dic 1989. Págs. 7-19.

20. Rodríguez Torres, Rosa. Análisis de la marcha infantil. Tesis Doctoral. Departamento de Ciencias Morfológicas y Cirugía de la Facultad de Medicina de la Universidad de Alcalá de Henares 1.993.
21. Rathke FW, Knupfer H. El niño espástico. Editorial Espaxs. Barcelona 1969.
22. Baumgartner, René; Stinus, Hartmut. Tratamiento ortésico-protésico del pie. Masson. Barcelona, 1.997.
23. San Gil A, Forriol Campos F, Gómez Pellico L. Análisis de la distribución de los centros de presión sobre la huella plantar. Revista de Medicina y cirugía del pie. 1989 Tomo III, (1):7-12
24. Borrachero del Campo J. "Biomecánica del pie". Reuma nº 20 (11-19) 1984.
25. Álvarez F. , Campillo M.A. , Viladot R. Conceptos básicos en la patología del pie. Iatros Ediciones, S.L. Barcelona, 1.997
26. Seibel, Michael O. Función del pie. Ortocén, S.A. Editores, 1.994
27. Kottke, Stillwell, Lehmann. Krusen. Medicina Física y Rehabilitación. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires, 1.986.
28. Mora Américo Enrique, de Rosa Pérez Ramón. Fisioterapia del aparato locomotor. Editorial Síntesis 1998.
29. Kapandji, I.A. Cuadernos de Fisiología Articular. Tomo II: Miembro Inferior. Masson S.A. Barcelona 1993.
30. Ramiro, J. Guía de recomendaciones para el diseño de calzado. Instituto de Biomecánica de Valencia, 1995.
31. Comín Comín M.; Pérez García, J.M.; Villarroya Aparicio A.; Nerín Ballabriga S.; Moros García T. Factores que influyen en las presiones plantares. Medicina de Rehabilitación Vol. XII-Nº3-1999. 31-39.

32. Valente Valenti. Ortesis del pie. Medicina panamericana Editorial, S.A. Madrid 1.979.
33. Cintora, Pilar. Historia del calzado. Ediciones Aguaviva. Zaragoza 1988.
34. Ramiro, J. Guía de recomendaciones para el diseño, selección y uso de calzado para personas mayores. (IBV). Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales. Madrid, 1998.
35. Biosca F, García Fojeda A. El calzado del deportista. Jano 1995; XLIX (1129): 1227- 1230.
36. Polo Leonor M<sup>a</sup>C.; López Bueno, L.; Ferrandis R., Ramiro J. El calzado en el deporte. Fisioterapia Volumen 19. Monográfico. Págs. 34-45 1997.
37. Roldán Álvarez, A. Deformidades del pie: Deformidades del pie de origen neurológico. 9º Congreso Nacional, Málaga mayo 1978. Págs.167-172.
38. Vinyes Frederic. La respuesta está en los pies. RBA Libros S.A. Barcelona, 2000.
39. Ramiro J. Adaptación del calzado a la biomecánica del pie. Jano 1995; XLIX(1129):1231-6
40. Gisbert Calabuig, J.A. Medicina Legal y Toxicología. Masson-Salvat Medicina, Barcelona, 1.992.
41. González Gutiérrez, Rafael; Bandrés Moya, Fernando. Análisis de drogas de abuso en orina. Universidad Complutense de Madrid, 1.993
42. Marruecos Luis, Nogué Santiago, Nolla Joan. Toxicología Clínica. Springer-Verlag Ibérica. Barcelona 1993.
43. Dreisbach Robert H, Robertson William O. Manual de Toxicología Clínica. Editorial el Manual Moderno, México 1988.

44. Madras D.E, Cornwall M.W, Coast J.R. "Energy cost, perceived exertion and postural adjustments when treadmill walking with two types of backpack" *Journal of Human Movement Studies*, 1.998, 35:233-249.
45. Ribera J.M, Veiga F, Torrijos M. *Enfermería geriátrica*. IDEPSA. Madrid, 1.991
46. Pérez Melero, Andrés. *Guía de cuidados de personas mayores*. Editorial Síntesis. Madrid 2000.
47. Rückle Horst. *cómo entender el lenguaje del cuerpo*. Editorial El Drac S.L. Madrid 2.000.
48. Vallejo Ruiloba, J. *Introducción a la Psicopatología y a la Psiquiatría*. Masson-Salvat Medicina, Barcelona 1.992.
49. Vallejo Nágera JA. *Introducción a la Psiquiatría*. Jauve Editor. Madrid 1964.
50. Alonso-Fernández, F. *Compendio de Psiquiatría*. Editorial Oteo. Madrid 1982.
51. Cotta H, Heipertz W, Teirich- Leube H. *Tratado de Rehabilitación Tomo III*. Editorial Labor, S.A. Barceloa, 1975.
52. Merriman Linda M. Tollafield David R. *Assessment of the lower limb*. Churchill Livingstone, 1.995.
53. Magee, David J. *Ortopedia*. Editorial interamericana-Mc.Graw-Hill. México, 1.994
54. Sastre Fernández, S. *Fisioterapia del pie*. Podología Física. Publicaciones de la Universidad de Barcelona. Barcelona, 1.991.
55. Viladot A. *Patología del antepié*. Ediciones Toray S.A. Barcelona 1.981

- 
56. Vázquez Álvarez de Eulate, Gonzalo. La problemática del pie paralítico flácido. Tesis Doctoral. Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid 1981.
  57. Gowitzke Bárbara A, Milner Morris. El cuerpo y sus movimientos. Bases científicas. Editorial Paidotribo, Barcelona 1.999.
  58. Detrembleur C et al. Motion of the body centre of gravity as a summary indicator of the mechanics of human pathological gait. *Gait and Posture* 2000. Dec; 12(3): 243-50.
  59. Vera P, Hoyos JV, Nieto J, Ramiro J. Estudio de las sollicitaciones mecánicas. Biomecánica del aparato locomotor. Instituto de Biomecánica de Valencia 1.985.
  60. Belloch V, Caballé C, Zaragoza R. Fisioterapia. Teoría y técnica. Ecir. Valencia 1970.
  61. López Chicharro J, Fernández Vaquero A. Fisiología del ejercicio. Editorial Médica Panamericana.
  62. Babini José. Historia de la Medicina. Gedisa Editorial. Barcelona 2000.
  63. López Piñero, José María. Breve Historia de la Medicina. Alianza Editorial, Madrid 2.000.
  64. Casado, María José. Los genios de la pintura: Leonardo. Gran Biblioteca Sarpe. Madrid, 1.979.
  65. Paul, J. P. History and fundamentals of gait analysis. *Bio-Medical Materials and Engineering* 8(1998) 123-1235.
  66. Penella, Carmen. Leonardo da Vinci. Ediciones Urbión. Barcelona, 1.983.
  67. Buchholz. Leonardo da Vinci. Vida y obra. Könemann, 2000.

68. Borelli JA. De motu animalium. B. Napoli. 1680.
69. Viladot Perice A., Viladot Voegeli A. La marcha humana. Revista ortopédica de traumatología 199; 34:99-108.
70. Gortari Carlos, Barbáchano Carlos. El cine: arte, evasión y dólares. Aula abierta Salvat. Salvat Editores, Barcelona, 1.985.
71. Graham, Ian. Enfoque científico: escena y pantalla. Editorial Luis Vives, 1.996
72. Medina, Francisco. Gran historia ilustrada del cine. Sarpe. Madrid, 1.984
73. Lavigne A, Noviel D. Estudio clínico del pie y terapéutica por ortesis. Masson. Barcelona, 1.994.
74. Comín Comín M, Villarroya Aparicio A, Pérez García JM, Nerín Ballabriga S, Marco Sanz C. Análisis de las presiones plantares. Técnicas y aplicaciones. Medicina de Rehabilitación Vol. XII. N°3.1999. 22-30.
75. Viladot pericé, A. Viladot Voegli A. “La marcha humana”. Revista de Ortopedia y Traumatología. 1990, 34 (1): 99-108.
76. Libotte M, Zygas P, Giudici S, Noel B. Podometrie electronique, deux anneess d’experience : rapport preliminaire. Acta Orthop. Belg. 1992 ; 58 :448-452. Op. Cit. Comín Comín M, Villarroya Aparicio A, Pérez García JM, Nerín Ballabriga S, Marco Sanz C. Análisis de las presiones plantares. Técnicas y aplicaciones. Medicina de Rehabilitación Vol. XII. N°3.1999. 22-30.
77. Henning EM, Cavanagh PR, Albert HT, Macmillan NH. A piezoelectric method of measuring the vertical contact stress beneath the human foot. J Biomed Eng 1982; 4:213-221.
78. Hughes J, Pratt L, Linge K, Clark P, Klenerman L. Realibity of pressure measurements: The EMED F-System. Clin. Biomech. 1991;6:14 –18. Op. Cit.

- Comín Comín M, Villarroya Aparicio A, Pérez García JM, Nerín Ballabriga S, Marco Sanz C. Análisis de las presiones plantares. Técnicas y aplicaciones. Medicina de Rehabilitación Vol. XII. N°3.1999. 22-30.
79. Phillipson A, Dhar S, Linge K, McCabe CH, Klenerman L. Forefoot arthroplasty and changes in plantar foot pressures. Foot Ankle 1994; 15,11: 595-598.
80. Rose NE, Feiwel LA, Cracchiolo A. Method for measuring foot pressures using a high resolution, computerized insole sensor : the effect of heel wedges on plantar pressure distribution and center of force. Foot Ankle 1992; 13 (5): 263-270.
81. Álvarez F, Campillo M.A, Viladot R. Conceptos básicos en la patología del pie. Iatros Ediciones, S.L. Barcelona, 1.997.
82. Valls Jorge, E. Ortopedia y Traumatología. Librería “el Ateneo” Editorial. Buenos Aires, 1.973.
83. Munro John, Edwards Christopher. Exploración Clínica Macleod. Alhambra-Longman S.A. 1.993
84. Graham Apley, A. ; Solomon Louis. Manual de Ortopedia y fracturas.Masson, Barcelona, 1.997
85. Ian J., Alexander. El pie. Exploración y diagnóstico. Editorial Jims. Barcelona, 1.992.
86. Hoppenfeld S. Exploración física de la columna vertebral y las extremidades. Editorial el Manual Moderno. México D. F. 1997.
87. Noguera Molins L, Balcells Gorina A. Exploración clínica práctica. Editorial Científico médica Barcelona, 1.987.

88. Pierron G, Leroy A., Péninou G. Dufour M. Génot C. Kinesioterapia Tomo 2: Miembros Inferiores. Evaluaciones. Técnicas pasivas y activas. Editorial Médica Panamericana. Buenos Aires, 1.988
89. Cyriax J.H, Cyriax P.J. Cyriax's illustrated manual of Orthopaedic Medicine. Butterworth-Heinemann 1993
90. Wiesel, Delahay, Connell. Ortopedia. Fundamentos. Editorial Médica Panamericana, Madrid 1.994
91. Pérez Heredia. Deformidades del pie: Deformidades congénitas. 9º Congreso Nacional, Málaga 1978. Sociedad Española de Rehabilitación. Págs.161-165.
92. Giannestras, Nicholas J. Trastornos del pie. Tratamiento Médico- Quirúrgico. Salvat Editorial, S.A. 1.979
93. Peyré Nelson C. Podología. Estudio del pie y clínica podológica. Paraninfo, Madrid 1.977
94. Rodríguez Piñero, Barrios y López. Deformidades del pie; morfología del pie. 9º Congreso Nacional Málaga, mayo de 1978. Sociedad Española de Rehabilitación. Págs. 149-159.
95. Caillet René. Foot and ankle pain. F.A. Davis Company, 1.983
96. Peyré, Nelson C. Podología. Patología de los dedos del pie. Ortonixia. Paraninfo S.A. Madrid 1.981
97. Valdivieso Sánchez MC. El pie del anciano: elementos base de la Rehabilitación a partir de las actividades de la vida diaria. Tesis Doctoral. Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid, 1991.

98. González Gutiérrez, Francisco Manuel. Estudio de la patomecánica del pie cavo y su relación con la torsión tibial. Tesis Doctoral U.C.M. Facultad de Medicina, Madrid, 1.985.
99. González Gutiérrez FM, Rodríguez LP, Álvarez Badillo A, Angulo MT, Miangolarra JC. Estudio de la patomecánica del pie cavo y su relación con la torsión tibial. Actualidades en Medicina Física y de Rehabilitación. Congreso Europeo de Madrid. Págs. 75-87. Sepresa , Madrid, 1991.
100. Rodríguez, Rodríguez, L.P.; Eleno Álvarez, A. ; Pérez Sánchez, Mª Carmen, Gil Gayarre, M. La termografía plantar en el pie adulto: normal y cavo. Rehabilitación, vol. 15, fascículo 1º, 1.981.
101. Hernández Corvo, Roberto. Talentos deportivos. Comunidad de Madrid. Consejería de Educación y Cultura. Centro de Medicina Deportiva. Madrid, 1.999.
102. Root Merton L. Orien William P. Weed John H. Hughes Robert J. Exploración biomecánica del pie. Volumen I. Ortocén S.A. Editores, 1.991.
103. Seidel Henry M, Ball Jane W, Dains Joyce E, Benedict G. William. Manual Mosby de Exploración Física. Editorial Harcourt Brace Madrid 1.997.
104. Bensahel H. Manual de ortopedia pediátrica. Toray Masson Barcelona 1.980.
105. Martín Guinea, Javier. Pie cavo idiopático. Estudio experimental electromiográfico y antropométrico. Tesis Doctoral Facultad de medicina de la Universidad Complutense de Madrid. Enero, 1.982 .
106. Espinosa Jorge, Juan. “La torsión tibial en el pie plano”. Tesina de grado de Licenciado en Medicina y Cirugía. Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid. 1979.

- 
107. Rodríguez, Rodríguez, L.P. ; Sánchez Muniaín Sabater, González Gutiérrez F.M.  
Corrección de los parámetros radiológicos-fotopodográficos por ortesis de elevación posterior en el pie plano. *Rehabilitación*, vol 14-fascículo 4º, 1.980
108. Baumann JH, Brand PW (1963) Measurement of pressure between foot and shoe. *Lancet* 23: 629-632.
109. Verleysen Jules. *Compendio de Podología*. Paraninfo S.A. Madrid 1.977
110. Morvan G., Busson J., Wybier M. Escáner del pie y del tobillo (colección de diagnóstico por imagen). Editorial Masson, Barcelona, 1.993.
111. Rodríguez Rodríguez L.P.; Flores Guevara, C; Pascual Gómez F. ; González, F.M. Incidencia del pie plano en el mongolismo. *Rehabilitación*, Vol.15, fascículo 2º. Abril 1.981
112. Forriol Campos, F.; Gómez Pellico, L.; Dankloff, C.; Pascual Maiquez, J. “Influencia del peso y la talla en la morfología de la huella plantar”. Págs. 48, 49. *Actualidades en Medicina Física y de Rehabilitación*. Congreso europeo de Madrid. Sepresa , Madrid, 1991.
113. Muñoz Ángel, Ana María, Conesa García María. La huella plantar en el joven atleta. *Fisioterapia y calidad de vida*. Vol. 4 número1. Enero-marzo 2001.
114. Sirgo G, Méndez B, Egocheaga J, Maestro A, del Valle M. “Problemática en la clínica diaria en relación a varios métodos de análisis de la huella plantar”. *Archivos de medicina del Deporte* vol XIV nº 61 1.997 Págs. 381-387.
115. Llanos Alcázar, Luis Fernando. Acebes Cachafeiro, Juan Carlos. *Monografías Médico-Quirúrgicas del aparato locomotor: el pie*. Editorial Masson. Barcelona 1.997

- 
116. Raimondi Paolo. Cinesiología y Psicomotricidad. Editorial Paidotribo, Barcelona 1999.
  117. Tabunca A, Domingo J, López J.E, Pérez García JM, Orrite C, Calvo A, et al. Estudio de la carga y apoyo metatarsal mediante podoscopio electrónico. Revista de Medicina y Cirugía del pie 1996; X(1): 43-51.
  118. Gómez Pellico, L.; Dankloff, C.; Forriol Campos, F. “Desarrollo de la huella plantar” Actualidades en Medicina Física y de Rehabilitación. Congreso Europeo de Madrid. Págs. 46, 47. Sepresa , Madrid, 1991.
  119. Forriol Campos F., Pascual Maiques J.A. Morfología de la huella plantar desde los tres años hasta la finalización del crecimiento. Rehabilitación Vol. 24, Fasc.3, año 1.990 .
  120. Rodríguez LP, González FM; Leal, R, Álvarez, A. (1988)Estudio y verificación de un nuevo índice plantar. Rehabilitación 22, 4: 371-374.
  121. Johnson EW. Practical Electromyography Ed. Williams and Wilkins, Baltimore, 1988.
  122. Basmajian JV, et al. Computers in Electromyography. Butterworths, 1975.
  123. Basmajian JV, DeLuca CJ. Muscles Alive: Their functions revealed by electromyography ed. Williams and Wilkins, Baltimore, 1986.
  124. Duch Campodarbe Francesc Ramón; Ruiz de Porras Rosselló Laura; Gimeno Ruiz de Porras David. Recursos psicométricos utilizables en atención primaria. Novartis Farmacéutica 1999.
  125. Viladot Perice R., Álvarez Goenaga F. Jano. Patología del pie calzado. 1995 XLIX(1129)98-102

126. Verduras Ruiz, C. "Repercusión de las grandes marchas sobre el aparato locomotor. Estudio clínico y termográfico de la sobresolicitación del pie". Actualidades en Medicina Física y de Rehabilitación. Congreso Europeo de Madrid. Págs. 55,56. Sepresa. Madrid, 1991.
127. Anchuela Ocaña J, Gómez Pellico L, Ferrer Blanco M, Dankloff Mora C. "Análisis cinético de la marcha tras artroplastia de rodilla". Rehabilitación. 1999; 33 (3): 180-189.
128. Morgenstern P, Parreño JL, Schaff P. "Objetivación de alteraciones funcionales durante la marcha, secundarias a ciatalgias". Biomecánica. 1997; V (8): 38-44.
129. Fail, A.; Benayad, A.; Hean, C.C.; Yvroud, E.;Andre, J.M. "FM-ASK Telemetry system for study of the walk". Págs. 52-54. Actualidades en Medicina Física y de Rehabilitación. Congreso Europeo de Madrid. Sepresa , Madrid, 1991.
130. Forriol Campos F. ,Vaquero Martín J. ,Gómez Pellico L. Estudios cinéticos de la marcha con bloqueo articular de la rodilla. Rehabilitación Vol. 25, fasc. 1º págs.13-16, 1.991.
131. Gómez Pellico, L.; Forriol Campos, F.; Dankloff Mora, C. "Estudio cinético de la marcha humana". Ortopedia y traumatología. 1990; 34, IB, 6: 699-703.
132. Scranton PE, Mc Master JH. Momentary distribution of forces under the foot. J. Biomechanics 9: 45-48 1976.
133. Whittle Michael W. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. Gait and Posture 10 (1999) 264-275.
134. Jahnke M.T., Hesse S.,chreiner C., Mauritz K-H. Dependences of ground reaction force parameters on habitual walking speed in hemiparetic subjects. Gait & Posture 1995; 3:Nº1.

- 
135. Jordan C, Bartlett R. Pressure distribution and perceived comfort in casual footwear. *Gait & Posture* Volume 3, Issue 4, December 1.995.
136. Mizoguchi M. Calame C. Possibilities and limitation of today's force plate technology. *Gait & Posture* Volume 3, Issue 4, Diciembre, 1.995.
137. Winter D.A. The Locomotion Laboratory as a clinical assessment system. *Med. Prog. Techn.* 4: 95-106. 1976, Op. Cit. San Gil Sorbet, M<sup>a</sup> Amaya. Análisis dinámico de la marcha. estudio de los centros de presión sobre la huella plantar. influencia de los distintos calzados. Tesis Doctoral. Facultad de medicina de la Universidad de Alcalá de Henares, 1.991.
138. Oller Asensio, A. "Tipómetros para biopodometrías". *Podoscopio*, 1.998; I (1) Págs. 3-7; 25-29
139. San Gil A, Forriol Campos F, Gómez Pellico L. Análisis de la distribución de los centros de presión sobre la huella plantar. *Revista de Medicina y cirugía del pie.* 1989 Tomo III, (1):7-12
140. Rodríguez Rodríguez L.P, González Ossorio L, González Gutiérrez F.M, Flores de Guevara C. Influencia de la carga en la correlación fotopodográfica-radiológica del pie plano. *Rehabilitación*, vol. 14, fascículo 4º, 1.980.
141. Crowe A.; Schiereck P.; de Boer R.; Keesen W. Characterization of gait of young adult females by means of body centre of mass oscillations derived from ground reaction forces. *Gait & Posture* 1993, 1: 61-68.
142. Kerrigan DC, Tood MK, Della Croce U. "Gender differences in joint biomechanics during walking normative. Study in young adults". *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1998. Enero-febrero, 77 (1): 2-7.

- 
143. Schwartz RP, Heath AL, Morgan DW, Towns RC. "A quantitative analysis of recorded variables in the walking pattern of normal adults". *Journal Bone Joint Surgery*. 1964; 46 A (2): 324-334.
144. Nagasaki, H. "Walking patterns in human free walk". *Gait & Posture* Volume 3, Issue 4, diciembre, 1.995
145. González Viejo M.A., Domínguez Blasco M., Rocha Casas E., Pascual Soria T. Influencia del terreno en la marcha de los amputados de la extremidad inferior. *Rehabilitación* Vol. 25 Fasc. 3 ,148-153. 1991.
146. Arya A.P.; Lees A.; Nirula H.C.; Klenerman L. A biomechanical comparison of the SACH, Seattle and Jaipur feet using ground reaction forces. *Prosthetics and Orthotics Internacional*. 1995, 19, 37-45.
147. Soria Valle L, Sarmiento González Nieto V, Ramos Domínguez V, Toledo González M. "Deambulacion en el mielomeningocele. Estado de las caderas y otros factores pronósticos asociados. Revisión clínica y bibliográfica" *Rehabilitación*, 1991, 25 (4): 217-221.
148. Hesse S.A, Jahnke M.T, Schreiner C, Mauritz K-H. Gait symmetry and functional walking performance in hemiparetic patients prior to and after a 4-week rehabilitation programme. *Gait & Posture* 1993; 1: 166-171
149. Plaja Masip, J.; Fernández, T.& Junyent, J. "Estudio de la Marcha en el hemipléjico" *Rehabilitación*. 1981; 15:403
150. Rellán Ramos E.; Caro Puértolas B.; Vela Braza M. Evaluación de la marcha en el paciente hemipléjico. *Fisioterapia* Volumen 20, n° 1, Págs. 31-36. Enero-marzo 1998.

- 
151. Shaw J.E, Van Schie C.H, Carrington A.L, Abbot C.A, Boulton A.I. "An analysis of dynamic forces transmitted through the foot in diabetic neuropathy". *Diabetes Care*, 1.998 Nov, 21:11, 1955-1959.
  152. Tucker Carole A.; Ramírez José; Krebs David E. ; Riley Patrick O. Center of gravity dynamic stability in normal and vestibulopathic gait. *Gait and Posture* 8 (1998) 117-123.
  153. Ramey M. R. Force Plate designs and applications. *Exercise Sport Science* 3: 303-319. 1975.
  154. Mataka T. The new force plate study. *Biomechanics* 426-432. 1976
  155. Cohen A, Orin D E, Marsolais E B. The gait laboratory force plate at the Cleveland V A Medical Center. *Bull Prosthet Rev.*10 (33): 90-97. 1980 Op. Cit. San Gil Sorbet, M<sup>a</sup> Amaya. Análisis dinámico de la marcha. estudio de los centros de presión sobre la huella plantar. influencia de los distintos calzados. Tesis Doctoral. Facultad de medicina de la Universidad de Alcalá de Henares, 1.991
  156. Gola M.M. Mechanical design, constructional details and calibration of a new force plate. *Journal of Biomedical Eng.* 13: 113-128. 1980.
  157. Watanabe H, Shimadaa Y, Sato K, Tsutsumi Y, Sato M. Gait Análisis before or after varus osteotomy of the fémur for hip osteoarthritis. *Bio-Medical Materials and Engineering* 8 (1998) 177-186.
  158. Yoshitaka Tanaka. Gait Analylisis of patients with osteoarthritis of the hip and the those with total hip arthroplasty. *Bio-Medical Materials and Engineering* 8 (1998) 187-196.

- 
159. Tomokazu Hattori. Body up-down acceleration in kinematic gait análisis in comparison with the vertical ground reaction force. *Bio-Medical Materials and Engineering* 8 (1998) 145-154.
160. Mickelborough J. ; van der Linden M.L.; Richards J. ; Ennos A. R. Validity and reliability of a kinematic protocol for determining foot contact events. *Gait and Posture* 11(2000) 32-37.
161. Greene D R The effects of aging on the component movement of human gait. Ph. D. Dissertation University of Wisconsin, 1959 Op. cit. San Gil Sorbet, M<sup>a</sup> Amaya. Análisis dinámico de la marcha. estudio de los centros de presión sobre la huella plantar. influencia de los distintos calzados. Tesis Doctoral. Facultad de Medicina de la Universidad de Alcalá de Henares, 1.991
162. Payne A.H. The use of a force platform on the study of athletic activities. A preliminary investigation. *Ergonomic* II: 123-143. 1968.
163. Cavanagh P R; Lafortune M A. Ground reaction force in distance running. *Journal of Biomechanics* 13: 397-406. 1980 .
164. Segesser A, Neukonn P A, Nigg B M, Ruegg P, Troxler G. Force Measuring system for the take off in ski jumping Opus cit. Morecki A, Fidelius K, Kedzior K, Wit A. *Biomechanics VII-B*: 478-482, 1981.
165. Scranton P E, Mc Master JH. Momentary distribution of forces under the foot. *J. Biomechanics* 9: 45-48, 1976.
166. Roy. Temporal and dynamic factors of long distance running Opus cit. Morecki A, Fidelius K, Kedzior K, Wit A. *Biomechanics VII-B*:219-225, 1981.

- 
167. Joch W, Fritsche P, Krause I. Biomechanical analyses of punching in boxing. Opus cit. . Morecki A, Fidelius K, Kedzior K, Wit A. Biomechanics VII-B:219-225, 1981.
168. Soames RW, Stott JR, Goodbody A, Blake CD, Brewrton DA. Measurement of pressure under the foot during function. Med. Biol. Eng. Comput. 1982, 20: 489-495.
169. Lywood D W, Adams D J, Van Eyken J H, Mc Person. Small triaxial force plate. Med. And Biol. Eng. And Comput. 25:298-701, 1987.
170. Van Eycken S, Perlin S, Lywood DW, McPherson M. Robotic force platform for study of posture and stance in the quadruped. Med. Biol. Eng. 68: 693-697. 1987.
171. Herzog W, Nigg B, Read L. Asymmetry in ground reaction force patterns in normal human gait. Med. Sci. Sports Exerc. 1989; 21: 110-114.
172. Wen-Lan Wu, Fong-Ching Su; Yuh-Min Cheng; Pen-Ju Huang; You-Li Chou; Cheng-Kuo Chou. Gait Analysis after ankle arthrodesis. Gait and Posture 11(2000) 54-61.
173. Toranzo Rodríguez D.; Sánchez García M.; Blanco Pedraz J.M.; Gacto Fernández M.C.; Prieto Sánchez M.; Ocaña Losa, C. et als. Estudio fotocinesiográfico de la marcha normal. Rehabilitación Vol. 22 Fascículo 2º 1988 Págs. 127-133.
174. Bourgois R, Desmet C, Van Remoortere P, Bens J, Burny F, Donckerwolcke. Automatic análisis of the human gait with a hybrid computer system. Acta Orthop. Bel. 46: 534-543, 1980.

- 
175. Draganich LF, Andriacchi TP, Strongwater AM, Galante JO, Electronic measurement of instantaneous foot-floor contact patterns during gait. *J. Biomech.* 13: 875-880, 1980.
176. Ismail AH. Analysis of normal gait utilizing a special force platform. *Biomechanics I, Ist Int. Seminar Zurich 1967*; 90-95 Karges, Bassel, New York 1968 Op. Cit. San Gil Sorbet, M<sup>a</sup> Amaya. Análisis dinámico de la marcha. estudio de los centros de presión sobre la huella plantar. influencia de los distintos calzados. tesis doctoral. Facultad de medicina de la Universidad de Alcalá de Henares, 1.991.
177. Beck R, Andriacchi TP, Kuo KW, Fermier RW, Galante J.O. Changes in the gait patterns of growing children. *J. Bone Joint Surg.* 1981 63A (9), 1452-1457.
178. Cavanagh PR, Williams KR, Clarke TE. A comparison of ground reaction forces during walking barefoot and in shoes. *Biomechanics* 1981. VII-B. 151-156. Op. cit. Sánchez-Lacuesta Javier. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica.* Instituto de Biomecánica de Valencia. Martín Impresores, SL. 1.993
179. Lanshammar H, Strandberg L. Horizontal floor reaction forces and heel movements during the initial stance phase. *Biomechanics* 1983 VIII-B 1123-1128. Op. cit. Sánchez-Lacuesta Javier. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica.* Instituto de Biomecánica de Valencia. Martín Impresores, SL. 1.993
180. Johnson GR The use of spectral analysis to assess the performance of shock absorbing footwear. *MEP* 1986 15 (3) 117-122. Op. cit. Sánchez-Lacuesta Javier. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica.* Instituto de Biomecánica de Valencia. Martín Impresores, SL. 1.993

- 
181. Johnson GR The effectiveness of shock- absorbing insoles during normal walking. *Prosthet. Orthot. Int.* 1988; 12, 91-95.
  182. Lafortune MA, Henning EM. Cushioning properties of footwear during walking: accelerometer and force platform measurements. *Clin. Biomech.* 1992; 7, 181-184
  183. Goldman RF, Iampetro PF. Energy cost of load carriage. *Journal of Applied Physiology* 1962, 17 (4): 675-676.
  184. Datta SR, Ramanathan NL Ergonomic Comparison of seven modes of carrying loads on the horizontal plane. *Ergonomics* 1971, 14 (2): 269-278.
  185. Shoenfeld Y, Shapiro Y, Portugeeze D, Modan M, Sohar E. Maximal backpack load for long distance hiking. *Journal of Sports Medicine* 1977, 17: 147-151.
  186. Keren G, Epstein Y, Magazanik A, Sohar E. The energy cost of walking and running with and without a backpack load. *European Journal of Applied Physiology* 1981, 46: 317-324.
  187. Pearce ME, Cunningham DA, Donner AP, Rechnitzer PA, Fullerton GM, Howard JH. Energy cost of treadmill and floor walking at self-selected paces. *European Journal of Applied Physiology*, 1983, 52: 115-119.
  188. Legg SJ, Mahanty A. Energy cost of backpacking in heavy boots. *Ergonomics* 1986, 29 (3): 433-438.
  189. Epstein Y, Rosenblum J, Burstein R, Sawka MN. External load can alter the energy cost of prolonged exercise. *European Journal of Applied Physiology* 1988, 57: 243-247.
  190. Holewijn M. Physiological strain due to load carrying. *European Journal of Applied Physiology* 1990, 61: 237-245.

- 
191. Kirk J, Schneider DA. Physiological and perceptual responses to load- carrying in female subjects using internal and external frame backpacks. *Ergonomics* 1992, 28 (4): 445-455.
  192. Legg SJ, Ramsey T, Knowles DJ. The metabolic cost of backpack and shoulder load. *Ergonomics* 1992, 35 (9): 1063-1068.
  193. Holewijn M, Lotens WA. The influence of backpack design of physical performance. *Ergonomics* 1992, 35 (2): 149-157
  194. Legg SJ Comparison of different methods of load carriage. *Ergonomics* 1985, 28(1): 197-212.
  195. Legg SJ, Mahanty A. Comparison of five modes of carrying a load close to the trunk. *Ergonomics* 1985, 28 (12): 1653-1660.
  196. Martin PE, Nelson RC. The effect of carried loads on the walking patterns of men and women. *Ergonomics*, 1986, 29 (10): 1191-1202.
  197. Bloom D, Woodhull- Mc Neal AP. Postural adjustments while standing with two types of loaded backpack. *Ergonomics*, 1987, 30 (10): 1425-1430.
  198. Hellebrandt FA, Fries EC, Larsen EM, Kelso LEA. The influence of the army pack on postural stability and stance mechanics. *American Journal of Physiology*, 1943. 645-655, op. cit Madras D.E, Cornwall M.W, Coast J.R. “Energy cost, perceived exertion and postural adjustments when treadmill walking with two types of backpack” *Journal of Human Movement Studies*, 1.998, 35:233-249.
  199. Goslin BR, Rorke SC. The Perception of exertion during load carriage. *Ergonomics* 1986, 29 (5): 677-686.

- 
200. Kirtley C, Jefferson R, Whittle M. The effect of walking speed on gait parameters. Annual Report of Oxford Orthopaedic Engineering Centre 11: 14-17. 1984. Op.Cit. San Gil Sorbet, M<sup>a</sup> Amaya. Análisis dinámico de la marcha. estudio de los centros de presión sobre la huella plantar. influencia de los distintos calzados. Tesis Doctoral. Facultad de medicina de la Universidad de Alcalá de Henares, 1.991.
201. Saunders JB, Inman VI, Eberhart HD The mayor determinations in normal and pathological gait. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1953, 35A 3: 545-558.
202. Bassey Es, Mc Donald IA, Patrick JM, Factors affecting the heart rate during self-paced walking. Eur. J. Appl. Physiol. 1982, 105-108.
203. Murray M, Kory R, Clackson B Walking patterns in healthy old men. Journal of Gerontology, 1969, 24: 169-178.
204. Jansen EC, Jonsen K, Pederson JE (1987) Vis Velocitan Via. Biomechanics 1987, IV-A: 267-21.