

DEPARTAMENTO DE MEDICINA

ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA MARCHA EN
PACIENTES CON ARTROSIS DE CADERA

RAMÓN GÓMEZ - FERRER SAPIÑA

UNIVERSITAT DE VALENCIA
Servei de Publicacions
2005

Aquesta Tesi Doctoral va ser presentada a València el dia 11 de
Febrer de 2005 davant un tribunal format per:

- D. Pedro Vera Luna
- D. Francisco Javier Fuenmayor Fernández
- D. Enrique Mora Amerigo
- D. Juan J. Aguilar Naranjo
- D. José Gascó Gómez De Membrillera

Va ser dirigida per:

D. Adolfo Seligra

D. Juan Víctor Hoyos Fuentes

D. Enrique Viosca Herrero

©Copyright: Servei de Publicacions
Ramón Gómez - Ferrer Sapiña

Depòsit legal:

I.S.B.N.:84-370-6222-5

Edita: Universitat de València

Servei de Publicacions

C/ Artes Gráficas, 13 bajo

46010 València

Spain

Telèfon: 963864115

UNIVERSIDAD DE VALENCIA
DEPARTAMENTO DE MEDICINA

TESIS DOCTORAL

**ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA MARCHA EN
PACIENTES CON ARTROSIS DE CADERA**

Por:
RAMÓN GÓMEZ-FERRER SAPIÑA

Directores de Tesis:
Prof. Dr. Adolfo Peligra Ferrer
Prof. Dr. Juan Victor Hoyos Fuentes
Dr. Enrique Viosca Herrero

Adolfo Seligra Ferrer, Profesor titular del Departamento de Medicina de la Universidad de Valencia.

Certifica: Que bajo su dirección, ha sido realizado el presente trabajo:

“Estudio Biomecánico de la Marcha en Pacientes con Artrosis de Cadera”,
para optar al grado de Doctor en Medicina.

Y para que conste a los efectos oportunos firma el presente en Valencia, el
5 de Septiembre de 2004.

Prof. Dr. Adolfo Seligra Ferrer

Director y Tutor de la Tesis.

Enrique Viosca Herrero, Doctor en Medicina y Cirugía por la Universidad de Valencia.

Certifica: Que bajo su dirección, ha sido realizado el presente trabajo:

“Estudio Biomecánico de la Marcha en Pacientes con Artrosis de Cadera”,
para optar al grado de Doctor en Medicina.

Y para que conste a los efectos oportunos firma el presente en Valencia, el
5 de Septiembre de 2004.

Dr. D. Enrique Viosca Herrero

Director de la Tesis.

Juan Victor Hoyos Fuentes, Profesor Titular del Departamento de Ingeniería Mecánica y Materiales de la Universidad Politécnica de Valencia.

Certifica: Que bajo su dirección, ha sido realizado el presente trabajo:

“Estudio Biomecánico de la Marcha en Pacientes con Artrosis de Cadera”,
para optar al grado de Doctor en Medicina.

Y para que conste a los efectos oportunos firma el presente en Valencia, el
5 de Septiembre de 2004.

Prof. Dr. Juan Victor Hoyos

Director de la Tesis.

A Viti, mi esposa, por haber comprendido en todo momento lo importante que era para mí el realizar esta Tesis Doctoral y por su inestimable apoyo y cariño.

A mis hijos Ramón y Rafael para que sigan por el camino que emprendieron del trabajo y el estudio, y para que esta Tesis Doctoral les anime a realizar la suya lo antes posible.

Agradecimientos

La realización de un trabajo de investigación sobre Biomecánica de la marcha Humana, suponía un auténtico reto para un médico Rehabilitador dedicado a su ejercicio profesional, fundamentalmente asistencial y sin los necesarios conocimientos en ingeniería médica para la utilización de herramientas complicadas y el manejo de sus datos, pero la necesidad, por un lado de contar con técnicas objetivas de control del aparato locomotor, y por otro la ilusión de introducirme en este fascinante mundo de la Bioingeniería, me empujó a realizar un Master en Biomecánica del Aparato Locomotor organizado por el IBV de Valencia y fruto de aquel impulso ha nacido esta Tesis Doctoral.

Por todo ello, quiero agradecer desde estas líneas al IBV que me haya permitido llevar a cabo este proyecto y en especial a su Director el Profesor Pedro Vera, por su siempre incondicional apoyo y su amistad.

Del mismo modo, quiero reconocer mi agradecimiento a todos aquellos que han colaborado en su realización:

A los Directores de la Tesis, Profesores Adolfo Seligra Ferrer, Juan Víctor Hoyos Fuentes y Enrique Viosca Herrero, por animarme y tutelarme en la investigación en esta área tan escasamente abordada en la Rehabilitación y Medicina Física.

Al Dr. Jaime Prat, responsable del Grupo de Biomecánica Médica del IBV, por haberme animado y facilitado los medios necesarios para su puesta en marcha.

A Juanma Belda por su afectiva y valiosísima colaboración, pues sin su ayuda hubiese sido imposible analizar, tratar y comprender gran parte de los datos.

A mi compañero y amigo, el Dr. Nicanor Caldú, por haberme ayudado en la selección y valoración de los pacientes para el estudio.

Al Dr. Jorge Juste por la incondicional ayuda que siempre me ha prestado en mis problemas con la informática.

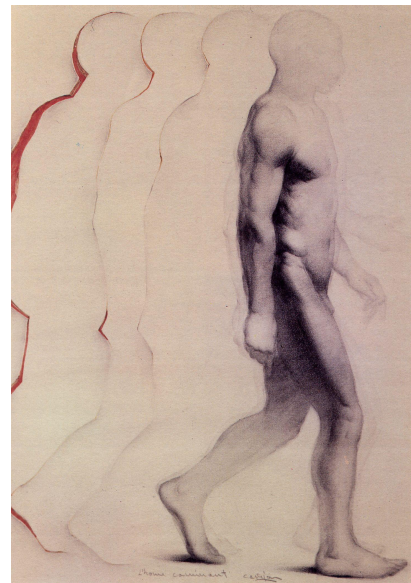
A mi esposa Viti y a los miembros de mi Servicio de Rehabilitación del Consorcio del Hospital General de Valencia, que han tenido que soportar mis nervios durante la elaboración de la presente Tesis.

Y no quiero olvidar mi agradecimiento a los más importantes en la ejecución de este proyecto, a los Pacientes que aceptaron participar en este experimento biomecánico de forma amable y desinteresada.

Índice

1	INTRODUCCIÓN.....	11
1.1	ORIGEN DEL TRABAJO.....	11
1.2	ANTECEDENTES HISTÓRICOS EN EL ESTUDIO DE LA MARCHA HUMANA.....	13
1.2.1	La marcha humana normal.....	13
1.2.1.1	Mecanismos de optimización de la marcha humana.....	15
1.2.1.2	Fases del ciclo de marcha.....	17
1.2.1.3	Biomecánica de las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera.....	24
1.2.1.4	Factores que influyen en la marcha humana.....	35
1.2.2	La marcha humana patológica.....	46
1.2.2.1	Mecanismos básicos de alteración de la marcha en diferentes patologías.....	46
1.2.2.2	Alteraciones en la cadera.....	48
1.2.3	Características de la marcha humana del paciente coxartrosico.....	61
1.2.3.1	Etiopatogenia de la artrosis.....	61
1.2.3.2	Criterios diagnósticos de la coxartrosis.....	64
1.2.3.3	CUADRO CLÍNICO DE LA COXARTROSIS.....	64
1.2.3.4	Otras alteraciones cinemáticas en el paciente con coxartrosis.....	69
1.2.4	Técnicas de valoración de la marcha humana.....	70
1.2.4.1	Técnicas de análisis cinético o de registro de cargas.....	70
1.2.4.2	Técnicas de análisis cinemático o de registro del movimiento.....	74
1.2.4.3	Técnicas de tratamiento de datos.....	75
1.3	OBJETIVOS Y PLAN DE TRABAJO.....	79
1.3.1	Objetivos.....	79
1.3.2	Plan de trabajo.....	80
1.3.2.1	Revisión bibliográfica.....	82
2	MATERIAL Y MÉTODOS.....	85
2.1	DISEÑO DE EXPERIENCIAS.....	85
2.1.1	Selección de la muestra.....	85
2.1.2	Características de la muestra.....	85
2.1.2.1	Sujetos coxartrosicos.....	85
2.1.2.2	Sujetos de referencia.....	85
2.1.3	Diseño de los experimentos biomecánicos.....	86
2.2	ENSAYOS DE VALORACIÓN DE LA MARCHA.....	87
2.2.1	Descripción de los medios utilizados.....	88
2.2.2	Valoración clínica.....	92
2.2.3	Caracterización antropométrica.....	93
2.2.4	Registro biomecánico.....	93
2.2.5	Desarrollo de una sesión experimental.....	95
2.2.5.1	Citación del paciente.....	95
2.2.5.2	Cumplimentación del protocolo clínico-exploratorio del IBV.....	95
2.2.5.3	Familiarización con el laboratorio de marcha.....	96
2.2.5.4	Realización del registro biomecánico.....	96
2.3	TRATAMIENTO DE LOS DATOS.....	96
2.3.1	Descripción de la muestra.....	96

2.3.2	Análisis de los mecanismos cinéticos de compensación en los pacientes con artrosis de cadera monolateral.....	96
2.3.3	Análisis descriptivo de los parámetros obtenidos.....	97
2.3.4	Búsqueda de relaciones entre los parámetros cinéticos de la marcha humana y la escala funcional de Harris	97
2.3.5	Extracción de criterios diagnósticos de artrosis de cadera monolateral en base a los registros biomecánicos	98
3.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	101
3.1	DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA	101
3.1.1	Descripción de la población sana	101
3.1.2	Descripción de la población patológica.....	102
3.1.3	Parámetros analizados.....	102
3.2	ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LOS PATRONES DE LA MARCHA DE LOS PACIENTES CON ARTROSIS DE CADERA MONOLATERAL	103
3.2.1	Marcha en sujetos sanos	103
3.2.1.1	Obtención de los patrones de marcha normal	103
3.2.1.2	Influencia de la velocidad en los patrones de marcha normal.....	105
3.2.1.3	Influencia del género en los patrones de marcha normal	105
3.2.1.4	Resumen	107
3.2.2	Análisis de los resultados de la marcha en sujetos coxartrósicos	107
3.2.2.1	Patrones cinéticos de marcha en pacientes con artrosis de cadera	109
3.2.2.2	Resumen	112
3.3	ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LOS PARÁMETROS CINÉTICOS OBTENIDOS	113
3.3.1	Comparación entre población sana y población patológica	113
3.3.1.1	Comparación del miembro inferior de un sujeto normal con el miembro del lado afecto de un artrósico de cadera monolateral.....	114
3.3.1.2	Comparación del miembro inferior de un sujeto normal con el miembro del lado sano de un artrósico de cadera monolateral.....	116
3.3.2	Comparación entre el miembro inferior afecto y el miembro sano	117
3.3.3	Resumen	119
3.4	BÚSQUEDA DE RELACIONES ENTRE LOS PARÁMETROS CINÉTICOS DE LA MARCHA HUMANA Y LA ESCALA FUNCIONAL DE HARRIS	120
3.4.1	Análisis visual de las relaciones	120
3.4.2	Extracción de los ejes principales	121
3.4.3	Regresión	122
3.5	EXTRACCIÓN DE CRITERIOS DIAGNÓSTICOS DE ARTROSIS DE CADERA MONOLATERAL EN BASE A LOS REGISTROS BIOMECÁNICOS	124
3.6	RESUMEN	126
4	CONCLUSIONES	129
4.1	CONCLUSIONES	129
4.2	LÍNEAS FUTURAS	130
5	BIBLIOGRAFÍA	129
6	ANEXOS	140



1. Introducción

Índice

1	INTRODUCCIÓN.....	11
1.1	ORIGEN DEL TRABAJO.....	11
1.2	ANTECEDENTES HISTÓRICOS EN EL ESTUDIO DE LA MARCHA HUMANA.....	13
1.2.1	<i>La marcha humana normal</i>	13
1.2.1.1	Mecanismos de optimización de la marcha humana.....	15
1.2.1.2	Fases del ciclo de marcha.....	17
1.2.1.3	Biomecánica de las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera durante la marcha.....	24
1.2.1.4	Factores que influyen en la marcha humana.....	35
1.2.2	<i>La marcha humana patológica</i>	46
1.2.2.1	Mecanismos básicos de alteración de la marcha en diferentes patologías.....	46
1.2.2.2	Alteraciones en la cadera.....	48
1.2.3	<i>Características de la marcha humana del paciente coxartrosico</i>	61
1.2.3.1	Etiopatogenia de la artrosis.....	61
1.2.3.2	Criterios diagnósticos de la coxartrosis.....	64
1.2.3.3	CUADRO CLÍNICO DE LA COXARTROSIS.....	64
1.2.3.4	Otras alteraciones cinemáticas en el paciente con coxartrosis.....	69
1.2.4	<i>Técnicas de valoración de la marcha humana</i>	70
1.2.4.1	Técnicas de análisis cinético o de registro de cargas.....	70
1.2.4.2	Técnicas de análisis cinemático o de registro del movimiento.....	74
1.2.4.3	Técnicas de tratamiento de datos.....	75
1.3	OBJETIVOS Y PLAN DE TRABAJO.....	79
1.3.1	<i>Objetivos</i>	79
1.3.2	<i>Plan de trabajo</i>	80
1.3.2.1	Revisión bibliográfica.....	82

1 Introducción

1.1 Origen del trabajo

Durante años de ejercicio profesional como Médico Especialista en Medicina Física y Rehabilitación he sentido la necesidad de poder contar con Técnicas Diagnósticas y de control evolutivo que permitieran una objetivación en la exploración del Aparato Locomotor, como existen en otras especialidades como la Cardiología, la Neurología, la Nefrología, etc...

La realización de un Master en Biomecánica del Aparato Locomotor en la Universidad Politécnica de Valencia (IBV) (1983), me ofreció la oportunidad de introducirme en el mundo de la Ingeniería Biomédica.

Junto con la posibilidad de recorrer biomecánicamente el cuerpo humano, desde el comportamiento de sus tejidos, el estudio de la marcha, la biomecánica del deporte, las fracturas óseas y su reparación, etc..., tuve la ocasión de familiarizarme con el manejo de ordenadores, osciloscopios, analizadores de espectros, cadenas complicadas de medidas y el tratamiento de las señales obtenidas.

Pronto comprendí que el estudio de los sistemas biológicos en las últimas décadas, deben en parte, sus avances a la Ingeniería Biomédica.

Hasta entonces, la metodología empleada en el estudio de la Medicina, era meramente descriptiva, dada la enorme complejidad que caracteriza los sistemas biológicos, lo cual ha constituido una dificultad en el estudio matemático de las leyes que rigen su comportamiento, de manera similar a como se ha venido haciendo en los Sistemas Físicos.

Pero el interés del ingeniero en poder expresar mediante modelos matemáticos que no solo describan el comportamiento de un proceso natural, sino el poder predecir su conducta, y la aparición de los ordenadores capaces de manejar gran cantidad de datos, realizando en corto tiempo complicadas operaciones, ha colaborado enormemente a estos avances.

Como colofón del Master en Biomecánica del Aparato Locomotor, realicé una Tesis sobre: "Aportación al Análisis de la Coordinación Motora Humana" que fue presentada como Tesis de Licenciatura en la Facultad de Medicina de Valencia y dirigida por el, hoy fallecido, Catedrático de Neurocirugía Dr. Juan Luis Barcia Salorio, al que desde estas líneas quiero dedicarle un cariñoso recuerdo.

Todos estos años he permanecido en contacto con el Instituto de Biomecánica de Valencia, con gran admiración de sus líneas de investigación y trabajos realizados, contemplando como mis deseos de poder contar con un laboratorio de exploración funcional del Aparato Locomotor, se iban fraguando como herramienta, ya hoy indispensable, para los especialistas de Medicina Física y Rehabilitación.

Siendo Vocal de la Sociedad Española de Medicina Física y Rehabilitación solicité en 1994 organizar una Mesa Redonda sobre "Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica" y que se celebró el 14 de junio de 1994 en Toledo con motivo del XVI Congreso Nacional de la SERMEF, con la participación de la Sociedad Ibérica de Biomecánica.

Actué como Moderador de la Mesa Redonda, siendo Presidente de la misma el Dr. Plaça Masip, pionero en el estudio de la marcha humana por sus trabajos de investigación altamente cualificados en revistas nacionales y extranjeras.

Las ponencias versaron sobre: Introducción a la Biomecánica, la marcha humana normal y patológica, análisis de la marcha humana tras reparación, análisis de la marcha en 3D y actividad muscular en la marcha humana.

A todos los asistentes al Congreso se les entregó el libro "Biomecánica de la Marcha Humana normal y patológica" editado por el Instituto de Biomecánica de Valencia, que colaboró al acercamiento entre los Médicos Rehabilitadores y la Biomecánica, de lo que me siento muy satisfecho por mi modesta colaboración.

En 1996 propuse, y fue aceptada, a la Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física, para su Congreso Nacional en Bilbao, la ponencia: "Técnicas diagnósticas y de control evolutivo en Rehabilitación. Laboratorio Central de pruebas funcionales" Dirigí la Ponencia como Presidente con la

Dra. Maíte Pacheco. Jefa del Servicio de Rehabilitación del Hospital Cruces de Bilbao, y en ella, se abordó la importancia de la objetivación en la exploración funcional en Rehabilitación, desde la valoración muscular mediante técnicas isométricas e isocinéticas, la EMG diagnóstica y pronóstica en Medicina Física y Rehabilitación, el diagnóstico biomecánico de la marcha humana, objetivación de resultados en programas de rehabilitación respiratoria y cardiaca, la teletermografía como objetivación del dolor en el aparato locomotor y los avances en el diagnóstico por la imagen.

Como se deduce de lo precedente, la valoración funcional del aparato locomotor se ha llevado a cabo, hasta hace pocos años, mediante métodos simplistas, algunos de ellos todavía utilizados en la clínica diaria, con criterios poco rigurosos y una tecnología marcadamente rudimentaria en la que la subjetividad, tanto del examinador como del paciente juegan un importante papel. Como ejemplo el balance muscular basado en la escala de 0 al 5 propuesta por la "National Foundation for Infantile Paralysis" (Kendall), la valoración funcional de la marcha, el equilibrio o la coordinación motora, siguen siendo fruto de la observación y su clasificación realizada por medio de test o escalas de valoración.

Actualmente estamos asistiendo a una auténtica transformación de los conceptos preexistentes en valoración funcional del aparato locomotor, en parte debido a los avances de la bioingeniería y biomecánica, así como de las necesidades de cuantificar las secuelas con vistas a las demandas de incapacidad, pero sobre todo a la aparición de los ordenadores.

No dudé en colaborar con el IBV en su Proyecto sobre "Análisis Biomecánico de la Marcha Humana en Patologías del Aparato Locomotor".

El estudio de la marcha permite conocer el estado funcional de un sujeto, ya que cualquier disfunción queda reflejada, de forma más o menos evidente, en el patrón de este movimiento cíclico. La marcha que se aprecia en un individuo enfermo es siempre el resultado de la acción conjunta de los mecanismos patológicos implicados y de otros mecanismos compensatorios que el cuerpo pone en funcionamiento para tratar de paliar en la medida de lo posible los primeros.

La cuantificación de dicha marcha humana se puede realizar a través de la exploración clínica del paciente o mediante la utilización de herramientas de laboratorio de investigación.

En los últimos años, el desarrollo de técnicas biomecánicas para su aplicación en ambientes clínicos, ha supuesto un cambio en la objetivación de parámetros relacionados con la marcha humana.

Dicho proyecto se realizó en 2 vertientes, por una parte como información a implementar en desarrollos tecnológicos del IBV y, por otra, como material para la realización de diferentes tesis doctorales desde una perspectiva más clínica, algunas de las cuales ya han sido realizadas.

El estudio consistió en la caracterización de la marcha humana, en cinco patologías diferentes de miembros inferiores, tanto osteomusculares como neurológicos:

Patologías osteoarticulares degenerativas:

- Artrosis de cadera.
- Artrosis de rodilla
- Artrosis de tobillo

Patología neurológica:

- Hemiplejía
- Parkinson

Dentro del grupo de pacientes con patología osteoarticular de miembro inferior, se seleccionaron aquellos que presentaban una afectación degenerativa, diferenciando los tres grupos expuestos según la articulación afectada (cadera, rodilla o tobillo).

El objetivo de la presente Tesis es el estudio de la marcha del grupo de pacientes afectados de coxartrosis unilateral, para lo que se ha seleccionado una muestra suficientemente amplia a fin de que de los resultados que se obtengan, se haga una inferencia estadística correcta.

1.2 Antecedentes históricos en el estudio de la marcha humana

Al igual que el resto de los animales, el hombre ha desarrollado una forma específica de locomoción, que conocemos como marcha humana. La Marcha Humana es un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano, en posición erguida, se mueve hacia adelante, siendo su peso soportado, alternativamente, por ambas piernas (Inman et al. 1981). Mientras el cuerpo se desplaza sobre la pierna de soporte, la otra pierna se balancea hacia adelante como preparación para el siguiente apoyo. 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 pierna adelantada, existe un breve intervalo de tiempo durante el cual ambos pies descansan sobre el suelo. Al aumentar el individuo su velocidad, dichos períodos de apoyo bipodal se reducen progresivamente, en relación al ciclo de marcha, hasta que el sujeto comienza a correr, siendo entonces reemplazados por breves intervalos de tiempo en los que ambos pies se encuentran en el aire.

La marcha humana es un fenómeno complejo para cuya descripción se requiere no sólo del conocimiento de los movimientos cíclicos que ejecuta el organismo, sino también de cuestiones tales como las fuerzas de reacción entre los pies y el suelo, las fuerzas y momentos articulares, los requerimientos energéticos y los mecanismos de optimización adoptados, así como la secuencia e intensidad de actuación de los diferentes músculos involucrados.

La posición erguida del ser humano es intrínsecamente inestable, al contrario de lo que ocurre con los mamíferos cuadrúpedos. Ello exige un mayor control neuronal y condiciona su desarrollo completo a un largo proceso de aprendizaje (hasta 7-9 años) (Beck et al. 1981). Durante los primeros años de su infancia, el ser humano aprende a caminar de forma natural, experimentando con su cuerpo hasta alcanzar un estilo propio. Pese al carácter individual de este proceso, las semejanzas entre sujetos distintos son tales que puede hablarse de un patrón característico de marcha humana normal, así como de las modificaciones que dicho patrón experimenta debido a la influencia de diversos factores, intrínsecos o extrínsecos al sujeto, y, sobretodo, bajo determinadas situaciones patológicas o de déficit funcional (Murray et al. 1964, 1969, 1970, 1971, 1984 y 1985).

En primer lugar, factores como la edad, el sexo, la altura y la complexión del sujeto modifican significativamente su patrón normal de marcha (Merrifield, 1971; Soames, 1987). El estado de ánimo influye igualmente sobre él. Puede decirse que la manera de andar de cada individuo es intrínseca a él, como si de sus facciones o de sus huellas dactilares se tratase.

En segundo lugar, existen otros factores, ajenos o externos al individuo, que repercuten de manera muy apreciable en la marcha. La velocidad de progresión es uno de los más importantes (Andriacchi et al., 1977; Winter, 1991; Wagenaar y Beck, 1992), sin olvidar el tipo de suelo, el calzado (peso, altura del tacón, etc.), la inclinación de la superficie, la carga acarreada por el sujeto, etc.

Por último, la marcha humana puede verse afectada por numerosas patologías incidentes sobre cualquiera de los sistemas en ella involucrados. De ahí la importancia de su estudio en traumatología, cirugía ortopédica, rehabilitación, otorrinolaringología y neurología. El análisis de la marcha de un individuo ayuda al diagnóstico de patologías del aparato locomotor, del oído interno y del sistema nervioso central, siendo también aplicable a la evaluación y seguimiento de tratamientos de dichas patologías así como, en su caso, a su rehabilitación posterior (Schneider y Chao, 1983; Messier et al., 1992).

Los estudios más clásicos correspondientes a la marcha humana fueron realizados en el siglo pasado, poseyendo en la actualidad un valor testimonial bibliográfico conseguido con recientes reediciones de los mismos (Braune y Fischer, 1987; Weber y Weber, 1992). Sin embargo, los estudios más extensos y estructurados sobre la marcha humana, tanto normal como patológica han sido realizados por Inman et al. (1981), Gage (1990), Winter (1991), Perry (1992) y Whittle (1992), siendo precisamente estos estudios los que han servido de base para la presentación que tanto sobre la marcha en sujetos normales como en sujetos con patología, se realiza en los siguientes subapartados.

1.2.1 La marcha humana normal

El **ciclo de marcha** o **zancada** es la secuencia de acontecimientos que tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas de uno cualquiera de los sucesos de la marcha. Por conveniencia se adopta como principio del ciclo el instante en que uno de los pies toma contacto con el suelo, habitualmente a través del talón. Tomando como origen el contacto del pie derecho, el ciclo terminaría en el siguiente apoyo del mismo pie. Por su parte, el pie izquierdo experimentaría la misma

serie de acontecimientos que el derecho, desplazados en el tiempo por medio ciclo (Inman *et al.*, 1981; Perry, 1992).

Durante un ciclo de marcha completo, cada pierna pasa por una **fase de apoyo**, durante la cual el pie se encuentra en contacto con el suelo, y por una **fase de oscilación**, en la cual el pie se halla en el aire, al tiempo que avanza, como preparación para el siguiente apoyo. La fase de apoyo comienza con el contacto inicial y finaliza con el despegue del antepié. La fase de oscilación transcurre desde el instante de despegue del antepié hasta el siguiente contacto con el suelo. En relación a la duración del ciclo de marcha, la fase de apoyo constituye, en condiciones de normalidad, a la velocidad espontáneamente adoptada por el sujeto, alrededor de un 60% del ciclo. Por su parte, la fase de oscilación representa el 40% restante. Lo mismo sucede para el miembro contralateral, desplazado un 50% en el tiempo, lo que revela la existencia de dos **fases de apoyo bipodal** o de **doble apoyo** (Figura 1.1), de un 10% de duración cada una. La duración relativa de cada una de estas fases depende fuertemente de la velocidad, aumentando la proporción de la oscilación frente al apoyo al aumentar la velocidad, acortándose progresivamente los períodos de doble apoyo, que desaparecen en la transición entre marcha y carrera.

Se denomina **período de apoyo monopodal** al intervalo durante el cual tan sólo un miembro se encuentra sobre el suelo, estando el miembro contralateral en su fase de oscilación. El **tiempo de apoyo monopodal** izquierdo coincide, por definición (Figura 1.1), con el **tiempo de oscilación** derecho. El **tiempo de apoyo** de un pie equivale a la suma del **tiempo de apoyo monopodal** de dicho pie y de los dos **tiempos de apoyo bipodal**.

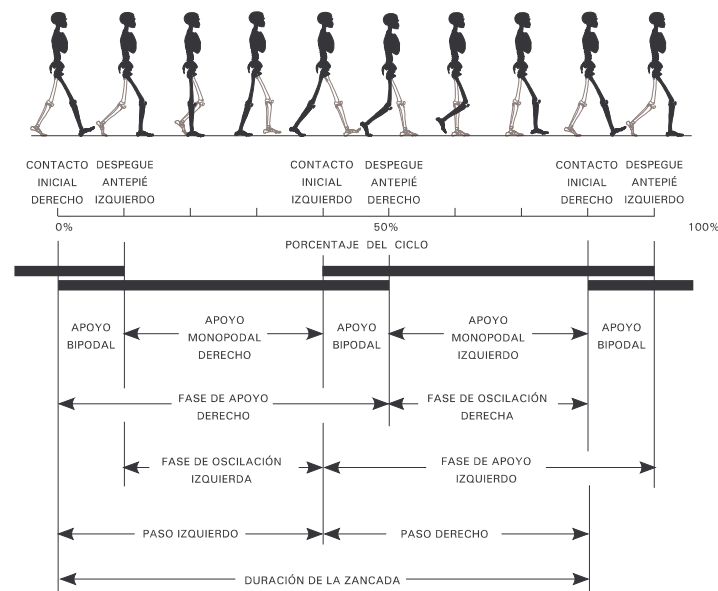


Figura 1.1. El ciclo de marcha

La distancia medida entre dos apoyos consecutivos del mismo pie se denomina **longitud de la zancada** (Figura 1.2). La distancia, medida en la dirección de progresión, que separa el apoyo inicial del pie derecho del apoyo inicial del pie izquierdo, se denomina **longitud del paso izquierdo**. Análogamente se define la **longitud del paso derecho**, y la suma de ambas coincide con la longitud de la zancada. El **tiempo de paso izquierdo** es el tiempo transcurrido en la consecución del paso izquierdo, es decir, entre el contacto inicial del pie derecho y el contacto inicial del pie izquierdo, y equivale a la suma del tiempo de oscilación izquierdo y el tiempo de doble apoyo inmediatamente anterior, que corresponde a la etapa de despegue del pie izquierdo. La separación lateral entre los apoyos de ambos pies, normalmente medida entre los puntos medios de los talones, es la **anchura del paso**, **anchura del apoyo** o **base de sustentación**. Al ángulo entre la línea media del pie y la dirección de progresión se le conoce como **ángulo del paso** (*toe-out* o *toe-in*).

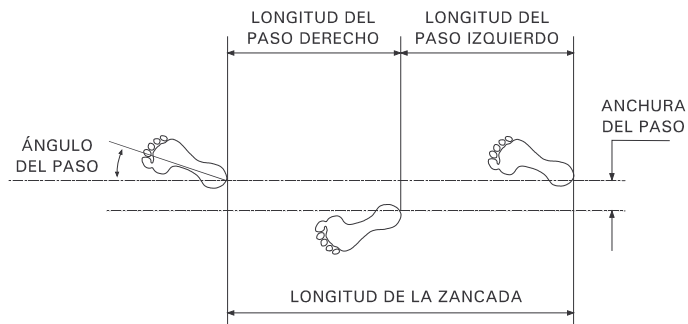


Figura 1.2. Apoyos sucesivos de los pies sobre el suelo en un ciclo de marcha

Se define la **cadencia** como el número de pasos ejecutados en un intervalo de tiempo, siendo su unidad más comúnmente adoptada el paso por minuto. Expresada en pasos por segundo, la cadencia es el doble de la inversa de la **duración del ciclo o de la zancada**:

$$\begin{aligned} \text{cadencia (pasos/s)} &= 2 / \text{duración zancada} \\ \text{cadencia (pasos/min)} &= 120 / \text{duración zancada} \end{aligned}$$

La **velocidad** de la marcha es la distancia recorrida por el cuerpo en la unidad de tiempo, en la dirección considerada. La **velocidad media** puede calcularse como el producto de la cadencia por la longitud de la zancada, con la adecuada conversión de unidades:

$$\text{velocidad (m/s)} = \text{longitud zancada (m)} \times \text{cadencia (pasos/min)} / 120$$

En la Tabla 1 presentamos, a título orientativo, los valores de algunos parámetros de la marcha en individuos normales, según diferentes autores. Los valores de la tabla han sido medidos a **cadencia libre**, es decir, a la velocidad espontáneamente adoptada por cada sujeto, y constituyen un promedio para hombres y mujeres sanos de edad comprendida entre 18 y 64 años.

fuente	Cadencia (p/min)		velocidad (m/s)		long. Zancada (m)	
	V	M	V	M	V	M
Murray (1964, 1970)	117	117	1.53	1.30	1.57	1.33
Chao (1983)	102	108	1.20	1.10	1.42	1.22
Kadaba (1990)	112	115	1.34	1.27	1.41	1.30
Perry (1992)	111	117	1.43	1.28	1.46	1.28

Tabla 1. Parámetros de normalidad para varones (V) y mujeres (M)

Durante el período de apoyo, el contacto físico entre el miembro y el suelo determina la aparición de acciones recíprocas. El sujeto ejerce sobre el suelo una fuerza dependiente de su peso y del movimiento ejecutado. Por el principio de acción y reacción, el suelo ejerce sobre el individuo una fuerza igual en sentido contrario, denominada **fuerza de reacción**. En el epígrafe correspondiente a las técnicas de análisis cinético (1.2.4.1) se describen diversos instrumentos que permiten el registro de dichas acciones recíprocas. La evolución temporal de la fuerza de reacción en la ejecución de la marcha humana normal presenta un patrón característico y que experimenta variaciones debidas a las condiciones particulares del individuo y del ensayo. La magnitud y dirección del vector fuerza de reacción en cada instante del ciclo de marcha constituyen la base para el análisis cinético de la demanda mecánica a que las articulaciones y músculos del miembro inferior se hallan sometidos.

1.2.1.1 Mecanismos de optimización de la marcha humana

Si nos desplazáramos sobre ruedas, nuestra locomoción sobre superficies planas requeriría muy poca energía, y seríamos capaces de recuperar, en las bajadas, parte de la energía acumulada en las subidas. Nuestro aparato locomotor no es tan eficiente, aunque sí más versátil y seguro, y el movimiento que imprime al centro de gravedad del cuerpo no es rectilíneo sino sinuoso, lo cual exige unos ciertos intercambios de energía, que conducen a un mayor gasto metabólico. Sin embargo, el organismo ha desarrollado diversos mecanismos de optimización que mejoran su rendimiento en la

marcha, a través de transferencias de energía y de la minimización del desplazamiento del centro de gravedad (Inman *et al.*, 1981; Gage, 1990; Winter, 1992).

Transferencias de energía

Durante la marcha humana tienen lugar dos formas de intercambio de energía: conversiones entre energía cinética y potencial y transferencias de energía entre segmentos. El movimiento del tronco constituye un ejemplo evidente de intercambio de energías cinética y potencial. Durante la fase de apoyo bipodal el centro de gravedad del tronco se encuentra en su posición más baja y presenta su máxima velocidad hacia adelante; en términos energéticos, su energía potencial es mínima y su energía cinética, máxima. Durante la primera mitad de la fase de apoyo monopodal el tronco se eleva sobre la pierna de apoyo reduciendo su velocidad, transformando así en energía potencial parte de su energía cinética. En contrapartida, durante el resto del apoyo monopodal, vuelve a reducir su altura, incrementando, al mismo tiempo, su velocidad.

Existen otros ejemplos de intercambio entre energías cinética y potencial, como la rotación en contrafase de la pelvis y la cintura escapular, que almacena energía potencial elástica, por deformación de partes blandas, para liberarla y transformarla en cinética al invertirse el movimiento. Por otra parte, el balanceo de los brazos, en el que también es patente el intercambio de energías cinética y potencial, simétrico al de las piernas, equilibra el momento angular total del organismo, y supone un factor de suavizado de los movimientos del tronco y la cabeza.

Con respecto a los intercambios de energía entre segmentos, en un estudio realizado por Winter *et al.* (1976), se observó que los cambios en la energía mecánica del cuerpo completo eran inferiores a la suma de los cambios producidos en torso, muslo y pierna, lo que demuestra la existencia de una transferencia energética entre segmentos. Dicha transferencia se produce a través de los músculos, que actúan como bandas elásticas, y de las propias estructuras articulares. Por ejemplo, durante la oscilación de una pierna, se produce una transferencia de energía desde el tronco al muslo, y de éste a la pierna y al pie, que contribuye a aumentar la energía cinética de estos segmentos (tanto más cuanto más distales). Durante el apoyo tiene lugar la transferencia en sentido contrario, disminuyendo la energía cinética de los segmentos distales en favor de los proximales y del tronco.

Minimización del desplazamiento del centro de gravedad

Tradicionalmente se han identificado seis mecanismos fundamentales de optimización en la marcha humana (Saunders *et al.*, 1953; Inman *et al.*, 1981), encaminados a la reducción de las oscilaciones que presentaría, teóricamente, el centro de gravedad del cuerpo, si tales mecanismos estuvieran ausentes (Figura 1.3). A estas adaptaciones se las denomina, también, **determinantes de la marcha** (del Inglés *determinants of gait*).

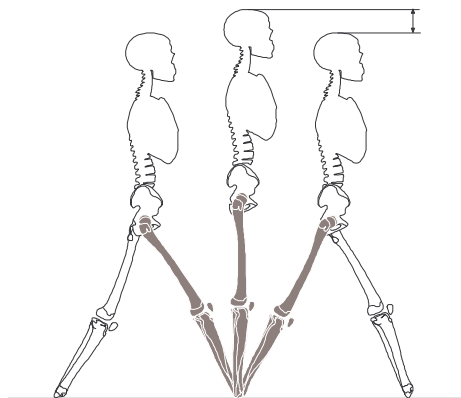


Figura 1.3. Marcha humana hipotética en ausencia de mecanismos de optimización

El primer mecanismo identificado es la **rotación pélvica** (en el plano transversal). El movimiento de flexoextensión de la cadera, supuesto el tronco erguido y la rodilla completamente extendida, además de desplazar el tronco hacia adelante, induce un cambio en la altura de la pelvis, tanto mayor cuanto mayor es el ángulo de flexoextensión. La rotación de la pelvis, adelantando la cadera al tiempo que se produce la flexión, y retrasándola en la extensión, introduce un desplazamiento adicional hacia adelante. Para una longitud de paso fija, ello supone una menor

flexoextensión de cadera y, en consecuencia, una menor oscilación vertical del tronco, al tiempo que suaviza la trayectoria del centro de masas, reduciendo así la dureza del impacto con el suelo. A cadencia libre, esta rotación es de, aproximadamente, 4°, alternativamente hacia cada lado.

El segundo mecanismo consiste en una **caída pélvica** (en el plano frontal) hacia el miembro oscilante, de alrededor de 5°. De este modo, las oscilaciones verticales debidas al arco de flexoextensión de la pierna de apoyo se reducen, en la medida que lo hace la altura de la articulación lumbosacra, centrada en la pelvis. Evidentemente, este mecanismo resultaría inviable si no fuera acompañado de un acortamiento de la longitud efectiva del miembro oscilante pues, de lo contrario, éste impactaría contra el suelo. Una solución posible sería la abducción del miembro, pero induciría un importante desplazamiento lateral del centro de gravedad. La solución adoptada por la especie humana consiste en flexionar la rodilla y dorsiflexar el tobillo, para realizar la oscilación sin colisionar con el suelo.

Las adaptaciones tercera, cuarta y quinta persiguen la adaptación dinámica de la longitud efectiva de la pierna durante el apoyo, en el sentido de mantener, en lo posible, constante la altura de la cadera. El tercer mecanismo lo constituye la **flexión de la rodilla** en el centro de la fase de apoyo, de unos 15° a cadencia libre, que reduce la oscilación vertical de la cadera en su movimiento de flexoextensión, acortando la longitud de la pierna. Los otros dos mecanismos se deben a la presencia del pie en el extremo inferior de la pierna y a una secuencia adecuada de actuaciones musculares, todo lo cual contribuye a suavizar la trayectoria del centro de masas. El **contacto mediante el talón** representa un alargamiento efectivo del miembro en un instante en que la altura de la cadera es mínima, debido a la flexión de la misma. De modo análogo, el **despegue mediante el antepié** incrementa también la longitud de la pierna, en un momento en que la altura de la cadera está disminuyendo, paliando su descenso. Las acciones del tibial anterior, en el primer caso, y del tríceps sural, en el segundo, suavizan el movimiento. Los tres mecanismos descritos suelen considerarse conjuntamente, bajo la denominación de “**coordinación de los mecanismos de rodilla, tobillo y pie**” (Figura 1.4)

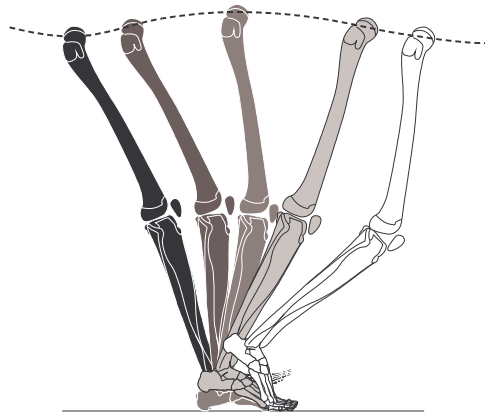


Figura 1.4. Coordinación de los mecanismos de rodilla, tobillo y pie. La trayectoria se suaviza incrementando la longitud del miembro en el contacto (talón) y despegue (antepié), y reduciéndola durante el apoyo completo del pie durante una flexión de rodilla.

El sexto mecanismo considerado persigue la reducción del desplazamiento lateral del centro de gravedad. Una ligera **angulación fisiológica en valgo de la rodilla**, en combinación con la correspondiente aducción de la cadera, permite reducir la anchura del paso y, en consecuencia, la excursión lateral de la pelvis, manteniendo la tibia vertical. La amplitud normal de este movimiento lateral del centro de masas corporal es de 2 cm a 2.5 cm, hacia cada lado.

1.2.1.2 Fases del ciclo de marcha

Anteriormente se definió el ciclo de marcha como patrón periódico característico de dicha forma de locomoción humana. Se adoptó, por conveniencia, como origen del ciclo el instante de toma de contacto de uno cualquiera de los miembros con el suelo. La zancada, así definida, constaba de dos fases: apoyo y oscilación. El miembro contralateral experimentaba la misma sucesión de fases, desplazada en el tiempo (Inman *et al.*, 1981; Perry, 1992; Whittle, 1992).

El desarrollo del ciclo de marcha está marcado por una serie de acontecimientos que permiten realizar una subdivisión más fina del mismo, facilitando su descripción. En condiciones de normalidad se producen, para cada uno de los pies, los siguientes eventos sucesivos:

- Contacto del talón con el suelo
- Apoyo completo de la planta del pie
- Despegue del talón o del retropié
- Despegue de los dedos o del antepié
- Oscilación del miembro
- Siguiendo contacto del talón

Algunas de las etapas anteriores pueden desvirtuarse, o incluso no existir, en determinadas alteraciones de la marcha: el contacto inicial puede no realizarse mediante el talón, el miembro oscilante puede arrastrar por el suelo, etc. En tal caso, para realizar la subdivisión apropiada, sería preciso definir de forma alternativa los límites entre las diferentes subfases.

Los eventos anteriores, con las correcciones oportunas en casos patológicos severos, permiten establecer las siguientes subfases del ciclo de marcha (Winter, 1991):

- Fase de recepción de la carga
- Fase media del apoyo
- Fase de despegue
- Fase inicial de la oscilación
- Fase final de la oscilación

Dentro del período de apoyo, la fase de recepción de la carga transcurre entre el contacto inicial y el apoyo completo del pie; seguidamente se produce la fase media del apoyo, hasta el instante de despegue del talón; por último, la fase de despegue, hasta el instante en que los dedos se elevan sobre el suelo. En cuanto al período de oscilación, su división se realiza en dos mitades de igual duración.

Otra subdivisión, más extendida en la actualidad, considera el apoyo compuesto por cinco períodos elementales, y la oscilación formada por otros tres (Perry, 1992). Los intervalos que las definen son valores medios para cadencia libre y se aportan a título orientativo:

- Fase de apoyo:
 - fase de contacto inicial (CI) 0-2%
 - fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI) 0-10%
 - fase media del apoyo (AM) 10-30%
 - fase final del apoyo (AF) 30-50%
 - fase previa a la oscilación (OP) 50-60%
- Fase de oscilación:
 - fase inicial de la oscilación (OI) 60-73%
 - fase media de la oscilación (OM) 73-87%
 - fase final de la oscilación (OF) 87-100%

La **fase de contacto inicial (CI)** constituye la toma de contacto del pie con el suelo. Pese a no tratarse de una fase definida por límites estrictos, sí que conlleva un objetivo claro: el posicionamiento del miembro para iniciar el apoyo. En individuos normales, el contacto con el suelo tiene lugar a través del talón.

La fase anterior forma parte de la **fase inicial del apoyo** o de **respuesta a la carga (AI)**, que se identifica con el primer período de doble apoyo. Transcurre, por tanto, entre el instante de contacto inicial y el despegue del antepié del miembro contralateral, en condiciones normales. El miembro inferior debe, en esta fase, absorber el impacto inicial, manteniendo al mismo tiempo la estabilidad del apoyo y la progresión. Durante este período la rodilla flexiona y el tobillo realiza una flexión plantar, controlados, respectivamente, por el cuádriceps y el tibial anterior, al tiempo que se estabiliza la cadera.

El despegue del miembro contralateral marca el principio de la fase de apoyo monopodal que, a su vez, se divide en dos mitades. La primera de ellas es la **fase media del apoyo (AM)**, que se prolonga hasta el instante de despegue del talón. En alteraciones donde no se produzca este evento, puede tomarse como referencia el paso del centro de gravedad del cuerpo sobre el antepié (articulaciones metatarsofalángicas). La finalidad de esta etapa 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 controlada del tobillo, la rodilla finaliza su movimiento de flexión y comienza a extenderse, y se estabiliza el cuerpo en el plano frontal.

La segunda mitad del apoyo monopodal se denomina **fase final del apoyo (AF)**, comienza con el despegue del talón y finaliza cuando el miembro contralateral contacta con el suelo. En esta fase el cuerpo sobrepasa el pie de soporte, cayendo hacia adelante.

El contacto inicial del miembro contralateral marca el inicio del segundo período de doble apoyo, también denominado **fase previa a la oscilación (OP)**, que culmina con el despegue del antepié. La función principal del miembro es, precisamente, su preparación para realizar la oscilación o balanceo, facilitada por la entrada en carga del miembro contralateral, hacia el que transfiere rápidamente la carga. Por este motivo es frecuente encontrar la denominación alternativa de **fase de transferencia del peso**. La flexión plantar del tobillo y un importante grado de flexión de rodilla son característicos de esta fase.

La **fase inicial de la oscilación (OI)** corresponde, aproximadamente, al primer tercio del período de oscilación. Constituyen sus límites el despegue del miembro y el momento en que éste alcanza el miembro contralateral, aunque la definición de este último instante es algo imprecisa. El avance del miembro se produce por medio de la flexión de cadera y rodilla, asegurando una separación adecuada entre el pie y el suelo.

La segunda parte de la oscilación, o **fase media de la oscilación (OM)**, comienza cuando ambos miembros se cruzan y finaliza cuando la tibia oscilante alcanza una posición vertical, ya sobrepasado el miembro de apoyo. La progresión del miembro a una distancia suficiente del suelo se propicia por una dorsiflexión del tobillo, acompañada de una flexión adicional de la cadera.

El período de oscilación y, en consecuencia, el ciclo, finaliza con la **fase final de la oscilación (OF)**, limitada por el siguiente contacto del miembro con el suelo, que da paso a una nueva zancada. En esta etapa debe ultimarse el avance del miembro y llevarse a cabo la preparación para el inminente contacto. Se produce una acción de frenado de la flexión de cadera y de la flexión de rodilla, quedando ésta en extensión y la tibia adelantada con respecto al fémur. El tobillo mantiene una alineación cercana a la neutra (0° anatómicos).

Llegados a este punto abordaremos la descripción más detallada del ciclo de marcha, tomando como referencia las diferentes subfases definidas anteriormente. La fase de apoyo consta de cinco etapas: fase de contacto inicial (CI, contacto inicial), fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI, apoyo inicial), fase media del apoyo (AM, apoyo medio), fase final del apoyo (AF, apoyo final) y fase previa a la oscilación (OP, preoscilación u oscilación previa). La fase de oscilación o balanceo se subdivide, a su vez, en fase inicial de la oscilación (OI, oscilación inicial), fase media de la oscilación (OM, oscilación media) y fase final de la oscilación (OF, oscilación final).

Fase de contacto inicial (CI)

El objetivo principal del cuerpo en el instante de contacto inicial (0-2% del ciclo, apoyo bipodal) es posicionar el pie correctamente al entrar en contacto con el suelo. Durante este breve intervalo (Gage, 1990; Whittle, 1991), la línea de acción de la fuerza de reacción es posterior a la articulación del tobillo, pasa por la rodilla o ligeramente por delante de ella, y es anterior a la cadera. Se produce así un momento de flexión plantar en el tobillo, de ligera o nula extensión en la rodilla y de flexión en la cadera. En correspondencia, en cada articulación se genera un momento interno que contrarresta la acción externa. Así, en el tobillo, se encuentran activos los flexores dorsales; en la rodilla, intervienen los isquiotibiales y, si se alcanza la hiperextensión, la cápsula articular posterior; en cuanto a la cadera, se produce una contracción de los extensores. Adicionalmente, se registra actividad del cuádriceps, en preparación para la siguiente fase. En el contacto inicial comienza el **primer rodillo o rodillo del talón** (Figura 1.5), al producirse un movimiento de rodadura del pie hacia abajo, apoyado en el talón, y controlado, fundamentalmente, por el tibial anterior.

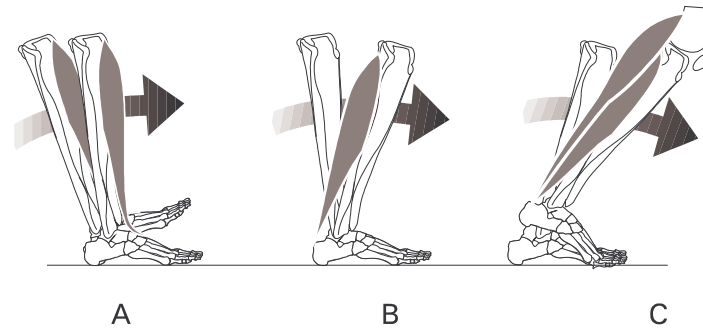


Figura 1.5. La acción de los tres rodillos suaviza la trayectoria.
 A: acción del rodillo de talón, bajo el control del tibial anterior.
 B: acción del rodillo de tobillo, controlado por el tríceps sural.
 C: acción del rodillo de antepié, propiciado por una contracción potente del tríceps sural.

En el plano frontal, los abductores de cadera actúan excéntricamente para contrarrestar el momento de aducción creado por la masa corporal sobre esta articulación.

Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI)

Esta fase se prolonga hasta un 10% del ciclo de marcha, en apoyo bipodal. Su propósito principal es el mantenimiento de una progresión suave, mediante el rodillo del talón, al tiempo que el descenso del cuerpo se amortigua. Esta deceleración se manifiesta claramente en la fuerza de reacción vertical, que aumenta por encima del peso del cuerpo.

Durante la fase inicial del apoyo, la masa corporal se decelera mediante el control de la flexión de rodilla y de la flexión plantar del tobillo. Al final de la fase de respuesta a la carga, la flexión de rodilla alcanza unos 15° y la de tobillo unos 10° , se completa el rodillo del talón y comienza el del tobillo, y la fuerza de reacción pasa a ser anterior al tobillo. En este punto, la acción de la musculatura tibial anterior cesa y comienzan a contraerse el tríceps sural, el tibial posterior y el peroneo lateral largo. A nivel de la rodilla se registra un importante par externo de flexión al que se opone el cuádriceps, fundamentalmente mediante los vastos y el crural, ya que la intervención del recto anterior perjudicaría a la extensión de la cadera que tiene lugar en ese momento. Conforme la fuerza de reacción pasa a ser posterior a la cadera, su acción se transforma gradualmente en extensora, con lo que cesa la actividad de los extensores de cadera al final de la fase.

En el plano frontal, la transferencia del peso del cuerpo al miembro requiere la intervención de los abductores de cadera. El tensor de la fascia lata contribuye a esta acción y contrarresta simultáneamente el momento en varo en la rodilla. En el pie, la fuerza de reacción, lateral al talón, crea un momento de eversión del mismo. Con la eversión del calcáneo el astrágalo rota internamente en el plano transversal, lo que produce una rotación interna de tibia y peroné, que se transmite al fémur. Este movimiento es favorecido por los aductores, isquiotibiales mediales y fibras anteriores del glúteo mediano, y se aprovecha para tirar de la pelvis hacia adelante (Figura 1.6).

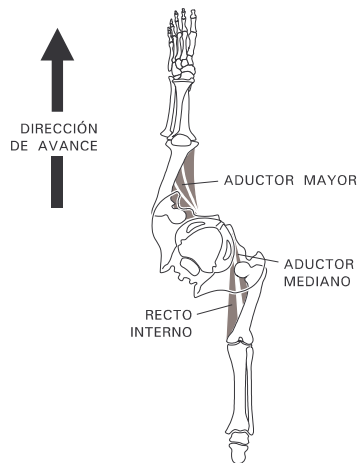


Figura 1.6. En el plano transversal el aductor mayor tira de la pelvis hacia adelante y contribuye a la extensión de la cadera. En el lado contralateral, el aductor mediano y el recto interno atraen al miembro retrasado hacia adelante (Gage, 1990).

Fase media del apoyo (AM)

Esta fase transcurre entre el 10% y el 30% del ciclo de marcha y su comienzo viene marcado por el despegue de dedos del miembro contralateral. En esta fase tiene lugar el **rodillo del tobillo**, o **segundo rodillo**, manteniendo la estabilidad de cadera y rodilla, mientras el cuerpo avanza sobre un pie estacionario.

Simultáneamente, el miembro opuesto comienza su fase de oscilación o balanceo y el cuerpo se encuentra en apoyo monopodal. El centro de masas alcanzado su cenit, momento en el cual su velocidad vertical es nula.

En el plano sagital el momento externo a nivel de tobillo es dorsiflexor debido al desplazamiento hacia adelante de la fuerza de reacción, que pasa a ser, a su vez, anterior a la rodilla y posterior a la cadera, creando momentos extensores en ambas articulaciones. Dado que la hiperextensión está protegida por la acción ligamentosa correspondiente (ligamento iliofemoral en la cadera y cápsula posterior y cruzados en la rodilla), la actividad muscular de glúteo mayor, isquiotibiales y cuádriceps cesa. El sóleo, pues, mediante el control de la posición de la fuerza de reacción, estabiliza las tres articulaciones.

En el plano frontal, la pelvis cae unos 5° en su extremo contralateral. La masa del cuerpo está situada excéntricamente sobre el miembro de apoyo y produce un momento externo de aducción en la cadera y en varo en la rodilla, contrarrestados por los abductores de cadera, el tensor de la fascia lata y la banda iliotibial. A nivel de tobillo, el tibial posterior y los peroneos mantienen la estabilidad del pie.

En el plano transversal continúa la rotación interna de la pierna. El muslo rota internamente hasta que se alcanza la extensión completa de la rodilla. En esta fase la pelvis alcanza su posición neutra al pasar un miembro frente al otro. También los hombros se encuentran en posición neutra, aunque rotando en la dirección contraria a la pelvis, como mecanismo compensatorio del momento angular. Estos movimientos se deben a las fuerzas de inercia, por lo que no se requiere acción muscular.

Fase final del apoyo (AF)

Transcurre esta fase entre el 30% y el 50% del ciclo de marcha. Los objetivos fundamentales de la misma son proporcionar aceleración y asegurar una longitud de zancada adecuada. La aceleración es consecuencia de la caída hacia adelante del centro de masas del cuerpo unida a una acción concéntrica del tríceps sural (Gage, 1990). Según Winter (1990), este par acelerador genera, en adultos normales, alrededor de un 80% u 85% de la energía necesaria para la marcha.

La fase comienza cuando la proyección sobre el suelo del centro de masas adelanta al centro de presiones, de forma que el cuerpo comienza a caer hacia adelante y hacia el lado carente de soporte. En el plano sagital, los gemelos se unen al sóleo en el control de la dorsiflexión del tobillo. El tríceps sural se contrae ahora con potencia, y el talón despegas del suelo. Esto marca el inicio del

tercer rodillo, o rodillo del antepié, en el que las cabezas de los metatarsianos actúan como punto de apoyo para la rotación del miembro. En el plano del suelo, la inclinación del eje formado por las cabezas de los metatarsianos es de unos 60° con respecto al eje anteroposterior del pie (Figura 1.7). Cuando comienza la rotación sobre este eje, la inversión del retropié bloquea la articulación subastragalina. La aceleración y propulsión hacia adelante se deben a la combinación de la acción del tríceps y la caída hacia adelante del tronco. La rodilla alcanza una extensión completa y, al final de la fase, también la cadera. El miembro contralateral está ahora en la fase final de la oscilación. La fuerza de reacción permanece anterior a la rodilla y posterior a la cadera, lo que permite la estabilización pasiva de ambas articulaciones. Al final de la fase, las articulaciones metatarsofalángicas se flexionan dorsalmente unos 20° .

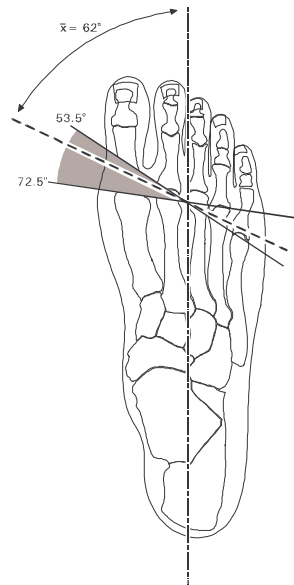


Figura 1.7. Orientación promedio del eje formado por las cabezas de los metatarsianos

En el plano frontal, continúa el momento externo de aducción y el equilibrio se mantiene merced a los abductores de cadera y al tensor de la fascia lata.

En el plano transversal el lado suspendido de la pelvis continúa rotando hacia adelante junto con la pierna en oscilación. De este modo la pelvis, al orientarse parcialmente en dirección anteroposterior, prolonga la longitud efectiva del paso. En el miembro de sustentación, la rodilla está completamente extendida y muslo y pierna rotan externamente de forma solidaria. Puesto que el pie no rota sobre el suelo, este movimiento del miembro se reparte entre la cadera y la articulación subastragalina. A nivel de esta última dicha rotación externa provoca la supinación del retropié (inversión), elevando el arco plantar. La aponeurosis plantar, a su vez, refuerza este efecto al tensarse debido al rodillo del antepié. Así como durante las fases de contacto inicial y respuesta a la carga (CI y AI) el pie funciona como estructura absorbente de impactos, ahora se rigidiza, asegurando un brazo adecuado de palanca para la fuerza ejercida por el tríceps sural. Además de éste, el tibial posterior, los peroneos laterales, el flexor largo común de los dedos y el flexor largo del dedo gordo se encuentran activos.

Fase previa a la oscilación (OP)

El propósito principal de esta fase, que transcurre entre el 50% y el 60% del ciclo, es preparar el miembro para la oscilación. El contacto inicial (CI) del miembro opuesto marca su inicio, así como el comienzo de la fase de doble apoyo. El análisis cinemático y cinético de esta fase revela una actividad concéntrica de los flexores de la cadera, impulsando el muslo hacia adelante y produciendo también una flexión de la rodilla. Con la transferencia del peso del cuerpo sobre el miembro contralateral y el avance de la pierna de apoyo la fuerza de reacción se sitúa detrás de la rodilla. El momento externo dorsiflexor disminuye rápidamente con la reducción de la fuerza de reacción sobre el miembro de apoyo y del brazo de palanca de la misma. Como consecuencia, los flexores plantares predominan y contribuyen a la flexión de rodilla.

A cadencia libre, las fuerzas gravitacionales se equilibran con las inerciales y la rodilla flexiona en las fases de preoscilación e inicial de la oscilación para extenderse pasivamente en la fase final de la oscilación, sin intervención muscular adicional. Sin embargo, puesto que el miembro inferior se comporta como un péndulo compuesto, la flexión sería excesiva a cadencias rápidas, de no ser por la acción del recto anterior. Una cadencia mayor se consigue mediante la aplicación de un mayor momento de flexión plantar en el tobillo y de un mayor momento flexor en la cadera. El recto anterior, dado su carácter biarticular, aumenta la fuerza de flexión de la cadera impidiendo, al mismo tiempo, una flexión excesiva de la rodilla y, consecuentemente, una elevación excesiva del talón. De modo similar, a cadencias inferiores a la normal, la flexión de rodilla ha de aumentarse pues las fuerzas de inercia son insuficientes. En este caso el sartorio, el recto interno y la porción corta del bíceps crural contribuyen a la flexión de la rodilla en las fases de preoscilación e inicial de la oscilación.

Notemos que la flexión plantar del tobillo en la fase previa a la oscilación produce un alargamiento de la longitud efectiva del miembro de apoyo. Este mecanismo reduce la caída del centro de masas del cuerpo y conserva energía. A cadencia normal se tienen, aproximadamente, 27° de flexión plantar de tobillo, 45° de flexión de rodilla y 5° de flexión de cadera en el instante de despegue del antepié o de dedos.

En el plano frontal, los abductores de cadera cesan su actividad con la transferencia rápida del peso al miembro opuesto, que reduce el momento externo de aducción. Ahora comienza a intervenir la musculatura aductora del muslo, en particular el recto interno y el aductor mayor. Debido a la posición retrasada del miembro con respecto a la pelvis, estos músculos contribuyen a la flexión del muslo.

En el plano transversal, la pelvis alcanza su máxima rotación homolateral hacia atrás al término de la fase final del apoyo. Al iniciarse la preoscilación comienza a rotar hacia adelante junto con el miembro, ahora retrasado. Con el avance de éste el muslo rota externamente respecto de la pelvis. Pierna y pie también rotan externamente en relación al muslo. El centro de presiones plantares se desplaza hacia la zona medial y en el momento del despegue de dedos se localiza bajo las cabezas del primer y segundo metatarsianos.

Fase inicial de la oscilación (OI)

Los objetivos básicos de esta fase (aproximadamente del 50% al 73% del ciclo) son conseguir una separación pie-suelo suficiente (seguridad) así como alcanzar la cadencia deseada. La variación de cadencia requiere un control complejo por parte del sistema nervioso central y una sincronización precisa de los músculos biarticulares, más delicada que en los músculos monoarticulares. Es, pues, comprensible la pérdida de estas capacidades en patologías neurológicas. La fase inicial de la oscilación comienza con el despegue del antepié. Ahora el pie está en el aire, no existen fuerzas de reacción y las únicas fuerzas externas actuantes sobre el miembro son el peso, la gravedad y las fuerzas de inercia. A nivel de tobillo estas fuerzas producen un momento de flexión plantar contrarrestado por el tibial anterior, que trabaja concéntricamente.

Para modificar la cadencia, el cuerpo necesita un mecanismo que altere el período natural del miembro, que oscila como un péndulo compuesto. Una primera medida consiste en la modificación de dicha frecuencia natural, principalmente mediante un mayor o menor grado de flexión de la rodilla. Adicionalmente, en función del balance entre fuerzas inerciales (flexión) y gravitatorias (extensión), se genera un momento adecuado de flexión en la rodilla. A cadencia normal la situación es prácticamente de equilibrio y no es necesaria acción muscular alguna. En marcha rápida, predomina el momento de flexión y debe ser contrarrestado por el recto anterior. A cadencia baja las fuerzas de inercia son insuficientes e intervienen el sartorio, el recto interno y la porción corta del bíceps crural. La posición retrasada del miembro, con los dedos apuntando hacia el suelo, exige unos 60° de flexión de rodilla para obtener una separación pie-suelo adecuada.

En la cadera, los flexores aceleran el miembro en oscilación y contrarrestan la acción gravitatoria (extensión). A cadencia normal este momento se debe principalmente al psoasiliáco. Para desarrollar una marcha más rápida interviene el recto anterior que, al mismo tiempo, se contrapone al excesivo momento externo de flexión en la rodilla. Este es un ejemplo de la acción isométrica de un músculo biarticular en marcha humana normal. La flexión de la cadera acortaría la longitud efectiva del recto anterior en, aproximadamente, la misma magnitud que la flexión de la rodilla. De este modo, el músculo trabaja en forma casi isométrica y actúa como una banda elástica que transfiere energía de la rodilla a la cadera. De forma similar actúan el bíceps crural, los gemelos, el aductor mayor del

muslo y el psoasílico, transfiriendo energía entre segmentos no adyacentes, contribuyendo así a la conservación de energía.

En el plano frontal, los aductores asisten a los flexores en el avance del miembro. Se produce la caída pélvica máxima, de unos 5°. Este mecanismo, al tiempo que reduce el movimiento vertical del centro de masas, aumenta la flexión de rodilla necesaria para superar el nivel del suelo.

En el plano transversal la pelvis rota hacia adelante por la acción del aductor mayor del muslo del miembro de apoyo. Muslo, pierna y pie rotan externamente.

Fase media de la oscilación (OM)

La finalidad de esta fase (entre el 73% y el 87% del ciclo) es mantener la separación entre el pie y el suelo. Al extenderse ahora la rodilla, esta distancia precisa del mantenimiento de una pelvis relativamente horizontal, suficiente flexión de cadera y dorsiflexión de tobillo adecuada. En marcha humana normal, la separación mínima, que se produce en esta fase, es de, tan sólo, 1.29 ± 0.45 cm (Winter, 1992), con lo que el margen de error es muy estrecho.

En el plano sagital, el miembro en oscilación se comporta como un péndulo compuesto, y cualquier aceleración del mismo durante la fase inicial de la oscilación debe compensarse en la fase final. La fase media es un período de transición durante el cual la actividad muscular es mínima. Al principio de la fase media de la oscilación el muslo está relativamente vertical, pasando bajo el tronco y junto al miembro de apoyo. Al final de la fase, la cadera alcanza su flexión máxima y la posición de la pierna es prácticamente vertical, mientras continúa la extensión de rodilla.

Los movimientos de cadera y rodilla se deben únicamente a fuerzas inerciales y gravitatorias. En el tobillo, la musculatura tibial anterior actúa concéntricamente reduciendo la flexión plantar. Al final de la fase se alcanza el máximo de flexión de cadera, de unos 35°, la flexión de rodilla se ha reducido a 30°, y el pie alcanza una posición cercana a la neutra.

En el plano frontal, los aductores de la cadera están inactivos y el miembro inferior se mueve por inercia. En la transición entre las acciones aductora y abductora, la pelvis retorna a su posición neutra con respecto a la horizontal. Ambos miembros pasan uno junto al otro y continúa la rotación externa del muslo y de la pierna.

Fase final de la oscilación (OF)

En esta fase, que transcurre entre el 87% y el 100% del ciclo de marcha, los objetivos son decelerar la pierna y repositionar correctamente el pie para establecer contacto con el suelo. En el plano sagital, es necesaria una extensión completa de la rodilla y una posición neutra del pie con respecto a la pierna para realizar el contacto efectivo del talón y el comienzo del siguiente ciclo.

En el plano sagital, la cadera alcanza su flexión máxima y el pie su posición neutra hacia el final de la fase anterior. Al principio de la fase final de la oscilación la rodilla presenta una flexión de unos 30° y, en el instante de contacto inicial estará casi completamente extendida. Los isquiotibiales deceleran muslo y pierna, evitando una hiperextensión de rodilla demasiado violenta. Su actividad es máxima en este período de la marcha. La cápsula posterior de la rodilla limita la hiperextensión, si ésta se produce. Los extensores de cadera, el cuádriceps y el tibial anterior se preparan para resistir el momento producido por la fuerza de reacción en el instante del contacto inicial.

En el plano frontal, los abductores de cadera intervienen justo antes del contacto inicial para soportar el inminente momento de aducción. La posición del pie es crítica en este intervalo de tiempo porque un preposicionado en varo o en valgo en el instante del impacto provocaría elevados momentos de inversión o eversión, en un momento en que la musculatura necesaria para contrarrestarlos se encuentra normalmente inactiva. De hecho, este es un mecanismo habitual de producción de esguinces de tobillo.

En el plano transversal, la pelvis rota anteriormente acompañando al miembro en oscilación, alcanzando su máximo en el instante de contacto inicial. La rotación externa de muslo, pierna y pie continúa hasta iniciada la fase de apoyo.

1.2.1.3 Biomecánica de las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera durante la marcha

La movilidad y coordinación de las grandes articulaciones del miembro inferior resulta esencial para el desarrollo de la locomoción humana. En este epígrafe se revisan los conocimientos

biomecánicos existentes sobre el tobillo, la rodilla y la cadera. Fuera del ámbito de la presente tesis queda el papel, no menos importante, de otras estructuras del aparato locomotor como el pie, la pelvis, el tórax, la cabeza y los miembros superiores (Inman *et al.*, 1981; Gage, 1990; Perry, 1992; Whittle, 1992).

Biomecánica del Tobillo durante la marcha

Una de las principales peculiaridades de la unión entre la tibia y el pie es la transferencia de las fuerzas de soporte del cuerpo, verticales, a un sistema de apoyo horizontal. Las articulaciones tibioastragalina y subastragalina realizan esta función. El astrágalo, ubicado bajo el eje de la tibia, conecta las cargas verticales soportadas por ésta con las estructuras del pie, permitiendo la movilidad relativa de ambos segmentos en tres dimensiones a través de un mecanismo básico de dos articulaciones de ejes no paralelos. En la Figura 1.8 se presenta la evolución temporal del ángulo de flexoextensión del tobillo, del momento articular y de la potencia articular en el plano sagital.

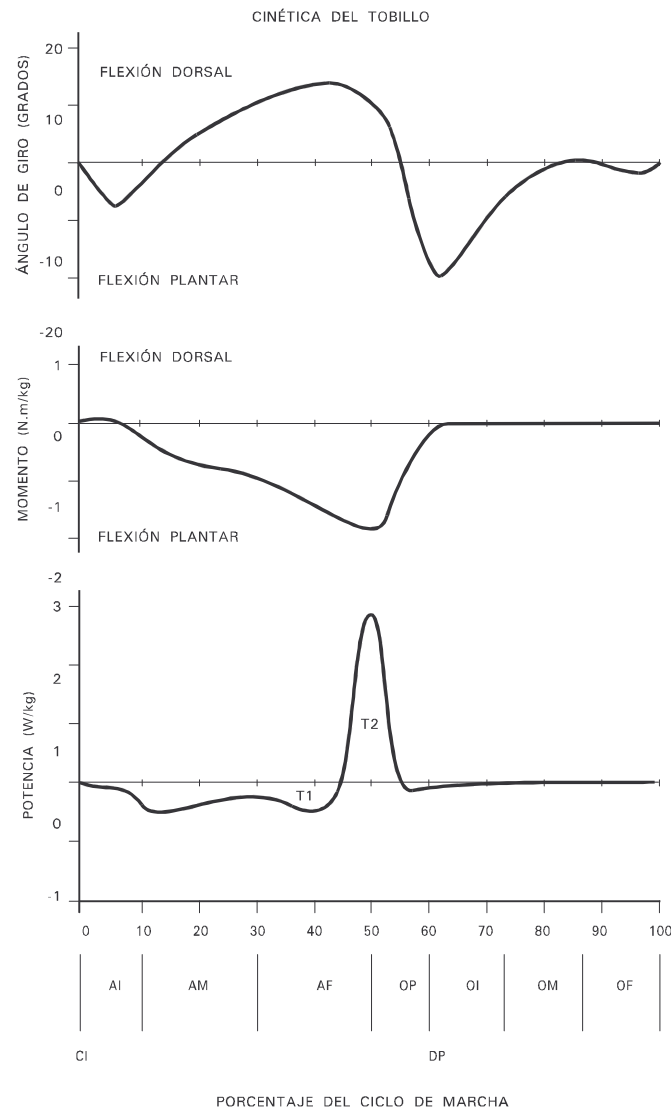


Figura 1.8. Biomecánica del tobillo, en el plano sagital, a cadencia libre. Posición, momento articular y potencia articular (Winter, 1991).

Cinemática

Pese a no experimentar una gran movilidad durante la marcha, el papel del tobillo es esencial para la progresión y absorción del impacto en la fase de apoyo, y facilita el avance del miembro durante la oscilación.

En el transcurso de un ciclo de marcha completo, el tobillo presenta dos trayectorias de flexión plantar y dos de flexión dorsal, alternativamente (Murray *et al.*, 1964; Wright *et al.*, 1964; Sutherland,

1966; Kadaba *et al.*, 1989). Durante la fase de apoyo se producen, sucesivamente, una flexión plantar, una dorsal y una plantar, mientras que en la fase de oscilación tan sólo se registra una flexión dorsal.

El rango de movimiento articular oscila, aproximadamente, entre 20° y 40° (Murray *et al.*, 1964; Kadaba *et al.*, 1989). El contacto inicial mediante el talón tiene lugar con el tobillo en posición neutra, o ligeramente flexionado plantarmente. Durante la fase de respuesta a la carga se manifiesta el primer arco de flexión plantar (0-10% CM). En el instante del contacto completo del pie la dirección del movimiento se invierte hacia la flexión dorsal; el pie se encuentra en reposo sobre el suelo y la tibia pivota sobre él, pasando por una flexión neutra (0°) alrededor del 20% CM y alcanzándose la dorsiflexión máxima de 10° sobre el 48% CM. A partir del instante de despegue del talón se inicia un nuevo patrón de flexión plantar, que se acelera tras el contacto con el suelo del miembro contralateral, hasta un máximo de 30° al final del apoyo. La dorsiflexión final se inicia con el despegue del antepié, hasta conseguir una flexión próxima a la neutra en la fase media de la oscilación. Durante el resto de la oscilación se mantiene esta posición, si bien es frecuente que aparezca un pequeño bucle final de flexión plantar de unos 3° a 5°.

Cinética

Durante el apoyo, la demanda funcional sobre el tobillo proviene de la fuerza de reacción y del peso del cuerpo; en la oscilación, los factores determinantes son las fuerzas de inercia actuantes sobre el pie.

A lo largo del apoyo, el centro de presiones avanza sobre la base del pie a partir del talón hasta las articulaciones metatarsofalángicas (Mann *et al.*, 1981; Kato *et al.*, 1983). En consecuencia, la fuerza de reacción pasa de ser posterior al tobillo a una situación anterior a él.

En el instante de contacto inicial la fuerza de reacción pasa por el talón y por detrás del tobillo, dando lugar a un momento de flexión plantar, contrarrestado por la musculatura flexora dorsal. Su magnitud es reducida, debido al escaso brazo de palanca existente, alcanzándose su máximo alrededor del 2% CM. El avance rápido del centro de presiones hacia el antepié invierte la evolución de este momento externo, pasando por cero al 5% CM, y aumentando en la dirección de flexión dorsal hasta poco antes del contacto del miembro contralateral (48% CM). El máximo valor del momento necesario por parte de la musculatura flexora plantar se produce al localizarse el centro de presiones en las cabezas de los metatarsianos, debido al efecto combinado del peso del cuerpo, de las fuerzas de inercia y de un brazo de palanca importante (Figura 1.8).

La consideración conjunta del patrón cinemático de flexión dorsal/plantar del tobillo y del momento resultante desarrollado por la musculatura de la articulación para contrarrestar las fuerzas de reacción e inercia permite la obtención del diagrama de potencia articular. A nivel del tobillo, dada la escasa relevancia de las fuerzas de inercia (la masa del pie es pequeña), el momento ejercido por la articulación es equivalente al momento externo, cambiado de signo. En la Figura 1.8 puede observarse el patrón característico de la potencia en el tobillo, a cadencia libre, con una fase de absorción de energía (área T1), correspondiente a la flexión plantar inicial, controlada excéntricamente por el tibial anterior, y a la dorsiflexión subsiguiente, limitada excéntricamente por el tríceps sural, y una fase de generación de potencia (área T2), que tiene lugar durante la flexión plantar final del apoyo, provocada por la contracción concéntrica del tríceps sural. En cualquier caso, las consideraciones relativas al momento articular y a la potencia articular deben entenderse a título orientativo, por dos razones fundamentales: en primer lugar, presentan fuertes variabilidades intra e interindividuales; en segundo lugar, tanto el momento como la potencia no son medibles directamente, sino que se calculan en base a la fuerza de reacción y a la cinemática de la marcha, por lo que el error en su determinación es más importante, sobretodo en el caso de la potencia articular.

Interpretación funcional

Los estímulos mecánicos a los que se encuentra sometido el tobillo durante la marcha responden tanto a su posición como a la magnitud, dirección y línea de acción de la fuerza de reacción. En el caso particular del tobillo, la importancia de estos dos últimos factores queda patente al comparar los instantes de doble apoyo, en los que las curvas de par y potencia articular presentan valores muy diferentes pese a presentar una cinemática bastante similar.

Durante ambas fases de apoyo bipodal el tobillo describe trayectorias de flexión plantar. En la primera de ellas, que acontece en la fase inicial del apoyo, la musculatura más solicitada es la musculatura pretibial, cuya función es decelerar, en un corto intervalo de tiempo (5% CM), la flexión plantar del pie, en respuesta a la aplicación del peso del cuerpo sobre el talón (Inman *et al.*, 1981). Por el contrario, en la segunda flexión plantar, que se produce en la preoscilación, el grupo muscular involucrado es el tríceps sural, cuya demanda se ve reducida, también en un breve lapso (5% CM), a consecuencia de la entrada en carga del miembro contralateral.

Similares consideraciones aplican a los dos intervalos de dorsiflexión. El primero de ellos, en la fase de apoyo monopodal, exige una importante demanda al tríceps sural para decelerar el avance de la tibia sobre el pie, en contra de la inercia y del peso del cuerpo (Inman *et al.*, 1981). En contrapartida, el segundo período ocurre durante la oscilación, donde las únicas cargas externas son el peso y la inercia del pie, controlado por el tibial anterior y los extensores de los dedos.

Biomecánica de la Rodilla durante la marcha

La rodilla es la articulación entre dos huesos largos (el fémur y la tibia) que constituyen los segmentos mayores del miembro inferior. Pequeños arcos de movimiento de los mismos ocasionan cambios significativos de posición del pie o del cuerpo. En consecuencia, la movilidad y estabilidad de la rodilla son factores fundamentales en el patrón normal de marcha. Durante la fase de apoyo, la rodilla es el principal determinante de la estabilidad del miembro. En la fase de oscilación, la flexibilidad de la rodilla constituye el factor más importante para permitir el avance del miembro. El número de músculos biarticulares involucrados en el control de la rodilla indica, a su vez, una coordinación estrecha con la cadera y el tobillo. En la Figura 1.9 se presenta la evolución y acciones mecánicas asociadas a la marcha en el plano sagital.

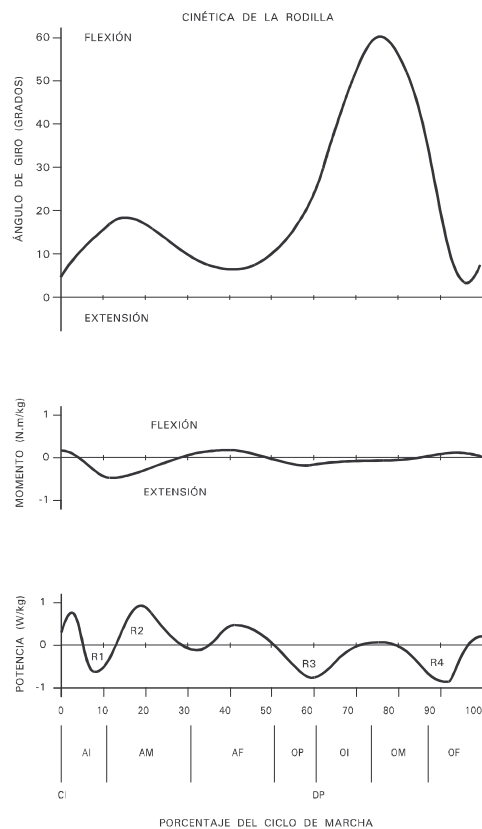


Figura 1.9. Biomecánica de la rodilla, en el plano sagital, a cadencia libre. Posición, momento articular y potencia articular (Winter, 1991).

Cinemática

La rodilla es una articulación muy compleja caracterizada por un gran rango de movimiento en el plano sagital y pequeños arcos de movilidad frontal y transversal. El movimiento de flexo-extensión en el plano sagital se utiliza para la progresión en la fase de apoyo y para el avance del miembro en la de oscilación. El movimiento en el plano frontal facilita el equilibrio vertical sobre el miembro, en

particular durante la fase de apoyo monopodal. La rotación transversal se produce en consonancia con los movimientos anteriores. Habitualmente, el análisis visual se restringe al plano sagital, a menos que la movilidad de la articulación se vea exagerada por una situación patológica, por lo que la valoración del resto de movimientos requiere de la utilización de métodos instrumentales.

En el **plano sagital**, la rodilla realiza un movimiento alternativo de flexión y extensión, presentando cuatro trayectorias de movimiento durante cada zancada (Figura 1.9) (Murray *et al.*, 1964; Kettlecamp *et al.*, 1970; Inman *et al.*, 1981; Chao *et al.*, 1983). El movimiento normal de la rodilla durante la marcha transcurre en un rango máximo de entre 0° y 70°. Los límites exactos de cada arco de flexión o extensión varían según el estudio de que se trate. Estas diferencias se relacionan con variaciones de la velocidad de marcha, con el individuo en cuestión y con el juego de marcadores seleccionado para identificar la posición de los distintos segmentos corporales. Dado que no todos los estudios identifican la velocidad de marcha correspondiente al registro del movimiento de la rodilla, no puede determinarse una relación entre estos dos factores.

En el instante de contacto inicial, la rodilla se encuentra flexionada unos 5° oscilando, según el individuo de que se trate, entre una ligera hiperextensión (-2°) y una flexión (5°) (Inman *et al.*, 1981). A continuación, la rodilla flexiona rápidamente durante la fase de respuesta a la carga, a una velocidad casi igual a la de la fase de oscilación (300%/s). Al comienzo del apoyo monopodal, la rodilla alcanza la flexión máxima del apoyo (18°, 15% CM) soportando, en este momento, la máxima carga de sustentación del peso corporal.

No se ha relacionado la posición angular de la rodilla con la velocidad de marcha en el contacto inicial, aunque sí en la fase de respuesta a la carga. Según Inman *et al.* (1981), tomando como referencia el movimiento a 90 m/min, la reducción de la flexión es de un 67% a 60 m/min, mientras que el aumento registrado a 120 m/min es de, tan sólo, un 38%, es decir, la disminución de la velocidad provoca un cambio mayor que su aumento.

Durante el resto de la fase media del apoyo, la rodilla se extiende gradualmente. La flexión mínima del período de apoyo (3° promedio) se alcanza a mediados de la fase final del apoyo (40% CM) para, poco tiempo después, comenzar de nuevo a aumentar. La velocidad de extensión es, aproximadamente, la mitad que la correspondiente a la de flexión durante la carga.

La segunda trayectoria de flexión de rodilla comienza en los últimos momentos de la fase final del apoyo. En el instante de contacto inicial del miembro contralateral presenta unos 7°, flexiona con rapidez al comienzo del apoyo bipodal y alcanza unos 40° al final de la fase previa a la oscilación (62% CM). La velocidad de flexión persiste a lo largo de la fase inicial de la oscilación, hasta una posición final de 60° (Kadaba *et al.*, 1989) ó 70° (Murray *et al.*, 1964), que corresponde al valor máximo de la flexión en todo el ciclo de marcha. La velocidad de flexión necesaria para alcanzar este valor en el tiempo disponible (duración conjunta de las fases previa a la oscilación e inicial de la oscilación) es de 350%/s.

Tras una pausa momentánea en la fase media de la oscilación, la rodilla comienza a extenderse tan rápidamente como se había flexionado con anterioridad. La mitad de este movimiento ocurre durante esta fase, continuando durante la fase final de la oscilación, hasta un mínimo de flexión de 3°, dependiendo del individuo (entre -3° y 5°). El límite se alcanza justo antes del final de la fase de oscilación (97% CM), y la rodilla tiende entonces a flexionar ligeramente, hasta una postura promedio de unos 5° al término de la fase final de la oscilación.

En el **plano frontal**, a lo largo de cada ciclo de marcha, la rodilla presenta tanto abducción como aducción. Durante el apoyo el movimiento es de abducción. Un tercio de los sujetos estudiados por Kettlecamp *et al.* (1970) presentó abducción máxima de rodilla en el contacto inicial. La mayoría de ellos (64%), sin embargo, experimentó 3° adicionales de abducción en la fase inicial del apoyo. Durante la oscilación la rodilla realiza una aducción de 8°, volviendo a una postura más neutra.

En cuanto al **plano transversal**, durante la fase de respuesta a la carga, se produce una rotación interna del miembro inferior completo. Durante el resto del apoyo, el fémur y la tibia rotan externamente y, a partir del instante de despegue, invierten nuevamente su movimiento, rotando internamente durante el resto del ciclo.

Mediante marcadores anclados a fémur y tibia a través de agujas se determinó una rotación transversal total de unos 9° a nivel de rodilla (Levens *et al.*, 1948). Registros obtenidos mediante goniómetros triaxiales identificaron un rango de rotación superior (13°) (Kettlecamp *et al.*, 1970).

Tanto la magnitud como la dirección de la rotación cambian en función de las fases del ciclo de marcha. En el contacto inicial, la rodilla está bloqueada en extensión y rotación externa. Durante la respuesta a la carga, se acelera la rotación interna de la tibia, y el fémur la sigue ligeramente más despacio. Si bien el miembro completo participa en este movimiento, la tibia presenta una rotación mayor: 7° , según el mencionado estudio con marcadores de aguja (Levens *et al.*, 1948). Hacia el final de la fase de respuesta a la carga (o primer período de apoyo bipodal), según este mismo estudio, la rodilla y el miembro en conjunto alcanzan el máximo de rotación interna aunque, según el estudio electrogoniométrico, la rotación interna podría continuar (Kettlecamp *et al.*, 1970). Con la extensión completa de la rodilla al final del apoyo, se produce también rotación externa y se bloquea la rodilla. En la fase previa a la oscilación, con el peso del cuerpo descargado hacia el miembro contralateral, la rodilla presenta un movimiento simultáneo de flexión, rotación interna y aducción. Este último se relacionaría con la acción del aductor mayor del muslo a nivel de cadera.

La rotación interna del miembro continúa durante la fase inicial de la oscilación, si bien los estudios anteriores presentan algunas discrepancias.

Cinética

Durante el apoyo la alineación de la fuerza de reacción con la rodilla crea cuatro pautas alternativas de momento (extensor, flexor, extensor y flexor), que se suceden a lo largo de las fases de sustentación (Figura 1.9).

En el instante de contacto inicial la fuerza de reacción con el suelo es anterior a la rodilla (Figura 1.10). Así se produce un momento extensor durante el 2% inicial del ciclo. Su valor máximo es de unas 3.5% PCLM en unidades anatómicas (porcentaje del producto peso del cuerpo x longitud de la pierna) (Skinner *et al.*, 1980) o, en valor absoluto, unos 25 Nm (Cappozzo *et al.*, 1975).

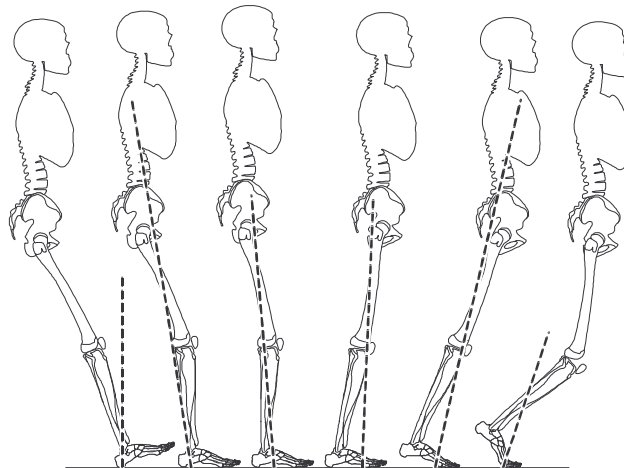


Figura 1.10. Magnitud y dirección aproximadas de la fuerza de reacción con respecto a la rodilla, en sucesivos instantes de tiempo.

Al cargarse paulatinamente el miembro durante la fase inicial del apoyo, la fuerza de reacción se realinea rápidamente, retrocediendo hacia el centro del cuerpo. Alrededor del 7% CM el vector alcanza el centro de la rodilla y, progresivamente, pasa a ser posterior a ella, apareciendo así un momento de flexión creciente, con un valor aproximado de 4% PCLM (Skinner *et al.*, 1980) ó 51 Nm (Cappozzo *et al.*, 1975) al final de la fase de respuesta a la carga.

Cuando comienza el período de apoyo monopodal (principio de la fase media del apoyo), la situación de la masa del cuerpo con respecto al miembro de soporte comienza a cambiar, lo que invierte la dirección de la fuerza de reacción, disminuyendo progresivamente el momento de flexión en la rodilla. Hacia mediados de la fase media del apoyo (22% CM) se alcanza un alineamiento neutro (momento nulo). El cuerpo continúa su avance sobre el pie de apoyo y el vector pasa a ser anterior a la rodilla, generándose un momento extensor que aumenta progresivamente hasta la mitad de la fase final del apoyo (42% CM), alcanzando un máximo relativo de par extensor de unos 30 Nm (ó 2.5% PCLM).

A partir de este máximo la línea de acción de la fuerza de reacción se acerca a la rodilla, alcanzándola al final de la fase de apoyo monopodal (50% CM). En la fase previa a la oscilación el

vector vuelve a ser posterior a la rodilla, creando un nuevo momento de flexión cuyo máximo, de unos 20 Nm (1.5% PCLM), tiene lugar hacia el centro de la fase (56% CM).

A diferencia de lo que ocurría en el tobillo, la masa de los segmentos situados por debajo de la rodilla es más importante, por lo que las fuerzas de inercia lo serán a su vez, ocasionando un diagrama de momento articular ligeramente diferente del patrón del momento de la fuerza de reacción. La potencia desarrollada por la rodilla revela una actividad predominante de absorción de energía (áreas R1, R3 y R4), frente a una única zona de generación (área R2), correspondiente a la recuperación de la extensión a cargo del cuádriceps, tras la absorción (flexión de rodilla) de la caída del cuerpo en la fase inicial del apoyo (Figura 1.9). Como se indicó en el epígrafe de cinética del tobillo, el momento y la potencia articulares deben manejarse con precaución, debido a su dispersión e imprecisión.

Interpretación funcional

La rodilla tiene tres requerimientos funcionales durante la marcha. Dos de ellos van asociados al apoyo: absorción del impacto de carga del miembro y estabilidad en la extensión para asegurar el mantenimiento del peso del cuerpo. En la fase de oscilación, la rodilla tiene que flexionar rápidamente para permitir el avance del miembro. Estas demandas condicionan la relación entre el movimiento y la acción muscular correspondiente.

La estrategia de control muscular de la rodilla con vistas al apoyo comienza en la fase final de la oscilación, con la activación de dos grupos musculares: los isquiotibiales y el cuádriceps. A lo largo del apoyo, la rodilla pasa de una posición estable en el contacto inicial a otra inestable al ser cargado el miembro, para volver a una postura estable en el apoyo monopodal. Esta variación de estabilidad es consecuencia del cambio de alineación relativa de la fuerza de reacción. La situación de mayor requerimiento funcional es la recepción del peso del cuerpo.

Cada estilo de marcha individual conlleva un patrón de actuación muscular, movimiento y fuerza de reacción diferente, alrededor de un patrón común, que se describe a continuación. En este caso comenzaremos por la fase final de la oscilación que, como ya se ha mencionado, sirve de preparación al siguiente apoyo.

Biomecánica de la Cadera durante la marcha

La función de la cadera se diferencia de la de otras articulaciones en varios aspectos. La cadera constituye el punto de unión entre el cuerpo del sujeto y su sistema de locomoción. En consecuencia, el diseño de la cadera proporciona movilidad en las tres dimensiones, existiendo control muscular para cada dirección de actividad. El mayor rango de movimiento corresponde al plano sagital. En contraposición, en el plano frontal, el movimiento es escaso, pero la demanda muscular es más intensa. Por último, la rotación en el plano transversal reviste menor importancia.

Desde un punto de vista funcional, el objetivo de la musculatura de la cadera varía en consonancia con las fases del ciclo de marcha: durante el apoyo, el papel que desempeña es la estabilización del tronco, mientras que en la fase de oscilación se persigue el avance del miembro. En la Figura 1.11 se presenta la evolución y acciones mecánicas en cadera asociadas a la marcha en el plano sagital.

Cinemática

Desde un punto de vista clínico, se define el movimiento de la articulación de la cadera como la trayectoria del muslo en relación a la vertical. Adicionalmente, existe una cierta inclinación pélvica superpuesta a lo anterior, que se plasma en un aumento o disminución del movimiento real a nivel de la articulación. Los sistemas ópticos de análisis cinemático permiten registrar la posición absoluta de muslo y pelvis, mientras que los basados en electrogoniómetros miden posiciones relativas. Para el análisis de la marcha, los movimientos de pelvis y fémur deben valorarse por separado, si bien el rango pélvico es pequeño en condiciones de normalidad.

En los planos frontal y transversal el movimiento suele también ser referido como pélvico, pese a tener lugar en la cadera. En el presente texto se utilizarán ambas denominaciones.

En el **plano sagital**, la cadera presenta dos trayectorias de movimiento durante una zancada normal, extensión en el apoyo y flexión en la oscilación (Figura 1.11), produciéndose la inversión de forma gradual. El rango total de movimiento normal en la cadera es de unos 40° (Murray *et al.*, 1964;

Kadaba *et al.*, 1989). La definición precisa de los límites de la flexo-extensión depende de la técnica utilizada. En la práctica clínica habitual se considera como posición cero la correspondiente al fémur vertical (Murray *et al.*, 1964; Kadaba *et al.*, 1989), resultando un rango articular entre 10° de extensión y 30° de flexión.

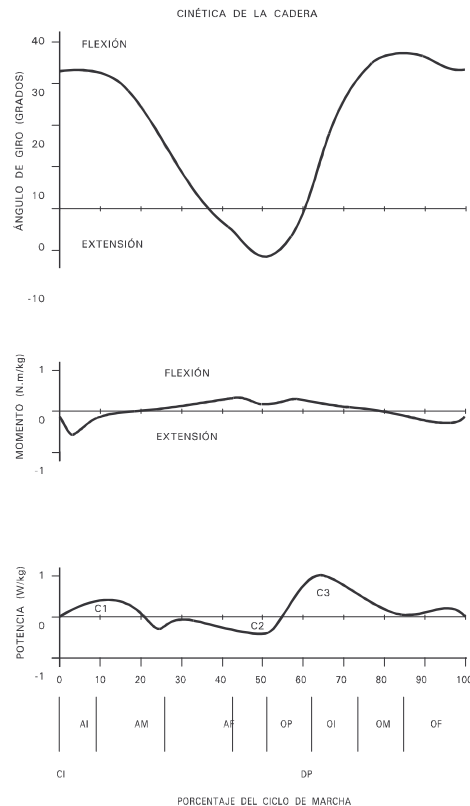


Figura 1.11. Biomecánica de la cadera, en el plano sagital, a cadencia libre. Posición, momento articular y potencia articular (Winter, 1991).

La contribución del muslo a la longitud del paso puede identificarse en base al análisis de su patrón de flexo-extensión. En el contacto inicial el muslo presenta una inclinación hacia adelante de 20° con respecto a la vertical (Figura 1.11). Durante la fase inicial del apoyo la posición se mantiene, con una inclinación adicional de 2 ó 3°. La extensión de la cadera se produce progresivamente desde la fase media del apoyo, alcanzando la posición neutra en la fase final del apoyo, en el 38% del ciclo. Cuando el otro pie contacta con el suelo, en el 50% del ciclo, se produce la extensión máxima de cadera (10°), con una inclinación hacia atrás del fémur de 20°.

La dirección del movimiento se invierte en la fase previa a la oscilación, alcanzándose la posición neutra de la cadera al final del apoyo (60% CM), mientras el fémur aún presenta algunos grados de inclinación hacia atrás. Dentro del período de oscilación la mayor flexión se produce en las fases inicial y media, para mantenerse la posición en la fase final, con un fémur inclinado unos 25° hacia adelante.

En suma, la diferencia entre los movimientos de cadera y fémur se debe al patrón de inclinación de la pelvis, de unos 3° ó 4° (Murray *et al.*, 1964; Inman *et al.*, 1981), asociado al seguimiento alternativo de uno u otro miembro oscilante durante el ciclo de marcha. La inclinación posterior de la pelvis, para una flexión de cadera dada, contribuye a la inclinación hacia adelante del fémur y se refleja, en particular, en las fases media del apoyo e inicial de la oscilación, mientras que la inclinación anterior de la pelvis desencadena el fenómeno contrario en las fases final del apoyo y final de la oscilación (Murray *et al.*, 1964).

Desde un punto de vista clínico es importante analizar por separado el movimiento del muslo y el de la pelvis, ya que su repercusión en las patologías de la marcha es diferente. Refiriendo la inclinación del fémur al eje vertical queda definido su movimiento independientemente del pélvico, quedando excluida del mismo la inclinación pélvica. En marcha humana normal la reducción es de 10°, correspondientes a la inclinación anterior pélvica promedio, lo que supone una inclinación del fémur hacia adelante en el contacto inicial de 20°, y una inclinación hacia atrás en la fase final del apoyo de 20°.

La cadera presenta una ligera oscilación de aducción-abducción en el **plano frontal**. En el contacto inicial, el ángulo anatómico entre fémur y tibia impone una aducción de cadera de unos 10° , sobre la cual se superpone un pequeño arco de movimiento pasivo. Durante la fase de respuesta a la carga se produce una aducción de 5° , volviendo a la angulación neutra en las fases media y final del apoyo, y alcanzando una abducción relativa de 5° en la inicial de la oscilación. Los valores anteriores corresponden a un promedio entre hombres y mujeres (Murray *et al.*, 1964, 1970).

En lo que respecta al **plano transversal**, a lo largo de cada ciclo de marcha, el miembro experimenta un arco de rotación interna, seguido de otro similar de rotación externa. Un estudio cinemático mediante marcadores de agujas, realizado por Levens *et al.* (1948), reveló una posición de neutralidad en el instante de contacto inicial, un máximo de rotación interna al final de la fase de respuesta a la carga (despegue de dedos contralateral) y una rotación externa máxima al final de la preoscilación (despegue de dedos homolateral). El rango de movimiento oscila alrededor de 8° . Si a este valor se añade la contribución pélvica en este plano (7.7°), el rango de rotación total del muslo asciende a unos 15° . Otros estudios realizados mediante marcadores superficiales arrojan resultados similares, si bien existe una gran variabilidad entre los valores obtenidos por diferentes laboratorios (Biden *et al.*, 1987).

Cinética

La posición del vector fuerza de reacción con respecto a la articulación de la cadera en los planos sagital y frontal cambia a medida que el cuerpo avanza sobre el miembro de apoyo, dando lugar a un patrón del momento externo específico del ciclo de marcha. Para un análisis estricto de la cinética de la cadera es necesario considerar, además, las acciones del peso y fuerzas de inercia del miembro inferior correspondiente a esa cadera.

En el **plano sagital**, a lo largo del apoyo, el vector, inicialmente anterior a la cadera, se inclina hacia atrás, registrándose un momento máximo de flexión al principio de la fase inicial del apoyo (Figura 1.11).

A continuación del contacto inicial se produce un caída brusca del peso del cuerpo sobre el pie, que genera una fuerza vertical de reacción importante (60% PC), situada muy por delante de la cadera (Figura 1.12A). El efecto inmediato es un momento de flexión máximo alrededor del 3% CM, con un valor de 6.9% PCLM (Skinner *et al.*, 1985) ó 35 Nm (Boccardi *et al.*, 1981). La aparición de una componente anteroposterior de frenado de la fuerza de reacción modifica la dirección del vector, dirigiéndolo rápidamente hacia la cadera, y provocando la reducción del momento de flexión, pese al aumento de dicha fuerza de reacción (Figura 1.12B).

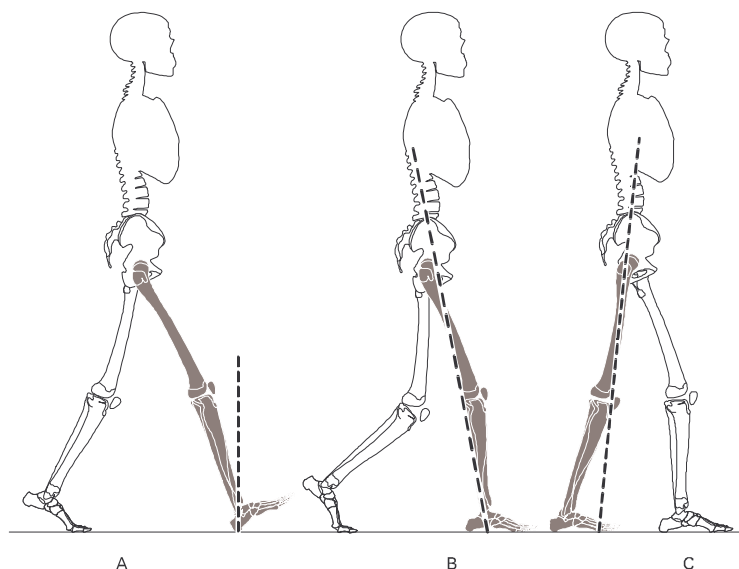


Figura 1.12. Magnitud y dirección aproximadas de la fuerza de reacción con respecto a la cadera, en sucesivos instantes de tiempo.

En la fase media del apoyo (20% CM) el momento de la fuerza de reacción pasa a ser extensor (Figura 1.12C), y continúa así durante la fase final del apoyo, alcanzando su máximo de 4.6% PCLM

en el 49% CM. El momento desciende progresivamente en la fase previa a la oscilación, para anularse al final del apoyo.

La masa de los segmentos distales a la cadera determina, con mayor motivo que en la rodilla, un diagrama de momento articular sustancialmente diferente del patrón del momento de la fuerza de reacción. La potencia desarrollada por la cadera (Figura 1.11) presenta dos intervalos fundamentales de generación de energía (C1 y C3), asociados a la acción concéntrica de los extensores durante el primer tercio del apoyo (elevación del cuerpo), y de los flexores al inicio de la oscilación (impulsión del miembro hacia adelante). El área C2, en la que la cadera absorbe energía, corresponde al resto del apoyo, donde la caída del cuerpo hacia adelante debe ser controlada por una contracción excéntrica de la musculatura flexora. Insistimos, una vez más, en que la determinación del momento y la potencia articulares conlleva una cierta imprecisión, por tratarse de magnitudes derivadas, así como mayor dispersión que las variables cinemáticas o la fuerza de reacción.

En cuanto al **plano frontal**, en el contacto inicial, la fuerza de reacción es ligeramente lateral, invirtiéndose su alineación cuando el miembro entra en carga. Se genera así un momento de aducción, consecuencia de la línea de acción de la fuerza de reacción, la cual pasa por el centro del pie y por el punto medio de la pelvis. Este momento de aducción se mantiene durante el resto del apoyo, para extinguirse en la fase de apoyo bipodal. El patrón de evolución de dicho momento a lo largo del apoyo presenta una forma similar a la de la componente vertical de la fuerza de reacción.

Control muscular

Estudios realizados por Perry (1992) mediante registros de EMG dinámica de los músculos de la cadera durante la marcha, a cadencia libre, pusieron de manifiesto que el control de la cadera durante el apoyo corre a cargo, fundamentalmente, de la musculatura extensora y abductora. En la oscilación, al contrario, el control corresponde a los flexores. La participación de los aductores se limita a los intervalos de transición entre apoyo y oscilación. La imposibilidad de aislar la acción de los rotadores externos profundos impide su caracterización funcional en el ciclo de marcha. En cuanto a la rotación interna, se produce de forma secundaria a la acción principal de los músculos correspondientes.

En el mecanismo de **extensión de la cadera** intervienen los siguientes grupos musculares :

- **Glúteo mayor.** Desde un punto de vista funcional el músculo se divide en dos mitades: los fascículos superficiales desempeñan una función abductora mientras que los profundos funcionan como extensores. Con el contacto inicial, la intensidad muscular de estos últimos aumenta rápidamente, hasta un nivel del 25% MCV a mediados de la fase inicial del apoyo. Su actividad se reduce a menos de un 10% MCV al final de dicha fase (10% CM), donde cesa su función.
- **Isquiotibiales.** El semi-membranoso, el semitendinoso y la porción larga del bíceps crural comienzan a contraerse al final de la fase media de la oscilación (80% CM), incrementando rápidamente su intensidad, para alcanzar el máximo de esfuerzo en la fase final de la oscilación (30% MCV el semimembranoso y 20% MCV el bíceps). Seguidamente se produce una cierta relajación hasta un 10% MCV justo antes del contacto inicial, para a continuación cesar en su función sobre el 8% CM, y permanecer inactivos durante el resto del ciclo.
- **Aductor mayor del muslo.** Comienza su contracción al término de la fase final de la oscilación, aumentando progresivamente su intensidad. En el contacto inicial se produce un incremento hasta un 40% MCV, permaneciendo moderadamente activo durante un 7% del ciclo y relajándose a continuación, sin experimentar actividad durante el resto de la zancada.

Los **abductores de la cadera** constituyen el otro grupo muscular principal en funcionamiento durante la primera mitad del apoyo, y constan del glúteo mediano, el tensor de la fascia lata y los fascículos superficiales del glúteo mayor.

- **Glúteo mediano.** El patrón de actividad de los músculos glúteo mediano y glúteo menor es similar. Sin embargo, el análisis detallado del complejo muscular que conforman se ha limitado al glúteo mediano. Su actividad comienza al término de la fase final de la oscilación, aumentando hasta un 20% MCV tras el contacto inicial, y persistiendo a lo largo de la fase media del apoyo (Kettlecamp *et al.*, 1970).

- **Glúteo mayor (fascículos superficiales).** Presenta un patrón similar al anterior, comenzando en el período final de la oscilación (95% CM), y aumentando rápidamente de intensidad durante la fase de respuesta a la carga (20% MCV), prolongando su acción durante la fase media del apoyo.
- **Tensor de la fascia lata.** Según Perry (1992), la actividad de este músculo varía según se trate de sus fibras anteriores o posteriores. La acción de las fibras posteriores tiene lugar al principio de la fase inicial del apoyo, con intensidad moderada (25% MCV) (Pare *et al.*, 1981); por el contrario, las fibras anteriores no intervienen hasta la fase final del apoyo, y su nivel de esfuerzo es inferior (10% MCV) (Kettlecamp *et al.*, 1970; Inman *et al.*, 1981).

Aproximadamente la mitad de los individuos normales estudiados (Perry, 1992) no mostró una acción significativa de la **musculatura flexora** (superior al 5% MCV) durante la marcha a cadencia libre. No obstante, un ligero aumento o disminución de la velocidad sí que introdujo un patrón consistente de activación muscular.

La acción flexora comienza en la fase previa a la oscilación y continúa hasta principios de la fase media de la oscilación, interviniendo los diferentes músculos en sucesión. Los tres aductores constituyen la acción flexora más persistente, desde la preoscilación hasta el período inicial de la oscilación. La función del aductor menor es, probablemente, similar a la del aductor mediano, aunque este extremo no ha podido confirmarse, debido a la imposibilidad de aislar su acción mediante EMG. A continuación interviene el recto anterior, en las fases previa a la oscilación e inicial de la oscilación, si bien este extremo tan sólo se ha constatado en la mitad de los sujetos considerados, caminando a cadencia libre. El psoasílico, el sartorio y el recto interno del muslo muestran períodos de acción similares durante la fase inicial de la oscilación.

La actividad flexora es poco frecuente en la fase media de la oscilación, y prácticamente inexistente en la fase final de la oscilación.

De entre los **músculos aductores** principales han podido caracterizarse mediante EMG dinámica los aductores mediano y mayor. Sus acciones ya se han citado en los epígrafes correspondientes a la musculatura flexora de la cadera (aductor mediano y recto interno del muslo) y extensora (aductor mayor).

Interpretación funcional

La estabilización de la masa del tronco sobre la cadera introduce una fuerte demanda de control muscular en el período de apoyo. No obstante, existe un mecanismo de ahorro de energía, consistente en reemplazar la acción muscular por fuerzas pasivas, una vez superada la fase de carga del miembro. La segunda demanda muscular, necesaria para el avance del miembro, es menos intensa, puesto que sólo afecta a la masa de éste, utilizándose, una vez más, la cantidad de movimiento en sustitución de la acción muscular directa.

Síntesis de la función de las tres articulaciones

Los movimientos más fácilmente identificables que tienen lugar en la articulación del tobillo durante la marcha son los arcos de flexión plantar de las fases inicial del apoyo y previa a la oscilación. Sin embargo, la dorsiflexión gradual que se produce en el apoyo monopodal es fundamental para la progresión. Por otra parte, el despegue del talón hacia el final del apoyo es básico para la ejecución normal de la marcha, y requiere de una acción estabilizadora del tríceps sural. Finalmente, la dorsiflexión hacia la posición neutra en la oscilación permite el abordaje del siguiente paso.

La articulación de la rodilla es la clave de la estabilidad en el apoyo y el cuádriceps constituye la fuente más directa de potencia extensora. Durante la marcha, sin embargo, la función del cuádriceps se restringe a la absorción del impacto durante la fase de respuesta a la carga, utilizándose otros mecanismos para alcanzar una extensión óptima en el apoyo monopodal. En este sentido, la estabilidad tibial proporcionada por el sóleo es un factor fundamental. La tensión del tracto iliotibial supone un valioso elemento adicional.

La rodilla presenta, en la fase de oscilación, un arco de movimiento durante la marcha mayor que el de ninguna otra articulación. Son precisos 60° de flexión para asegurar una distancia pie-suelo suficiente. Una vez más, se recurre a múltiples mecanismos, además de la acción de la musculatura específica de la rodilla. La contribución de la musculatura flexora plantar de tobillo en la fase de

preoscilación, la flexión de la cadera y la inercia del segmento tibial son elementos determinantes para la flexión de la rodilla en la fase inicial de la oscilación, desempeñando la musculatura flexora de la rodilla un papel inferior. En suma, para que la articulación de la rodilla ejecute correctamente su función se requiere la implicación del miembro inferior en su conjunto, tanto en la fase de apoyo como en la de oscilación.

En cuanto a la cadera, su movimiento durante la fase de apoyo compatibiliza el mantenimiento de la posición erguida de la pelvis y el tronco con el avance del miembro sobre el pie de soporte. La musculatura extensora realiza dos funciones: reducir la velocidad del miembro oscilante en preparación para el apoyo y controlar el avance de la pelvis y del tronco una vez apoyado el pie. Los abductores contrarrestan la caída pélvica debida al momento producido por el peso del cuerpo, cuya línea de acción es medial. Durante la oscilación, los flexores intervienen para avanzar el miembro, pero su demanda a cadencia libre es baja.

En la Tabla 2 se presenta una descripción conjunta de los movimientos y funciones más importantes asociados a las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera durante cada una de las fases de la marcha:

	TOBILLO	RODILLA	CADERA
CI	Tobillo a 0° de flexión para iniciar el rodillo del talón.	Postura en extensión de la rodilla. Estabilidad en el apoyo.	Postura mantenida de 30° de flexión de la cadera.
AI	Primera trayectoria de flexión plantar. Progresión sobre el rodillo del talón.	Flexión de la rodilla (15°). Absorción del impacto.	Mantenimiento de la posición en los planos sagital y frontal.
AM	Primera trayectoria de flexión dorsal. Progresión sobre el rodillo del tobillo.	Extensión de la rodilla. Estabilidad en el apoyo.	Extensión progresiva de la cadera.
F	Despegue del talón y mantenimiento de la dorsiflexión. Progresión sobre el rodillo del antepié.	Se completa la extensión de rodilla. Estabilidad en el apoyo. Avance del paso.	Hiperextensión de la cadera.
O	Segunda trayectoria de flexión plantar. Inicio de la flexión de rodilla para facilitar la oscilación.	Flexión de la rodilla. Preparación para la oscilación.	Flexión de la cadera hasta su posición neutra.
I	Inicio de la segunda trayectoria de dorsiflexión. Asegurar una separación pie-suelo suficiente para el avance del miembro.	Flexión de rodilla. Separación pie-suelo suficiente para el avance del miembro.	Flexión de la cadera.
M	Continuación de la trayectoria de dorsiflexión. Mantener una distancia pie-suelo suficiente.	Extensión pasiva de la rodilla. Avance del miembro.	Continuación de la flexión de la cadera.
F	Mantenimiento del tobillo en posición neutra. Preparación para el siguiente contacto inicial.	Extensión de la rodilla. Longitud de paso adecuada. Preparación para el siguiente apoyo.	Cese de la flexión de cadera.

Tabla 2. Descripción conjunta de movimientos y funciones más importantes asociados a las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera.

1.2.1.4 Factores que influyen en la marcha humana

A continuación se revisa la influencia que algunos factores tienen sobre la marcha humana normal. Existe abundante literatura sobre el efecto en la marcha de la edad, la cadencia y el calzado. Otros factores como el sexo, la carga transportada, la flexibilidad y complexión del individuo, el miembro dominante (dominancia), etc., que también afectan a la marcha, presentan una influencia menor o bien han merecido escasa dedicación en la literatura especializada hasta el desarrollo de la

presente tesis. En todo caso, es muy importante tenerlos presente para cualquier diseño experimental que persiga profundizar en el conocimiento de la marcha humana.

Influencia de la Edad

No puede decirse que la edad sea un factor, en el sentido estricto de la palabra, ya que un individuo concreto no puede someterse a su influencia de forma voluntaria. Sin embargo, es evidente que, desde su nacimiento, cada persona experimenta un proceso de aprendizaje y evolución de su patrón de marcha, hasta alcanzar lo que denominamos un patrón adulto, y que a edades muy avanzadas dicho patrón sufre una serie de modificaciones, al margen de las diferentes situaciones patológicas que hayan podido sobrevenir. En lo que sigue se describe, en primer lugar, la marcha del niño, especificando los aspectos fundamentales que diferencian su marcha de la de una persona adulta, e indicando su evolución. A continuación, se abordan los cambios que acontecen a edades avanzadas.

La marcha del niño

En el desarrollo de los movimientos del niño, uno de los hitos más importantes es la consecución de la locomoción bípeda independiente. El niño ha de aprender a coordinar su cuerpo, formado por un gran número de segmentos, en un mundo gravitacional, para poder moverse, de forma libre y eficaz, de un sitio a otro (Ounpuu *et al.*, 1991).

Antes de empezar a andar, debe producirse toda una maduración y evolución. Inicialmente, el niño presenta movimientos incoordinados de sus extremidades para, posteriormente, ir perfeccionando la coordinación. Más tarde inicia el gateo, apoyando sus pies por su parte interior. Cuando es recién nacido, si se le sostiene de pie y se le desplaza hacia adelante, el niño ejecuta movimientos reflejos similares a los de caminar, en lo que se ha denominado "marcha automática", si bien no se produce una verdadera asunción de carga por parte de las piernas. Finalmente, consigue el equilibrio en bipedestación y comienza a caminar, en una primera etapa cogido y luego suelto, lo cual aparece, normalmente, entre los doce y los dieciocho meses.

El desarrollo de la marcha en el niño ha sido objeto de numerosos estudios, de entre los que destacan los trabajos de Sutherland *et al.* (1980) y Sutherland *et al.* (1988). Las diferencias esenciales existentes entre la marcha del niño y la del adulto se enumeran a continuación:

- Menor proporción de oscilación durante el ciclo.
- Menores longitud de paso y velocidad y mayor cadencia.
- Mayor anchura relativa del apoyo.
- Realización del contacto inicial con el pie completo, en lugar de con el talón.
- Escasa flexión de rodilla en la fase de apoyo.
- Postura en rotación externa del miembro inferior.
- Ausencia de movimiento de oscilación recíproco de los miembros superiores.

A lo largo del proceso de maduración del niño, estos aspectos evolucionan hacia su forma adulta, si bien el ritmo de cada uno de ellos es diferente. Puede decirse que el patrón de marcha adulta se alcanza hacia los siete años, aunque algunas variables dependientes del crecimiento, como la longitud de la zancada, evolucionan hasta la conclusión de éste.

La duración relativa de la fase de oscilación es menor en niños pequeños que en adultos; de este modo se minimiza el período de apoyo sobre un único pie, que constituye una posición más inestable. En circunstancias normales, la simetría de la marcha está presente desde su inicio. La proporción de oscilación aumenta con la edad del niño, alcanzando los valores correspondientes al adulto alrededor de los cuatro años de edad.

Las menores longitud de zancada y velocidad de marcha presentes en el niño se explican por su menor estatura. Sutherland *et al.* (1988) encontraron una estrecha relación entre la longitud de la zancada y la altura del niño, que resultó, además, similar a la del adulto. Su variación es, pues, paralela al crecimiento en estatura, que es más rápido hasta los cuatro años. En cuanto a la cadencia espontánea o libre, su valor alcanza los 170 ppm (pasos por minuto) a la edad de un año, y disminuye

en adelante: a los siete años es de unos 140 ppm, y en adultos oscila entre 100 y 120 ppm, siendo algo inferior en varones. La mayor cadencia compensa parcialmente la inferior longitud de la zancada, de forma que la velocidad evoluciona desde unos 0.64 m/s al año de edad hasta 1.14 m/s a los siete años, en comparación con los valores adultos de 1.30 m/s para mujeres y 1.46 m/s para varones. A partir de los siete años, la longitud de la zancada, la cadencia y la velocidad continúan evolucionando con el crecimiento, hasta alcanzar los valores típicos del adulto a una edad de 15 años.

En lo que respecta a la anchura del apoyo, Sutherland *et al.* (1980) analizaron la evolución de la misma en proporción a la anchura de la pelvis. El coeficiente resultante disminuye con la edad, desde un 70% a la edad de un año hasta un 45% entre los tres años y medio y los siete años. En individuos adultos, dicho índice es algo inferior al 30%.

El contacto inicial se realiza mediante el pie completo, en lugar de con el talón. A diferencia del patrón adulto, el tobillo se encuentra en flexión plantar justo antes del contacto, y permanece en esa posición durante la fase inicial del apoyo. Durante el resto del apoyo no se han encontrado diferencias esenciales en la cinemática del tobillo. El contacto del talón aislado aparece hacia los dos años de edad.

El mecanismo de flexión de la rodilla en la fase de apoyo, que en los adultos sirve a un doble propósito de amortiguación y disminución de la longitud efectiva del miembro, es de escasa relevancia en los niños hasta los dos años de edad.

El patrón de flexoextensión de la cadera presenta, a su vez, algunas diferencias: la extensión máxima, que tiene lugar a finales del apoyo, es menor, y el mantenimiento de la flexión característico de la fase final de la oscilación en adultos se ve disminuido.

La rotación externa del miembro inferior en edades muy tempranas queda reflejada, en particular, en el ángulo del paso. El valor de esta variable es de unos 12° tras el primer año de vida y se reduce hasta unos 2° a los cuatro años.

El ángulo del paso al año de edad es de unos 12°, en rotación externa, y persiste durante todo el ciclo de marcha. A partir de los dos años de edad, el niño presenta ya un patrón de rotación externa/interna parecido al del adulto, con un ángulo del paso entre 5° y 10° (Sutherland *et al.*, 1980), similar a los 7° registrados en población adulta (Murray *et al.*, 1964). Un valor negativo (*toe in* o marcha con las puntas hacia adentro) puede aparecer durante los primeros pasos del niño; su presencia posterior se considera anormal.

A las edades más tempranas, existe una tendencia a la activación de la mayor parte de los músculos durante una proporción del ciclo de marcha superior a la presente en el adulto. El análisis electromiográfico revela que, alrededor de los dos años, los principales músculos han alcanzado ya su patrón adulto, a excepción del tríceps sural. Sutherland *et al.* (1988) establecieron una clasificación de los niños en función de la presencia o no de una función adulta de este grupo muscular, encontrándolo en un 40% de los niños menores de dos años, frente a un 70% a la edad de siete años.

En lo que respecta a las fuerzas de reacción, Beck *et al.* (1981) encontraron cambios significativos de los registros normalizados por el peso frente a la edad, aunque la forma de su evolución temporal resultó similar a la del adulto. Los autores observaron un descenso paulatino de la fuerza de reacción normalizada hasta los cinco años, momento en el cual se estabiliza, que achacaron a un proceso de maduración hacia patrones más efectivos, que requerirían menores esfuerzos musculares.

Otro estudio, realizado por Ounpuu *et al.* (1991), recoge patrones cinemáticos y cinéticos tridimensionales de niños de edades comprendidas entre cinco y dieciséis años. Pese a que, en dicho rango de edades, la marcha coincide, sustancialmente, con la del adulto, este trabajo constituye una referencia interesante para la aplicación clínica del análisis de la marcha.

En definitiva, el patrón de marcha del niño completa su maduración hacia los siete años de edad, a excepción de los parámetros directamente relacionados con su estatura (longitud del paso, velocidad y cadencia), que evolucionan paralelamente al crecimiento, hasta una edad de alrededor de quince años.

La marcha del anciano

La marcha de las personas mayores está condicionada, por un lado, a los cambios debidos a la edad y, por otro, a los efectos de diversas patologías, como la osteoartritis degenerativa y el parkinsonismo, que son más frecuentes a edades avanzadas.

En este apartado se pretende resumir las características específicas de la marcha de los ancianos, sin entrar en el análisis de aspectos relacionados con situaciones patológicas, que se expondrán posteriormente. De entre los numerosos estudios publicados al respecto, el trabajo de Murray *et al.* (1969) sobre marcha normal en varones ancianos hasta 87 años es, tal vez, el más destacado; en un artículo posterior (Murray *et al.*, 1970), los datos correspondientes a mujeres ancianas confirmaron los expuestos en el primer trabajo mencionado.

El patrón de marcha que presentan las personas mayores sanas no debe entenderse como una marcha patológica, ni corresponde a tal. Murray *et al.* (1969) definieron su marcha como "cauta, procurando el máximo de estabilidad y seguridad, como si uno caminase sobre suelo resbaladizo o en la oscuridad". Para Whittle (1981), "parece tratarse simplemente de una versión ralentizada de la marcha de adultos jóvenes". Existe, sin embargo, un desorden de la marcha de los ancianos, aparentemente no asociado a patología, caracterizado por una exageración de los cambios habituales en individuos sanos de edad avanzada (Caranasos e Israel, 1991).

Los cambios significativos comienzan a producirse entre los 60 y los 70 años de edad. Principalmente, disminuyen la longitud del paso y la velocidad, la cadencia muestra asimismo tendencia a descender, y aumenta la anchura del apoyo. Los datos de la Tabla 3 proceden de Murray *et al.* (1964) y Murray *et al.* (1969), y corresponden a individuos varones adultos caminando a cadencia libre.

	Cadencia (p/min)	velocidad (m/s)	I. zancada (m)	a. apoyo (cm)
Jóvenes	117	1.53	1.57	8
Ancianos	114	1.39	1.46	9

Tabla 3. Valores promedio para adultos, jóvenes y ancianos, a cadencia libre

El propósito de los cambios es mejorar la seguridad de la marcha: la disminución de la longitud del paso y el aumento de la anchura del apoyo simplifican el mantenimiento del equilibrio durante la marcha. La reducción de la cadencia lleva asociado un aumento relativo de la fase de apoyo, con lo que se incrementan los períodos de apoyo bipodales y disminuye el porcentaje de apoyo monopodal (Whittle, 1991). Según el trabajo de Winter *et al.* (1990), el porcentaje de apoyo aumenta de un 62.3% CM en sujetos jóvenes a un 65.5% CM en ancianos, y la duración de los apoyos bipodales se incrementa de un 24.6% CM a un 31% CM.

Se produce una reducción total del rango de flexoextensión de la cadera, una reducción en la flexión de rodilla en la fase de oscilación y una reducción de la flexión plantar del tobillo en el despegue. Sin embargo, puesto que los patrones cinemáticos dependen de la cadencia y de la longitud del paso, ambas menores en población anciana, los cambios observados podrían deberse al efecto de dichos parámetros, más que al de la edad (Whittle, 1991). El movimiento vertical de la cabeza se reduce y aumenta su movimiento lateral, probablemente como consecuencia de los cambios en la longitud del paso, anchura del paso y velocidad.

La trayectoria de los dedos durante la oscilación se modifica, en el sentido de aumentar la separación con el suelo, para ganar en seguridad. La elevación del talón durante el despegue es menor, y la actitud del pie es más cercana a la horizontal en el contacto de talón, estando ambos cambios relacionados con la reducción de la longitud de la zancada. Aumenta también el ángulo del paso y se modifica la cinemática de los miembros superiores, con los codos más flexionados y los hombros más extendidos.

Winter *et al.* (1990) utilizan el grado de transferencia de momento mecánico entre cadera y rodilla como índice de valoración del equilibrio dinámico durante la marcha. Conceptualmente, la razón de ser de este índice es que las variaciones que experimentan los momentos articulares en cadera y rodilla se compensan, de forma que el denominado "momento de soporte" (suma de los momentos extensores de cadera y rodilla y de flexión plantar del tobillo), encargado del mantenimiento del equilibrio del tronco, se mantiene constante. Dicho "índice de equilibrio dinámico"

se reduce en población anciana (57.7% frente a un 67.0%), lo que indicaría una capacidad de control disminuida.

En el mismo trabajo, los autores sugieren que las adaptaciones observadas en población anciana sana están estrechamente interrelacionadas. Así, un despegue de puntera menos vigoroso conduciría a una reducción de la velocidad y de la longitud del paso, con lo que aumentaría el período de apoyo bipodal, y el ángulo de abordaje del contacto del talón disminuiría. No se apunta la causa primaria de las adaptaciones, aunque sí posibles mecanismos: la debilidad relativa de la musculatura del anciano conduciría a un despegue menos vigoroso; la necesidad de mayor estabilidad, debido a un sistema de control disminuido, llevaría a menores longitud del paso y velocidad, mayor período de apoyo bipodal y menor ángulo de abordaje.

Influencia de la Cadencia

La mayor parte de los esfuerzos reflejados en la literatura de investigación sobre la marcha humana han ido dirigidos a la caracterización de la misma en las condiciones más habituales para los sujetos de experimentación, que han caminado a una velocidad espontáneamente adoptada, es decir, a su cadencia libre. Los patrones cinemáticos y cinéticos obtenidos de este modo son, en consecuencia, válidos únicamente a cadencia libre. La primera implicación clínica de este hecho proviene de la disminución de la velocidad de marcha que acontece en la gran mayoría de patologías de los sistemas nervioso y músculo-esquelético: no es correcto comparar patrones patológicos con normales si una de las principales fuentes de variación, la cadencia (o la velocidad), no ha sido tenida en cuenta. Es más, en los trabajos de Cortés (1993) y Viosca (1993), realizados sobre sujetos amputados tibiales y población normal, se demuestra que las diferencias entre ambas condiciones se acentúan a cadencias altas, reforzando la importancia de dicho factor. Otros autores que han destacado la conveniencia de analizar la marcha teniendo en cuenta la velocidad son Lamoreux (1971), Andriacchi *et al.* (1977) y Murray *et al.* (1984).

Una de las primeras relaciones observadas durante la marcha afecta a sus tres parámetros más característicos: **longitud de zancada**, velocidad y cadencia. Al margen de la ecuación que las vincula,

$$\text{velocidad (m/s)} = \text{longitud zancada (m)} \times \text{cadencia (pasos/min)} / 120 ,$$

se descubrió una segunda relación según la cual un individuo ajusta su velocidad de marcha modificando, simultáneamente, la longitud de la zancada y la cadencia. La dependencia entre ambas variables admite un buen ajuste lineal en los rangos habituales de movimiento, aunque a cadencias muy bajas, o muy altas, la longitud de la zancada tiende a estabilizarse. Dean (1965) obtuvo la siguiente expresión, que relaciona la longitud de la zancada, adimensionalizada por la altura del sujeto, con la cadencia:

$$\text{long. zancada / altura} = 0.008 \times \text{cadencia (pasos/min)}$$

La expresión anterior es válida para individuos varones. Para mujeres, se constata también una dependencia lineal aunque, dado que presentan una menor longitud de la zancada que los varones, la pendiente es inferior. En este caso, además, la recta de ajuste no pasa por el origen.

Así pues, cuando un individuo decide caminar más deprisa o más despacio, no lo hace a expensas de uno cualquiera de los parámetros anteriores aunque podría, hasta ciertos límites, sino que aumenta o disminuye, simultáneamente, su velocidad, su cadencia y su longitud de zancada. En lo que sigue se hablará, indistintamente, de influencia de la cadencia o influencia de la velocidad, al referirnos a los efectos de cualquiera de ambas variables.

El consumo de oxígeno asociado a la marcha humana normal muestra una dependencia cuadrática con la velocidad. A partir de datos procedentes de diversos estudios, Inman *et al.* (1981) obtuvieron la siguiente ecuación promedio

$$E_w = 2.23 + 1.25 \times v^2 ,$$

donde E_w es el consumo energético por segundo y kilogramo de peso, expresado en vatios (W), y v es la velocidad, en m/s.

En base a la ecuación anterior, el coste energético de la marcha por unidad de longitud caminada se expresaría como

$$E_m = E_w/v = 2.23/v + 1.25 \times v$$

El valor así obtenido no corresponde ya a una potencia, sino a una energía. La función anterior presenta un mínimo para una velocidad de unos 1.33 m/s ó 4.8 km/h, que correspondería a la velocidad óptima desde el punto de vista del gasto metabólico. El hecho de que una persona tienda a adoptar una velocidad cercana a ésta de forma natural, indica que el ser humano optimiza su velocidad para salvar distancias con el mínimo coste energético posible.

Los mayores esfuerzos encaminados a determinar la influencia de la velocidad en la cinemática de la marcha han quedado recogidos en los trabajos de Lamoreux (1971) e Inman *et al.* (1981). En dichos estudios se procede a la normalización temporal de todas las variables cinemáticas, cuya evolución se expresa en relación al porcentaje transcurrido del ciclo de marcha, con lo cual se posibilita la comparación de las curvas a diferentes cadencias.

La longitud de la zancada y, lógicamente, la longitud del paso de cada miembro, aumentan con la velocidad, como ya se ha comentado. La **anchura del apoyo** tiende a aumentar, y el **ángulo del paso**, a disminuir.

El patrón de movimientos de la **pelvis** se ve afectado de forma importante. Al aumentar la cadencia, se reduce la amplitud de sus oscilaciones anteroposteriores, lo que es igualmente válido para el tronco y la cabeza. Pese al aumento de la anchura del paso, las oscilaciones laterales disminuyen también. En cambio, la oscilación pélvica en la dirección vertical aumenta con la velocidad. La menor movilidad vertical de la cabeza a mayores velocidades se justifica por un aumento de los movimientos de inclinación anteroposterior del tronco.

En el plano sagital, la inclinación anterior/posterior de la pelvis se ve incrementada. En el plano frontal, se produce una mayor caída contralateral durante el apoyo. En el plano transversal, la rotación aumenta significativamente, debido también al incremento de la longitud del paso.

Los **patrones cinemáticos** de cadera, rodilla y tobillo, una vez normalizados en el tiempo, presentan algunas diferencias. En el **plano sagital**, el rango de movimiento de la cadera aumenta con la velocidad, asociado al aumento de la longitud del paso. Fundamentalmente, se registra una mayor flexión de la cadera en el instante de contacto inicial. La flexión de la rodilla en la fase inicial del apoyo se correlaciona positivamente con la velocidad. A cadencias bajas, dicha flexión se reduce, o puede no existir, en cuyo caso se produce una flexión de la cadera durante esta fase, en lugar del habitual mantenimiento de su postura. Existe una tendencia a un ligero aumento de la flexión máxima de la rodilla durante la oscilación. En el instante de contacto inicial, se produce un aumento de la dorsiflexión del tobillo, asociada al aumento de la longitud del paso.

En el **plano frontal**, la movilidad de la cadera se halla vinculada a las oscilaciones laterales de la pelvis y a su caída/elevación lateral. Se registra un aumento del movimiento de abducción/aducción con la velocidad. En la rodilla y en el tobillo, la dependencia de este movimiento con la cadencia no se ha caracterizado, pues presenta una gran variabilidad.

En el **plano transversal**, se observa un cambio del patrón de rotación de la cadera al aumentar la velocidad, aunque no ocurre lo mismo en rodilla y tobillo. La rotación de la cintura escapular muestra una tendencia a disminuir con el aumento de velocidad, aunque algunos individuos presentan el patrón contrario.

Existen muy pocos trabajos relativos a la influencia de la velocidad en la **cinética** de la marcha. En su trabajo de 1991, Winter resume el efecto de la cadencia sobre el momento articular y la potencia articular durante la marcha, considerando únicamente el movimiento en el plano sagital. A nivel del tobillo, se registra un menor momento "frenador" (excéntrico) y un mayor momento "propulsor" (concéntrico), al aumentar la velocidad. Los patrones del momento articular en rodilla y cadera aumentan de amplitud con la cadencia, aunque su forma se mantiene, de forma aproximada. A mayores velocidades, se constata una menor acción flexora de la rodilla durante la fase final del apoyo y una menor duración de la acción extensora de la cadera necesaria en la fase inicial del apoyo. Las potencias articulares presentan una clara dependencia respecto a la cadencia, manteniendo su forma e incrementando su amplitud.

La influencia de la cadencia sobre diversos parámetros de interés para la marcha de sujetos normales ha quedado también recogida en el trabajo de Viosca (1993), realizado en el IBV, cuyos resultados se resumen en la Tabla 4.

Variable	descripción	Infl. Cadencia
FZAT/peso	fza. vert. apoyo talón	umenta
FZV/peso	fza. vert. valle	disminuye
FZD/peso	fza. vert. despegue	umenta
FXMAX/peso	fza. ant-post. apoyo	umenta
FXMIN/peso	fza. ant-post. despegue	umenta
FYMIN/peso	fza. med-lat. apoyo	umenta
FYMAX/peso	fza. med-lat. despegue	umenta
GCMIN	flex. máx. cadera apoyo	umenta
GR1	flex. rod. contacto inicial	umenta
GR2	flex. máx. rodilla inicio apoyo	umenta
GR4	flex. máx. rodilla oscilación	umenta
GT4	flex. plantar tobillo despegue	umenta
TAPOYO	tiempo de apoyo	disminuye

Tabla 4. Influencia de la cadencia en los valores absolutos de diversos parámetros, cinemáticos y cinéticos, del ciclo de marcha (Viosca, 1993)

Influencia del Calzado

El calzado merece una atención especial en el estudio de la marcha humana. La población de todos los países desarrollados o en vías de desarrollo utiliza habitualmente el calzado para la deambulación. Dado que el contacto con el suelo se realiza mediante él, resulta evidente que debe afectar, en mayor o menor medida, a la marcha.

Ciertos aspectos del calzado revisten un mayor interés desde la óptica de la marcha humana: la presencia o no de tacón y su tamaño, la capacidad de amortiguación, su peso, aspectos de rozamiento, control de movimientos, rigidez, distribución de presiones, posible relación con patologías, y un largo etcétera. Sin embargo, la mayor parte de los estudios existentes se ha focalizado en el análisis del tacón, particularmente en calzado femenino, y en aspectos de amortiguación.

Influencia de la capacidad de amortiguación

Durante la marcha, los miembros inferiores están sometidos a una serie de cargas, derivadas de su interacción con el suelo. En los instantes de contacto inicial, dichas cargas son más bruscas, pudiendo incluso hablarse de impactos. La onda de choque se refleja en un pequeño pico de muy corta duración en la fuerza de reacción vertical, y se transmite por las estructuras esqueléticas hasta la cabeza (Light *et al.*, 1980; Wosk y Voloshin, 1981; Voloshin y Wosk, 1982). Algunos autores han relacionado la existencia de este tipo de cargas durante la marcha con daños en las estructuras elásticas, como el cartílago articular (Light *et al.*, 1980; Voloshin y Wosk, 1982), con la aparición de patologías degenerativas o por sobrecarga (Jorgensen y Ekstrand, 1988; Jorgensen y Bojsen-Moller, 1989), e incluso con el aflojamiento de prótesis (Light *et al.*, 1980).

El cuerpo humano posee una serie de mecanismos naturales de amortiguación, cuya función es proteger el organismo frente a estas acciones de naturaleza impulsiva. Algunos de estos mecanismos ya han sido descritos, como las acciones del tibial anterior y del cuádriceps durante la fase inicial del apoyo, o la eversión subastragalina (pronación), que también tiene lugar en dicha fase. Por su parte, los tendones y ligamentos del pie absorben también una parte de la energía del choque en forma elástica, reduciendo el valor de la fuerza en el impacto y prolongando su duración (Salathé *et al.*, 1990).

Sin embargo, el primer mecanismo del cuerpo que entra en acción es la almohadilla del talón (*heel pad*), en su papel de establecer el contacto inicial con el suelo. La almohadilla del talón es una masa flexible, de unos 18 mm de espesor, situada entre el calcáneo y la piel de la planta del pie, formada básicamente por tejido adiposo. Su capacidad de absorción de los impactos es muy elevada,

pudiendo verse perjudicada por traumatismos y aumentada por confinamiento (mediante un vendaje, contrafuerte o complemento apropiado, o incluso por el propio calzado), especialmente en sujetos con la almohadilla degenerada (Jorgensen y Ekstrand, 1988). Jorgensen y Bojsen-Moller (1989) encontraron que incluso mostraba un comportamiento superior al de algunos materiales amortiguadores.

La intensidad del choque, además de depender de la capacidad de absorción de impactos del aparato locomotor del sujeto, viene determinada por una serie de factores externos, como su velocidad de marcha, el modo de contacto con el suelo, el calzado, si lo lleva, y el tipo de terreno. De entre todos ellos, el calzado es el que ha despertado un mayor interés desde la óptica de la marcha humana, puesto que, incidiendo en su diseño, pueden modificarse sus características amortiguadoras.

Uno de los estudios pioneros de amortiguación se debe a Light *et al.* (1980), quienes utilizaron tres acelerómetros para registrar el impacto del talón: uno anclado a la tibia mediante una aguja, otro, también unido a la tibia, aunque sobre la piel, y un tercero sostenido firmemente por los dientes del individuo. Valoraron la transmisión del impacto de la tibia a la cabeza durante la marcha (1) a pie desnudo y (2) con calzado convencional, insertando o no una cuña (3) de material amortiguador (Sorbothane) o (4) de caucho en el tacón. Las condiciones (3) y (4) provocaron una mayor absorción del impacto que (2) y que (1), y (3) mostraba una atenuación más rápida de las vibraciones. El acelerómetro sujeto sobre la piel proporcionó resultados similares a los del anclado a la tibia, a excepción de frecuencias muy altas, con lo que se validó su utilización para este tipo de estudios.

La fuerza vertical en el impacto presenta un pico característico previo al máximo correspondiente al apoyo del talón (Cavanagh *et al.*, 1981). Su valor es significativamente superior en individuos descalzos, seguido por el obtenido con botas militares. El pico menor corresponde al calzado de calle y a las zapatillas, entre los que no encuentran diferencias. En los ensayos a pie descalzo, el impacto ocurre un poco antes, los patrones de fuerzas horizontales son diferentes y la rodilla se encuentra más flexionada en el contacto inicial.

También se ha descrito la presencia de un pico de impacto en la componente antero-posterior de la fuerza de reacción, debido al movimiento hacia atrás del tacón del zapato inmediatamente antes del contacto con el suelo (Lanshammar y Strandberg, 1983).

El efecto de plantillas amortiguadoras en marchas largas fue abordado por Dyer (1983), quien analizó, mediante un cuestionario, la aparición de fatiga, dolor de espalda, agujetas y rozaduras, encontrando que los síntomas eran menores en el grupo portador de plantillas.

Johnson (1986, 1988) estudió, mediante técnicas de análisis espectral con acelerometría, la capacidad amortiguadora de plantillas de diferentes materiales en calzado de entrenamiento y en tres configuraciones de calzado de calle de cuero y tacón de goma: ajustado, holgado y anudado. Definió el "coeficiente de impacto" como la proporción de altas frecuencias (50-150 Hz) en la señal de aceleración (10-150 Hz), a nivel de los maléolos. La utilización de la plantilla redujo significativamente el coeficiente de impacto en todos los casos, llegando a disminuirlo hasta en un 30%.

La importancia del calzado como amortiguador del impacto del talón ha sido recalçada por Lafortune y Hennig (1992), quienes encontraron diferencias significativas entre caminar descalzo, con calzado de cuero y con calzado deportivo, en la fuerza de reacción vertical, en la aceleración longitudinal de la tibia y en la derivada temporal de ambas, en el instante del impacto. Mediante el uso de calzado de calle se obtuvo una reducción de un 36% de la carga máxima del impacto, y de un 28% en su derivada. Los valores correspondientes a las zapatillas fueron de un 46% y un 80%, respectivamente. Los autores destacan la acelerometría como mejor técnica para el estudio de la amortiguación, frente a las plataformas dinamométricas.

La influencia del tipo de calzado y de la utilización de plantillas absorbentes en la distribución de presiones plantares ha sido analizada por Bransby-Zachary *et al.* (1990), quienes describen dos instantes de impacto. El primero corresponde al contacto inicial mediante el talón, y el segundo, que denominan "impacto del antepié", se produce en el instante de contacto completo del pie. Los autores estudian este último, registrando la presión bajo las cabezas del primer y tercer metatarsianos. Las presiones máximas promedio se reducen en un 32% con el uso de calzado. El efecto atenuador de las zapatillas en la presión bajo el primer metatarsiano es de un 60%, frente a un 17% de las plantillas. La presión en el despegue no se ve modificada por el uso de plantillas.

Mediante un modelo biomecánico del pie, Wyss *et al.* (1990) analizaron las fuerzas de contacto metatarso-falángico y metatarso-sesamoideos (primera articulación metatarsofalángica) en el

despegue del antepié durante la marcha. Los individuos del estudio eran ancianos, caminando descalzos y con zapatos confortables. A pie descalzo, la carga transmitida por los sesamoideos oscila alrededor de la mitad de la transmitida por la falange. La resultante de ambas, transmitida al primer metatarsiano, alcanza un valor medio de un 35% del peso corporal, presentando un máximo de un 90% PC en el despegue. La utilización del calzado reduce la carga transmitida por la falange y aumenta la transmitida por los sesamoideos. Los autores añaden que el calzado desplaza los sesamoideos hacia una posición articular menos segura, con mayor riesgo de subluxación, sobretodo en tacones medios y altos.

Influencia del tacón

El calzado femenino ha tenido, y tiene, asociado un mayor número de consecuencias negativas para la salud que el de caballero. El uso del tacón alto determina las mayores diferencias, de modo que las mujeres son las que presentan más alteraciones asociadas al hecho de utilizar calzado.

El calzado femenino viene, en su mayoría, definido por una serie de normas sociales y estéticas, considerando como secundarias las repercusiones que, sobre la salud de la mujer, puede tener dicho diseño. Es un calzado caracterizado por la presencia de un tacón más o menos alto, una puntera estrecha y puntiaguda, una base de apoyo del pie, y en especial del retropié, muy estrecha y un escaso control del retropié. Su uso es una cuestión de moda, un atributo de elegancia; sin embargo, los valores sociales, psicológicos y estéticos son contrarrestados por un gran número de efectos negativos: su utilización continuada puede tener una serie de efectos secundarios que hay que tener presentes (Soames y Clark, 1985; Bader, 1987; Valenti, 1987).

La altura del tacón (medida desde el suelo hasta el punto de encuentro entre tacón y suela, aunque en calzado con plataforma se resta el espesor de la suela en el antepié), suele dividirse entre tacón bajo, mediano y alto. El tacón bajo abarcaría desde su inexistencia hasta unos 2 cm de altura, el tacón medio oscilaría entre una altura de 3 y 5 cm y el tacón alto (también llamado de aguja o *stiletto*) comprendería alturas superiores a 6 cm (llegando, a veces, a 9. cm) (Murray *et al.*, 1970; Soames y Clark, 1985; Soames y Evans, 1987; Opila-Correia, 1990a y b; Snow *et al.*, 1992). A veces, este tacón recibe el nombre de **tacón positivo**, pues el talón está más alto que los dedos, para diferenciarlo del llamado **tacón negativo**, en que los dedos están más altos que el talón, en cuyo caso la altura escasamente supera los 3.5 cm (Mann y Schwarzman, 1976; Lateur *et al.*, 1991).

El tacón modifica la posición del pie y del resto del cuerpo, lo que producirá una alteración postural del cuerpo, 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. Existen abundantes estudios acerca de la influencia del tacón en la bipedestación y en la marcha, analizando el reparto de cargas, la distribución plantar de presiones y sus posibles efectos sobre la salud de la mujer.

Influencia en la bipedestación

La alineación postural se desarrolla, en general, en los sujetos como consecuencia de sus capacidades circulatorias, respiratorias, neurológicas y musculoesqueléticas. Los cambios en cualquiera de estos sistemas para compensar tensiones externas (como es llevar tacones altos) pueden dar lugar a una alteración de la orientación de los segmentos corporales y requerir actividad muscular adicional para equilibrar la fuerza de la gravedad (Opila *et al.*, 1988).

La bipedestación con tacones altos produce un aumento de la flexión plantar del pie y de su rotación externa. Murray *et al.* (1970) registraron una variación en la flexión del tobillo de 90° con tacón bajo (3.6 cm) a 124° con tacón alto (8 cm).

La mayor flexión plantar del pie da lugar a una flexión de rodilla, que es mayor en hombres. Estos cambios provocan que el centro de masas se desplace hacia adelante, apareciendo una tendencia a caerse en esa dirección. Algunas mujeres aumentan la flexión en tobillos, rodilla y cadera para compensar este desplazamiento, mientras que otras no son capaces, por razones anatómicas o por patologías articulares, y lo que hacen es aumentar la lordosis lumbar, lo que puede originar lumbalgias, generalmente asociadas al uso de tacones altos (Bader, 1987). Por lo general, el centro de masas del tronco (cabeza, cuello y brazos incluidos) se desplaza posteriormente y hacia arriba (de S2 a L5) (Wu, 1990) para restablecer la línea de gravedad sobre la base de apoyo, variando la alineación postural (Soames y Evans, 1987; Opila *et al.*, 1988).

La sensación de caerse hacia adelante activa los músculos lumbares, isquiotibiales y abdominales, irguiendo la espalda (disminuyendo la lordosis); la pelvis se inclina posteriormente (con tendencia a relajar los isquiotibiales y a poner la cadera en hiperextensión), y las piernas se ponen más verticales, tendiendo a alinearlas con la gravedad, lo que aumenta las cargas en los tejidos blandos de la cadera (Murray *et al.*, 1970; Soames y Evans, 1987; Opila *et al.*, 1988).

Se produce un aumento en el momento en la zona lumbar. Por otro lado, la posición del pie supone una reducción del momento en el tobillo, lo que constituye un alivio, pues los músculos del tríceps sural (gemelos y sóleo) están acortados y, en consecuencia, menos capacitados para contrarrestar los momentos en dicha articulación (Soames y Evans, 1987; Opila *et al.*, 1988).

Influencia en la cinemática de la marcha

El aumento de la altura del tacón disminuye la longitud del paso y la velocidad, aunque no se aprecia influencia significativa en la cadencia; dichos cambios van posiblemente asociados a una dificultad para proyectar el pie hacia adelante (Murray *et al.*, 1970; Soames y Evans, 1987; Opila-Correia, 1990a y b; Gastwirth *et al.*, 1991).

La duración total del ciclo de marcha no varía con la altura del tacón. La duración de la fase de apoyo es significativamente menor a pie descalzo que con calzado, observándose un aumento en la duración de la fase de apoyo conforme aumenta la altura del tacón. La finalidad de este aumento relativo de la fase de apoyo es buscar una mayor estabilidad en la marcha, que resulta más insegura cuanto mayor es la altura del tacón (Adrian y Karpovich, 1965; Murray *et al.*, 1970; Merrifield, 1971; Opila-Correia, 1990a). Otros autores, en cambio, encuentran un ligero aumento relativo de la fase de oscilación al aumentar la altura del tacón (Gastwirth *et al.*, 1991).

El uso de tacón repercute igualmente en la cinemática de las articulaciones, como ha quedado recogido en diferentes trabajos (McBride *et al.* (1990), Murray *et al.* (1970), Opila-Correia, 1990a y b, Gastwirth *et al.*, 1991). Omitimos aquí la descripción de estas alteraciones por considerar que exceden el ámbito de la presente tesis.

Opila-Correia (1990b) destaca las diversas estrategias de compensación que adoptan diferentes mujeres frente a los efectos del tacón, en particular, frente a la mayor severidad del impacto inicial. En individuos jóvenes aparece una inclinación anterior de la pelvis y un aumento de la lordosis lumbar, que podría explicar una tendencia a padecer hiperlordosis a largo plazo. Por el contrario, mujeres de mayor edad presentan una inclinación pélvica posterior con reducción de la lordosis que conduciría, según la autora, a dolor lumbar, por sobrecarga de tejidos blandos. Este grupo parece sustituir su menor flexibilidad espinal por movimientos más amplios de tronco y pelvis. Al considerar la influencia introducida por la experiencia en la marcha con tacones, encuentra que las mujeres acostumbradas a ellos exageran sus movimientos pélvicos, mientras que el grupo no habituado presenta mayor movilidad del tronco.

Influencia en la cinética de la marcha

El uso del tacón, si es de altura adecuada, tanto en hombres como en mujeres, puede ser beneficioso e incluso llegar a ser necesario. Diversos autores comentan que el hecho de llevar calzado con tacón, hace que el porcentaje de peso soportado por el antepié aumente, produciéndose además cambios en la distribución de presiones en el antepié (Schwartz *et al.*, 1935; Soames y Clark, 1985; Lavigne y Noviel, 1992). En general, parece existir acuerdo en que un tacón de una altura adecuada puede ayudar a mejorar la distribución de las cargas entre retropié y antepié (Bader, 1987).

Valenti (1987) considera conveniente el uso de tacón durante la marcha en la medida en que contribuye a repartir el peso del cuerpo entre el antepié y el retropié.

Las fuerzas de reacción con el suelo se ven influidas por la altura del tacón. Su componente mediolateral no parece depender de la altura del tacón (contrariamente a lo que cabría pensar por la mayor inestabilidad), y la anteroposterior sólo difiere en el pico negativo después del contacto de talón, que es mucho mayor con tacón alto, posiblemente debido al cambio en velocidad y ángulo de entrada. Los valores máximos de la componente vertical aumentan (apoyo del talón y despegue del antepié), lo que se atenúa incrementando el valor de la flexión de rodilla, mientras que el valor mínimo (fuerza vertical del valle) disminuye (Soames y Evans, 1987; Snow *et al.*, 1992).

Las modificaciones introducidas por los tacones en las fuerzas de reacción, distribución de cargas, patrón de marcha, posición y movimiento del pie y la disminución de base de soporte y área

de contacto del pie con el suelo, originan cambios en la distribución plantar de presiones, sobrecargando en particular las articulaciones metatarsofalángicas (McBride *et al.* (1990), Gastwirth *et al.*, 1991; Snow *et al.*, 1992). Además, la puntera estrecha comprime los dedos, dando lugar a una base de soporte lateral muy pequeña con muy poca superficie de apoyo. Se observa cómo el centro de presiones en el pie se sitúa, en un primer instante, bajo el dedo gordo e inmediatamente se desplaza bajo el segundo dedo, para volver posteriormente al primero, lo cual indicaría la existencia de una cierta inestabilidad mediolateral. Según Soames y Clark (1985), el aumento de la altura del tacón incrementa los esfuerzos de cizalladura y los momentos flectores en los metatarsianos laterales.

Efectos adversos

Las consecuencias negativas del calzado sobre la anatomía y fisiología de la mujer han sido descritas por muchos autores (Kato y Watanabe, 1981; Bader, 1987; Snow *et al.*, 1992) y están, normalmente, relacionadas con el calzado de tacón alto y puntera estrecha.

Los tacones altos producen un cambio en la configuración de cargas en el pie, las fuerzas se concentran en el antepié que, a su vez, es apretado fuertemente por una puntera estrecha que comprime los dedos; además, el pie tiende a resbalar hacia abajo y hacia adelante por la acción del peso del cuerpo y por el uso en el interior de materiales de poca adherencia, lo que desplaza hacia adelante el apoyo metatarsiano. El resultado final es la presencia de múltiples alteraciones dolorosas del antepié, como son juanetes, uñeros, dedos en martillo, dedos montados, dedos en garra, callosidades plantares, etc. (Bader, 1987; Soames y Evans, 1987; Wu, 1990). Así, el hallux valgus es mucho más frecuente y de aparición más temprana en las mujeres que en los hombres (Valenti, 1987; Gastwirth *et al.*, 1991). Bonney y Macnab (1952) encontraron que las mujeres presentaban un 90% de hallux rigidus y un 68% de hallux valgus atribuibles al calzado. Kato y Watanabe (1981), en un estudio sobre la etiología del hallux valgus en Japón, observaron que la introducción de calzado de cuero occidental en Japón coincidió con la aparición de los primeros casos de hallux valgus en este país. La mayor presión en el antepié y sobre una menor superficie de contacto, añadido a que las punteras estrechas restringen el movimiento libre de los dedos, puede ser un causante de la aparición de metatarsalgias y callosidades (Gastwirth *et al.*, 1991; Lavigne y Noviel, 1992).

El hecho de llevar tacones de forma continua durante un período largo de tiempo parece producir acortamientos del tríceps sural (Bader, 1987). Se produce una disminución del rango de movimiento en flexión dorsal y aumento de flexión plantar de 8°, asociadas al acortamiento del tendón de Aquiles por el uso del tacón alto. Además, para evitar que el pie se salga del zapato, los contrafuertes tienen que sujetar fuertemente el talón, lo que puede dar lugar a tendinitis del tendón de Aquiles, bursitis del mismo y bursitis retrocalcánea (Bader, 1987; Opila-Correia, 1990b).

La inestabilidad del retropié, unida a mayores impactos en el contacto del talón y a una limitación de los movimientos normales de pronación y supinación durante la marcha, disminuye la capacidad de amortiguación del pie, lo que hace que se transmitan mayores impactos a lo largo de cuerpo, agravado por una suela generalmente dura. Esto se ha de contrarrestar mediante cambios en la cinemática de los miembros inferiores, pelvis y raquis durante la marcha. Tales movimientos de compensación producen alteraciones en los modelos de carga de los tejidos que pueden dar lugar a problemas en espalda y rodilla (Bader, 1987; Soames y Evans, 1987; Opila-Correia, 1990a; Gastwirth *et al.*, 1991). Por otro lado, la disminución de la lordosis para compensar el desplazamiento del centro de masas aumenta el momento lumbar y, en consecuencia, las cargas en los tejidos blandos de cadera y raquis (Opila *et al.*, 1988). La dorsiflexión pronunciada que adoptan las articulaciones metatarsofalángicas produce una inversión de la articulación subastragalina, bloquea la articulación de Chopart y rigidiza el pie, con el arco relativamente alto por la acción de una aponeurosis plantar tensa, todo lo cual interfiere en la habilidad para disipar las fuerzas de reacción del suelo generadas en el contacto, por lo que las extremidades inferiores y el cuerpo tienen que absorber tensiones y deformaciones adicionales (Bader, 1987; Soames y Evans, 1987; Wu, 1990).

La inestabilidad aumenta la posibilidad de que se produzcan esguinces, luxaciones y fracturas en el tobillo y huesos y articulaciones de extremidades inferiores y raquis. Incluso, aunque no lleguen a producirse lesiones, el desgaste a largo plazo del sistema músculo-esquelético y el gasto adicional de energía requerido para mantener el equilibrio del cuerpo pueden contribuir también a un deterioro más temprano de las diferentes funciones del miembro inferior y raquis (Wu, 1990).

1.2.2 La marcha humana patológica

1.2.2.1 Mecanismos básicos de alteración de la marcha en diferentes patologías.

Una de las propiedades más características de la marcha humana normal es la simetría (derecha-izquierda) de los parámetros de marcha (longitud de paso, duración del paso y de la fase de apoyo) (May y Davis, 1974; Breakey, 1976; Stanic et al., 1977; Skinner y Effeney, 1985; Seliktar y Mizrahi, 1986). No obstante se constata un cierto grado de asimetría (derecha-izquierda) en sujetos considerados como normales. (Rosenrot et al., 1980).

Al igual que para otros aspectos del examen clínico, el médico que describe la marcha del paciente debe poseer los conocimientos adecuados en este campo. Para ello ha de comprender los principios de la mecánica de la marcha normal y ser capaz de analizar cuando las variaciones de la misma limitan con lo patológico.

Existen múltiples posibilidades para clasificar las alteraciones de la marcha debidas a patologías, según su etiología, según la zona anatómica afectadas, según la fase de la marcha que esta alterada, etc. No obstante, todos los procesos patológicos acaban provocando determinadas alteraciones que son objetivables mediante las diferentes herramientas que se utilizan para el estudio de la marcha humana. Estas alteraciones básicas, se pueden clasificar en:

- Dolor
- Deformidad
- Debilidad muscular
- Control neurológico deficitario

Dolor

Durante la locomoción la causa principal de dolor corresponde a una excesiva tracción tisular. Las reacciones fisiológicas al dolor introducen dos elementos que alteran la marcha, la deformidad y la debilidad muscular.

Una articulación inflamada tiende a adoptar una postura que coincide con la de mínima presión intraarticular y que en la cadera coincide con los 30º de flexión (Figura 1.13)

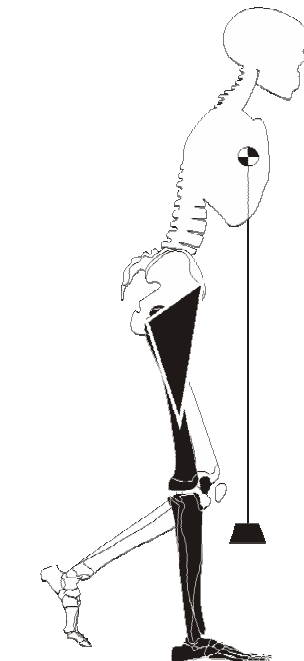


Figura 1.13. Contractura en flexión de cadera

Estas posturas coinciden también con las de mayor laxitud capsular y ligamentosa, siendo la debilidad muscular secundaria al dolor y al derrame articular.

Así pues, tras un derrame articular cabe esperar, durante la marcha, una menor fuerza muscular y un aumento de estas posturas de protección.

Deformidad articular

Una deformidad aparece cuando los tejidos no permiten una movilidad pasiva suficiente en los pacientes, que les permita adoptar posturas normales y rangos de movimiento fisiológicos durante la marcha. Aunque existen diversas causas de limitación articular –secundaria a alteraciones de la superficie articular, fibrosis capsular, contractura muscular o topes óseos producidos por osteofitos o cuerpos libres- (De Miguel, 2000), la contractura o retracción suele ser la causa más habitual.

Una contractura representa un cambio, estructural o funcional, en el tejido conectivo de los músculos, ligamentos o cápsula articular a consecuencia de una inmovilidad prolongada o como secuelas de una lesión.

El grado de rigidez de los tejidos, así como la madurez de los mismos conduce a dos tipos de contractura clínica: elástica y rígida.

Una contractura elástica puede ser vencida por el estiramiento pasivo originado por una fuerza que se le oponga (Figura 1.14). Una contractura elástica provoca alteraciones muy variadas en la marcha. Durante la oscilación las alteraciones debidas a la contractura serán más aparentes que durante la fase de apoyo, en la que el peso corporal estirará pasivamente los tejidos ocasionando una movilidad aparentemente normal o ligeramente retrasada.

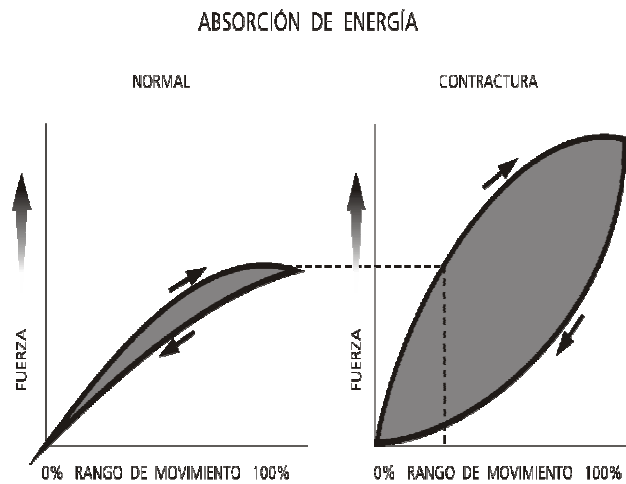


Figura 1.14. Absorción de energía por los tejidos durante la movilización pasiva de los mismos. Flexión: tramo ascendente de la gráfica. Extensión: tramo descendente de la gráfica

Una contractura rígida es aquella que resiste los esfuerzos de estiramiento, por tanto estará presente durante todo el ciclo de la marcha, tanto en la fase de oscilación como en la de apoyo.

En la cadera, la estabilidad durante la fase de apoyo se ve modificada por una contractura de la cadera en flexión. El tronco se adelanta con respecto a la línea media (Figura 1.13) lo que provoca una tensión adicional en los músculos de la espalda y los extensores de la cadera (Prat, 1993).

Podemos observar en los procesos inflamatorios que la cadera suele adoptar una actitud en flexión, abducción y rotación externa, no siendo raro en las coxopatías subagudas y crónicas la aparición de amiotrofias en el muslo y nalga de lado afecto.

Las predicciones sobre la capacidad de marcha basados en tests manuales se ven limitados por la imposibilidad de los mismos para identificar los niveles máximos de fuerza muscular. Por ejemplo en la cadera la máxima resistencia al examinador (grado 5) corresponde únicamente al 65% del normal. Durante la marcha los músculos trabajan a un nivel 3+/5, lo que supone un 25% de la fuerza normal. (Prat, 1993).

Debilidad muscular.

Una **debilidad muscular** puede ser debida a una atrofia muscular por desuso, a lesiones neurológicas y a miopatías.

Cuando la causa es una lesión de neurona motora inferior o una patología muscular (polimiositis, Guillain-Barré, distrofia muscular, atrofia muscular primaria) los pacientes poseen una excelente capacidad de sustitución. En estos casos, la acción de uno de los grandes grupos musculares posee una sustitución muscular oportuna.

Podemos observar en los procesos inflamatorios que la cadera suele adoptar una actitud en flexión, abducción y rotación externa, no siendo raro en las coxopatías subagudas y crónicas la aparición de amiotrofias en el muslo y nalga de lado afecto.

Las predicciones sobre la capacidad de marcha basados en tests manuales se ven limitados por la imposibilidad de los mismos para identificar los niveles máximos de fuerza muscular. Por ejemplo en la cadera la máxima resistencia al examinador (grado 5) corresponde únicamente al 65% del normal. Durante la marcha los músculos trabajan a un nivel 3+/5, lo que supone un 25% de la fuerza normal. (Prat, 1993).

Control neurológico deficitario.

Cuando existen patologías a nivel del sistema nervioso central o periférico, se puede producir un **control neurológico deficitario**, apareciendo cinco alteraciones básicas en diferentes combinaciones y con intensidad variable:

- Espasticidad.
- Alteraciones de la coordinación.
- Patrones reflejos primitivos del aparato locomotor.
- Alteraciones de la secuencia de actuación muscular.
- Alteración de la propiocepción.

Además, existe una alteración del control muscular en dependencia de la posición del miembro y del alineamiento corporal.

La combinación de los cuatros mecanismos patológicos (dolor, deformidad, debilidad muscular y control neurológico deficitario) en las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera provocan alteraciones específicas de la marcha en las diferentes fases de la misma.

En la presente Tesis se realiza un estudio pormenorizado de las alteraciones del patrón de marcha normal debido a la patología artrósica de la cadera.

1.2.2.2 Alteraciones en la cadera

El carácter multidireccional de los movimientos de cadera provoca que esta articulación sea sensible a alteraciones en los tres planos del espacio. A ello se une la complejidad de ser la articulación que conecta el miembro inferior con el tronco. Una función anormal de la cadera puede evidenciarse por una incorrecta alineación tanto del muslo como de la pelvis e, indirectamente, del tronco. El movimiento de la pelvis puede acompañar el desplazamiento del muslo, que permanece estacionario, o moverse en dirección contraria, dependiendo de la movilidad del tronco. En este sentido, en el estudio de la marcha humana el análisis del movimiento del muslo debe realizarse de forma independiente al de la pelvis. Los patrones funcionales de ambos se ven influidos por la interrelación entre los requerimientos posturales y la mecánica de la cadera (movilidad y acciones musculares).

Los errores en el plano sagital incluyen una inadecuada extensión o una exagerada o inadecuada flexión (Figura 1.15). Las desviaciones en los otros planos son exageradas aducciones, abducciones o rotaciones (externa o interna).

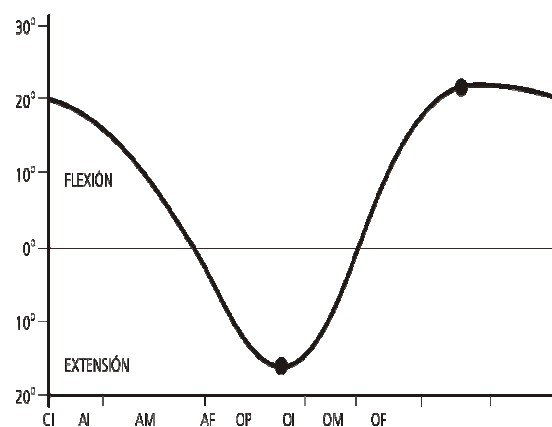


Figura 1.15. Secuencia de las alteraciones más significativas durante el ciclo de la marcha

Extensión inadecuada

Una alteración en la extensión de cadera ocasiona problemas de estabilidad del sujeto al apoyar su peso corporal. Los errores más habituales son el fracaso para retrasar el muslo hacia una posición neutra, durante la fase media del apoyo, o para alcanzar la hiperextensión en la fase final del apoyo.

En la fase media del apoyo, una extensión limitada de cadera puede modificar las alineaciones de la pelvis o del muslo. Este fenómeno introduce tres errores posturales en los segmentos corporales adyacentes: inclinación anterior del tronco, lordosis lumbar y flexión de rodilla (Figura 1.16).

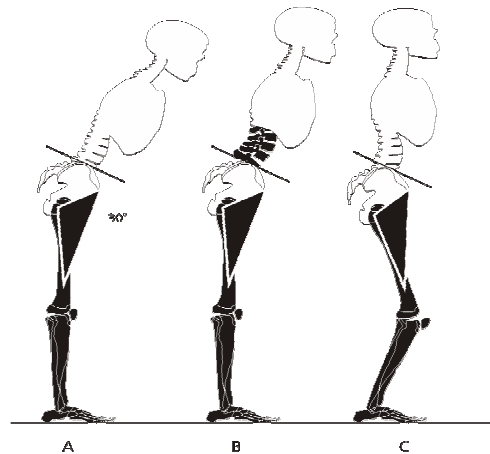


Figura 1.16. Extensión inadecuada de la cadera durante la fase media del apoyo. A: si no existe compensación aparece una inclinación anterior de pelvis y tronco. B: la lordosis lumbar puede hacer recuperar la posición erecta del tronco. C: una flexión de rodilla puede enderezar pelvis y tronco.

Una inclinación anterior de la pelvis indica una extensión inadecuada de cadera cuando el miembro apoyado avanza hacia una posición vertical sobre una rodilla extendida, durante la fase media del apoyo, es decir, el muslo está vertical. Si no existe compensación postural, el tronco también se adelanta, colocando la fuerza de reacción anterior a la articulación de la cadera. Ello incrementa los requerimientos de los músculos extensores de cadera.

La forma menos dificultosa para reducir el brazo de palanca de la fuerza de reacción respecto al tronco consiste en provocar una lordosis lumbar. Una flexión de cadera de 15° se compensa fácilmente por la columna lumbar, a menos que exista una rigidez anormal (Figura 1.17).

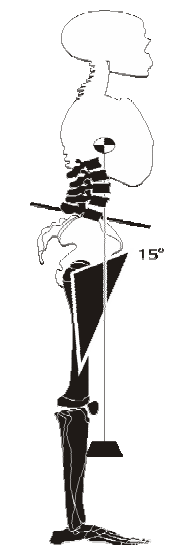


Figura 1.17. La lordosis lumbar es capaz de compensar 15° de contractura en flexión de cadera

Una pérdida mayor de extensión de cadera comienza a comprometer la movilidad del raquis. La inclinación anterior de la pelvis supone una inclinación anterior del segmento corporal superior. Para realinear la fuerza de reacción sobre la cadera, la columna debe aumentar su lordosis para

Llevar el tronco a una posición posterior (Figura 1.19). En general, los niños desarrollan más lordosis que los adultos, ya que su raquis en crecimiento más flexible permite mayor grado de movilidad. Una deficiencia para producir una lordosis lumbar suficiente sitúa la fuerza de reacción en una posición anterior a la cadera y, por tanto, se requiere una acción compensadora correspondiente de la musculatura extensora en cadera y tronco.



Figura 1.18. Una extensión inadecuada de cadera en la fase final del apoyo impide el correcto avance del muslo (negro). Avance normal del muslo (gris)

La flexión de la rodilla inclina el muslo posteriormente y permite a la pelvis mantener su alineación normal, a pesar de la flexión fija de cadera. Por tanto, una postura en triple flexión (cuclillas) es una forma alternativa de acomodarse a una extensión inadecuada de cadera durante la fase media del apoyo. Esta solución es poco eficaz, ya que la rodilla flexionada debe estabilizarse por un aumento de la actividad del cuádriceps. Asimismo, se requiere una dorsiflexión de tobillo aumentada. Esta forma de sustitución para una extensión de cadera inadecuada también reduce significativamente la progresión corporal.

La hiperextensión de cadera normal en la fase final del apoyo monopodal magnifica las limitaciones funcionales de una extensión inadecuada de cadera. El primer cambio que se presenta es la inclinación anterior de la pelvis, que se asocia con una lordosis lumbar. Para reducir la demanda extensora a nivel de la cadera en esta fase, la rodilla puede flexionarse (Figura 1.18). Esta carencia de extensión de cadera ocasiona una reducción del paso de la otra pierna.

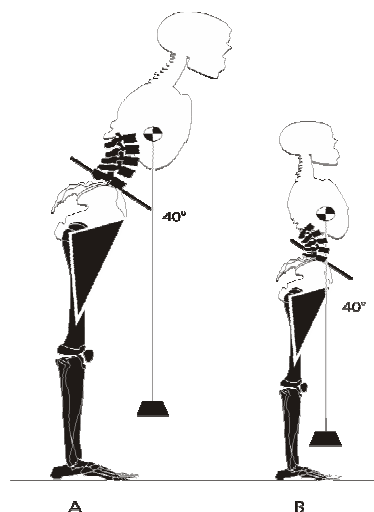


Figura 1.19. Lordosis lumbar como mecanismo de compensación de una contractura en flexión de cadera importante (40°). A: sujeto adulto. B: niño

Flexión exagerada

Ya que la flexión de cadera durante la fase de oscilación es normalmente de 30° (20° de inclinación anterior del muslo), una flexión exagerada representa generalmente un cambio llamativo en la postura del miembro, excepto en la fase de preoscilación en la que tan sólo unos pocos grados de flexión de cadera son muy aparentes.

Una flexión exagerada de cadera durante la fase de preoscilación representa habitualmente la continuación de una extensión inadecuada de cadera en las fases previas del apoyo. En ocasiones, aparece un rápido adelantamiento del muslo cuando se produce la transferencia de peso a la otra pierna, debido a una liberación de la musculatura flexora de cadera que se encontraba a tensión (contractura elástica). En cada situación, la flexión de cadera para comenzar la oscilación se inicia prematuramente.

En la fase media de la oscilación un aumento en el ángulo de flexión de cadera, suele corresponder a un aumento de la inclinación pélvica más que a una posición alterada del muslo. La presencia de una elevación exagerada del muslo en la fase media de la oscilación, sin embargo, representa una sustitución habitual para una flexión plantar de tobillo exagerada (Figura 1.20).

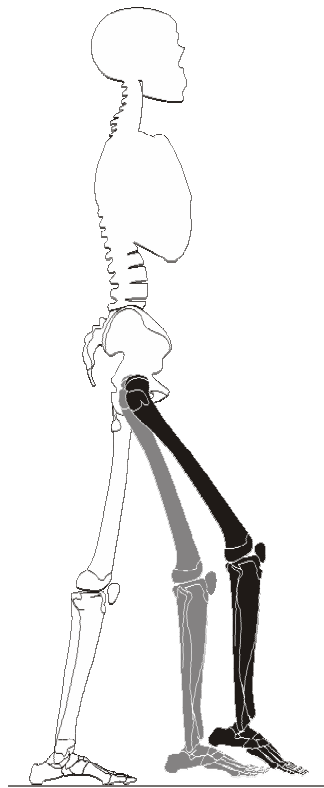


Figura 1.20. Flexión de cadera aumentada para evitar el arrastre del pie debido a una flexión plantar de tobillo

Causas de extensión inadecuada y flexión exagerada de cadera

Existen cinco patologías que limitan la movilidad de los tejidos situados anteriormente a la articulación de la cadera (Tabla 5). Cada una de ellas puede originar una extensión inadecuada de cadera o una flexión exagerada. Estas causas son la contractura en flexión de cadera, la contractura del tracto iliotibial, la espasticidad de los flexores de cadera, el dolor y la artrodesis de cadera. Además, se puede añadir la postura voluntaria en flexión como causa adicional. En muchas ocasiones, para diferenciar la causa de la movilidad limitada, es más conveniente utilizar la electromiografía dinámica que el análisis de movimientos.

Las causas más habituales de una **contractura en flexión de cadera** son la presencia de tejidos fibrosos anteriores y el acortamiento de la cápsula articular o de los músculos flexores. Ya que la contractura introduce una posición fija de cadera, su significación funcional depende del ángulo de variación normal que se utiliza en cada una de las fases de la marcha.

Ante la presencia de una **contractura del tracto iliotibial** el paciente muestra durante la marcha una mayor limitación de la extensión de cadera que en decúbito supino (Figura 1.21).

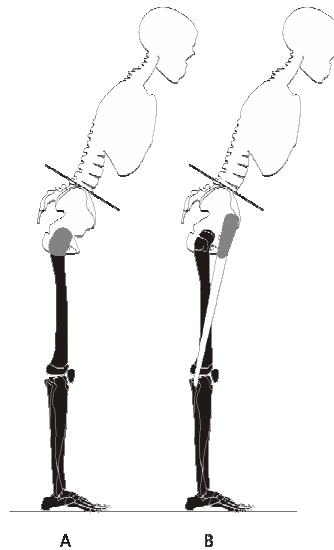


Figura 1.21. La contractura del tracto iliotibial suele simular una contractura rígida de cadera. A: retracción capsular anterior. B: contractura del tracto.

Esta diferencia se explica por la presencia de una aducción relativa del miembro durante el apoyo, que tensa el tracto iliotibial e introduce una inclinación anterior equivalente de la pelvis. La exploración clínica de esta retracción en decúbito supino y con un ángulo neutro de abducción/aducción de cadera hace disminuir el grado de limitación de la extensión (Figura 1.22).

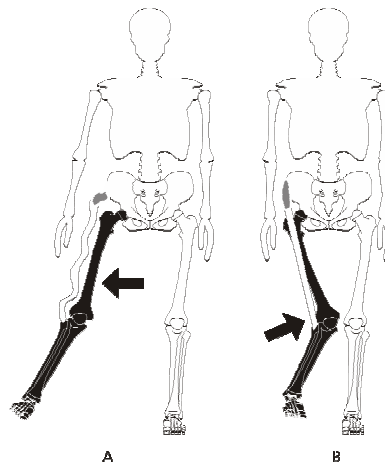


Figura 1.22. Limitación de la extensión de cadera por contractura del tracto iliotibial. A: con el miembro abducido se relaja y la cadera se extiende completamente. B: en aducción se tensa y la cadera flexiona.

Durante la marcha, la **contractura espástica de la musculatura flexora de la cadera** se desencadena cuando se produce un estiramiento de sus fibras. La magnitud y ritmo de las alteraciones varía según el número de músculos que se ven afectados. En la mayoría de los casos, existe superposición de acciones de aducción, abducción y rotación combinadas. La electromiografía dinámica es la única posibilidad para identificar los músculos afectados.

De forma similar, el peso de la pierna oscilante puede ocasionar un estiramiento muscular y estimular el reflejo miotático durante las fases de la oscilación, en pacientes con lesiones de neurona motora superior. Las flexiones ocasionadas por una contractura espástica en raras ocasiones superan los 40°, a no ser que se asocien a una contractura rígida.

Las artritis y otro tipo de patologías que producen derrames articulares provocan una postura de flexión, con ánimo de minimizar el **dolor articular**. Las presiones intraarticulares son mínimas cuando la cadera está flexionada 30°-40°. El grado de flexión que se registra varía con la intensidad de la patología articular. El apoyo monopodal se reduce cuando la progresión de la marcha supone un aumento en la tensión capsular y, por ende, del dolor.

En las **artrodesis de cadera** se fija habitualmente la articulación entre 20° y 45°, buscando un compromiso entre la posición de marcha y la de sedestación. El momento de la marcha en que aparezca una limitación dependerá de la posición en que se fije la cadera. Por tanto, la cadera artrodesada a 20° de flexión provoca una extensión inadecuada, mientras que la flexión es exagerada sólo en la preoscilación. La postura más grave (45°) presenta una flexión exagerada también en la fase de oscilación.

En la Tabla 5 se muestran de modo resumido las alteraciones de cadera que provocan anomalías de la marcha.

	Extensión Inadecuada	Flexión Exagerada	Flexión Inadecuada	Extensión Exagerada
Contractura en flexión		X	X	
Contractura de la banda iliotibial		X	X	
Espasticidad en flexión		X	X	
Artrodesis	X	X	X	X
Dolor		X	X	
Contracción voluntaria	X	X	X	

	Aducción aumentada	Abducción aumentada	Rotación aumentada
Abducción débil	I	C	
Contractura o espasticidad en aducción	I	C	
Oblicuidad pélvica en escoliosis	I/C	I/C	
Contractura en abducción	C	I	
Contractura de la banda iliotibial	C	I	
Artrodesis	X	X	X
Voluntario		I	X
Hiperactividad muscular			X
Anteversión de cadera			X

C= Contralateral I = Homolateral X = Sin orientación definida

Tabla 5. Alteraciones de cadera que provocan anomalías de la marcha.

El **latigazo de cadera** es un mecanismo voluntario de flexión de cadera que sucede en la fase final de la oscilación y en el que la cadera se ve agresivamente flexionada y rápidamente extendida (Figura 1.23)

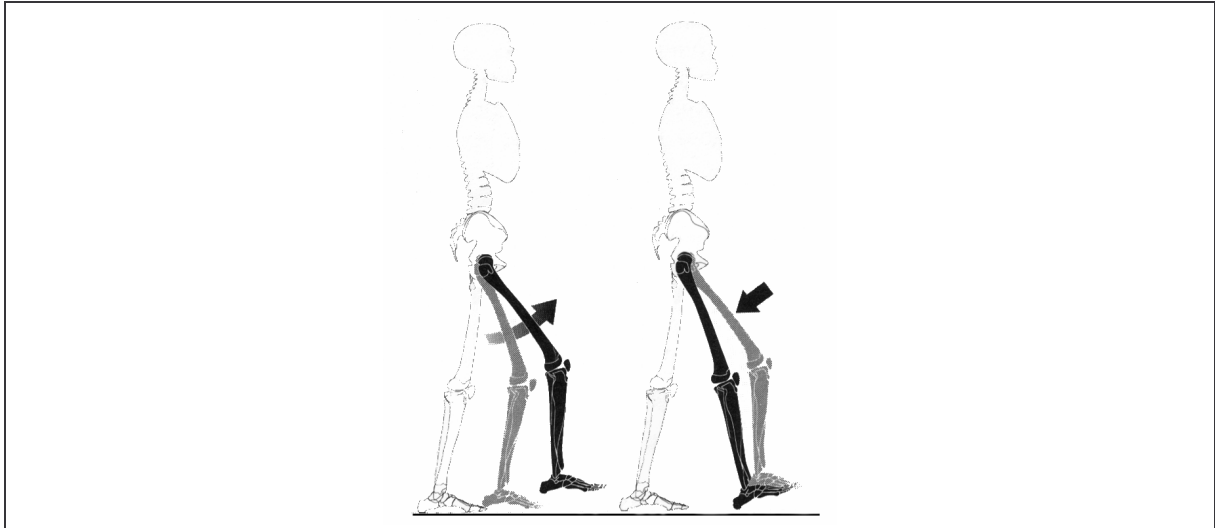


Figura 1.23. Latigazo de cadera

El latigazo de cadera se utiliza para extender la rodilla en personas con cuádriceps paralizado y coordinación motora conservada, como en la poliomielitis. Una flexión rápida de cadera adelanta tibia y muslo. Una retracción activa rápida del fémur lanza anteriormente a la tibia, preparando el miembro para el contacto inicial.

El predominio de patrones primitivos en pacientes espásticos también puede introducir un patrón de latigazo de cadera. En la fase media de la oscilación el patrón flexor provoca un adelantamiento del miembro y posibilita la separación del suelo. La preparación para el apoyo en la fase final de la oscilación inicia el patrón extensor. Esto puede originar una extensión de cadera y rodilla.

Flexión inadecuada

La necesidad de una flexión de cadera comienza en la fase inicial de la oscilación y continúa durante el resto de fases de la oscilación hasta el contacto inicial. Por tanto, una inadecuada flexión de cadera puede afectar cualquiera de estas fases.

La dificultad para conseguir una flexión de 15° en la fase inicial de la oscilación reduce el adelantamiento del miembro. Un efecto secundario es la limitación de la flexión de rodilla, ya que se carece del impulso del muslo para iniciar esta acción. Ello contribuye al arrastre de los dedos, cuando existe una flexión plantar del tobillo. Ya que la flexión plantar de los dedos puede ocasionar una flexión inadecuada de la cadera, la alteración en la movilidad de tobillo y rodilla en fases distintas de la marcha a las que actúa la flexión de cadera se utiliza como diagnóstico diferencial.

En la fase media de la oscilación una inadecuada flexión de cadera supone, en general, una continuación de la acción comenzada en la fase anterior; además, en condiciones normales en esta fase aparece una pequeña acción flexora muscular adicional.

La posición de la cadera durante las fases final de la oscilación e inicial del apoyo refleja las limitaciones experimentadas en la fase media de la oscilación, ya que en estas fases no aparece normalmente ninguna flexión adicional. Todo ello provoca un acortamiento de la longitud del paso.

Causas de una inadecuada flexión

La causa más habitual de una inadecuada flexión de cadera se relaciona con alteraciones a nivel del control muscular, siendo muy infrecuentes las retracciones rígidas que limiten la movilidad articular.

La **debilidad o incapacidad para activar los músculos flexores de cadera** provoca una pérdida de la velocidad de movimientos o un rango inadecuado de los mismos. Debido a la escasa demanda funcional que se requiere de esta musculatura durante la marcha (un grado 2+ de potencia muscular permite realizar una marcha adecuada, aunque anormal), la identificación de su fracaso funcional durante la marcha supone la presencia de una importante alteración física.

Las lesiones de neurona motora superior ocasionan que el paciente dependa de patrones primitivos de movimiento para conseguir el adelantamiento del miembro, en estas condiciones la aceleración normal en la fase inicial de la oscilación está ausente. De esta forma, el miembro se flexiona lentamente en esta fase, obteniendo un rango de movimiento inadecuado. Estos pacientes alcanzan su flexión máxima de cadera al final de la fase media de la oscilación.

Tras una **artrodesis de cadera**, la flexión de la cadera durante la fase de oscilación está determinada por la posición en la que se ha fijado. Solamente si la cadera se ha fijado en una posición de flexión menor de 20° aparecerá una inadecuada postura durante la fase de oscilación. La potencia de los abdominales y la movilidad del raquis lumbar determinan la velocidad con que se adelanta el miembro en la fase inicial de la oscilación.

Existen múltiples *acciones sustitutivas* para adelantar el miembro cuando la flexión primaria de cadera es inadecuada. Estas suelen comenzar en la fase inicial de la oscilación. La inclinación posterior de la pelvis conseguida mediante la contracción de los músculos abdominales se utiliza para avanzar el muslo (Figura 1.24). Suele ser habitual el uso del movimiento de circunducción, que incluye la elevación y la rotación anterior de la pelvis y la abducción de la cadera. Este movimiento supone un requerimiento energético muy importante, ya que debe movilizarse de forma exagerada el tronco.

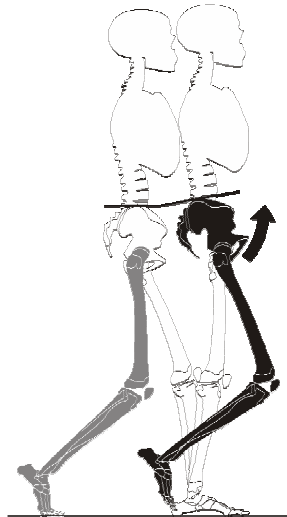


Figura 1.24. Flexión inadecuada de cadera. Inclinación posterior voluntaria de la pelvis

Una flexión voluntaria exagerada de la rodilla es una forma indirecta de flexionar la cadera (Figura 1.25). La alineación posterior de la pierna y el pie provocan un adelantamiento pasivo del muslo para equilibrar el peso total del miembro por debajo del punto de suspensión (la cadera). Aparece una débil, pero útil, aportación de flexión de cadera.

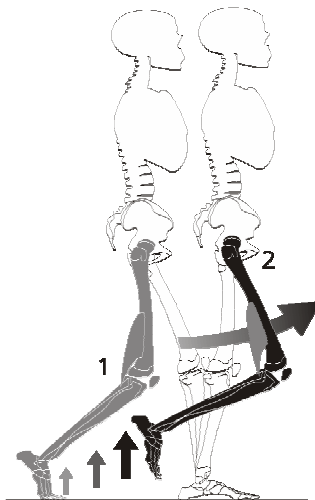


Figura 1.25. Flexión voluntaria exagerada de la rodilla como forma indirecta para flexionar la cadera.

Se incluyen como acciones sustitutivas adicionales para permitir la separación del suelo en un miembro sin flexión de cadera, la elevación sobre el antepié (vaulting) contralateral y la inclinación contralateral del tronco.

Movilidad exagerada en el plano frontal

La desviación del muslo, en este plano, puede ser medial o lateral. Habitualmente se denominan desviaciones en abducción y en aducción. La alineación habitual del muslo es en posición aducida respecto a la vertical.

Aducción exagerada

Durante el apoyo existen dos situaciones que provocan una aducción exagerada de cadera. En la primera el muslo puede presentar una inclinación medial exagerada (coxa vara), con una compensación mediante una rodilla en valgo. Esta situación persistirá durante todo el período de apoyo. En la segunda, una caída contralateral de la pelvis incrementa la aducción de cadera durante el período de apoyo de la marcha. Mientras que esta postura se asume durante la fase inicial del apoyo y persiste durante la fase de apoyo monopodal, se corrige en la preoscilación cuando el peso del cuerpo se transfiere al miembro contrario.

Durante la oscilación, una aducción exagerada de la cadera inclina medialmente todo el miembro oscilante. Esta situación comienza durante la fase inicial de la oscilación, al flexionar la cadera, y progresa durante el resto de la oscilación (Figura 1.26). Cuando es lo suficientemente exagerada como para cruzar la pierna oscilante con la pierna en apoyo, se le denomina marcha en tijeras. Esta aducción exagerada durante la oscilación origina una reducción de la base de sustentación en el apoyo. En casos extremos de marcha en tijeras puede llegar a bloquear la progresión de la marcha. El contacto con el suelo en el lado opuesto de la línea de progresión impide la oscilación hacia adelante del miembro contralateral. En la fase inicial de la oscilación el pie puede caer sobre el miembro apoyado e impedir el avance.

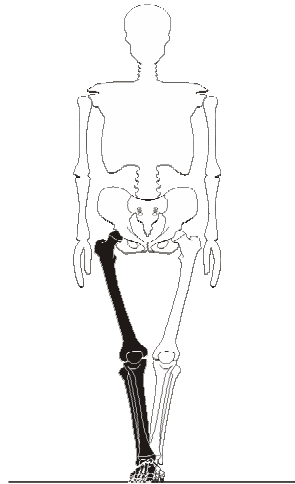


Figura 1.26. Aducción exagerada de cadera que provoca una marcha en tijeras durante la oscilación

Una rotación interna y flexión de cadera combinada con una flexión de rodilla (seudo-aducción) se confunde a menudo con una aducción exagerada de cadera (Figura 1.27). Esta combinación de posturas del miembro dirige a la rodilla hacia adentro, incluso superponiéndose con la otra pierna. Las dos situaciones se diferencian por la relativa cercanía de los pies en la aducción real, mientras que en la seudo-aducción los pies están más separados.

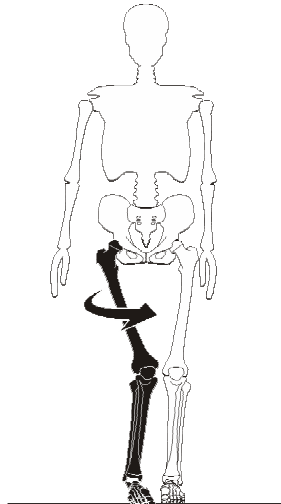


Figura 1.27. Pseudo – aducción de cadera: rotación interna y flexión de cadera combinada con flexión de rodilla

Causas de aducción exagerada

Las causas dinámicas de desviación en el plano frontal están relacionadas con la debilidad muscular, la espasticidad o la aparición de sustituciones voluntarias. Una mala alineación estática también puede provocar una posición inadecuada de la cadera durante la marcha. Debido a que la oblicuidad de la pelvis origina una aducción exagerada de una cadera y una abducción exagerada de la cadera contralateral, la movilidad y el control muscular de ambos lados deben ser considerados a la hora de buscar la causa de las desviaciones en el plano frontal.

Patología homolateral

Una **debilidad de los abductores** de cadera priva de soporte a la pelvis homolateral cuando se levanta el pie contralateral para realizar la oscilación. Esta situación crea, en condiciones normales, un potente momento aductor que se estabiliza por la acción de los abductores de cadera. El glúteo mediano con una potencia grado 3 o menor es incapaz de evitar la caída contralateral de la pelvis (Figura 1.28). Esta caída comienza cuando se transfiere el peso corporal al miembro en apoyo durante la fase inicial del apoyo. La caída pélvica continúa durante el período de apoyo del peso corporal, ya que no existe mecanismo para levantarlo, hasta que el otro pie contacta de nuevo con el suelo.

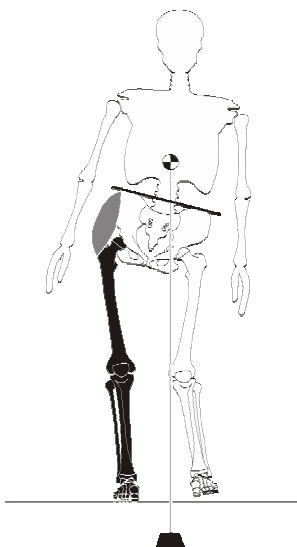


Figura 1.28. Debilidad de los abductores que origina una caída contralateral de la pelvis al elevar el miembro durante la fase de oscilación

Muy a menudo, una **contractura en aducción** de cadera se asocia con una rotación interna y una flexión de esta articulación, originando una alteración mantenida de la marcha durante todo el ciclo (Figura 1.29). Sin embargo, la **espasticidad** puede remedar el patrón de contractura cuando el paciente está de pie, pero ser muy ligero o desaparecer con el paciente en decúbito supino.

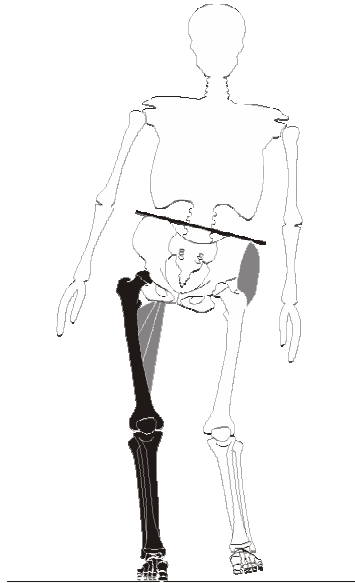


Figura 1.29. Contractura homolateral de los abductores de cadera. El efecto secundario es una caída contralateral de la pelvis

La actuación de los **músculos aductores como sustitutivos de los flexores de cadera**, debido a un débil o ausente músculo psoasíaco (el flexor primario de cadera) conduce a un desplazamiento medial del muslo (aducción exagerada) en la oscilación (Figura 1.30). Una activación de la espasticidad de los músculos aductores en la oscilación origina la misma situación.

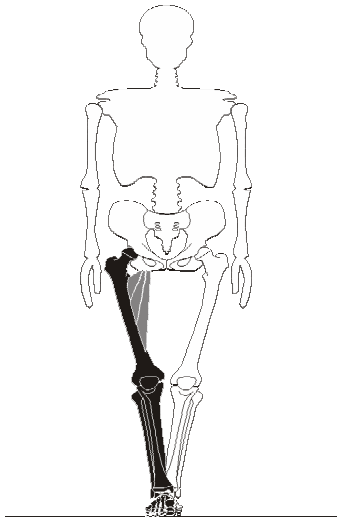


Figura 1.30. Actuación de los músculos aductores como sustitutivos de los flexores de cadera

Si la cadera está completamente extendida cuando comienzan a actuar los músculos aductores, el avance del muslo se acompañará de rotación externa. Si, en cambio, la posición de partida es una cadera flexionada, la acción de los músculos aductores provoca una rotación interna del miembro.

Patología contralateral

La causa más habitual consiste en una **contractura en abducción de la cadera contralateral** en apoyo. Ello provoca una elevación homolateral de la pelvis y una aducción relativa de la cadera. La postura del miembro es la misma que la creada por una contractura en aducción. Durante la

oscilación se ocasiona una marcha aparentemente en tijeras, pero el responsable es el miembro contralateral.

Abducción exagerada

El desplazamiento lateral del muslo, durante el apoyo, amplía la base de sustentación. Este movimiento se realiza mediante una abducción exagerada de cadera requiriendo, por tanto, un mayor esfuerzo durante la marcha debido a las amplias oscilaciones del cuerpo. Durante la oscilación, la separación pie-suelo se facilita con esta posición de cadera.

Causas de abducción exagerada

En este apartado se incluyen las alteraciones en la cadera homolateral y contralateral, así como las debidas a escoliosis y oblicuidad pélvica.

Patología homolateral

La **contractura en abducción** está provocada por un acortamiento de la musculatura abductora o por una retracción capsular, que desplazan al fémur lateralmente. La marcha del paciente, en general, es una mezcla de ampliación de la base de sustentación (pie lateralizado) y una elevación contralateral de la pelvis (Figura 1.31). Este alargamiento relativo de la pierna dificulta el comienzo de la oscilación. La espasticidad de los abductores puede originar la misma situación, pero es poco frecuente. De forma inversa, una hipotonía de aductores también puede provocar un miembro en abducción. Un tracto iliotibial tirante origina abducción de cadera durante la extensión, pero se puede lograr una alineación neutra cuando la cadera flexiona. Por tanto, los pacientes generalmente muestran una mezcla de flexión exagerada, abducción y elevación contralateral.

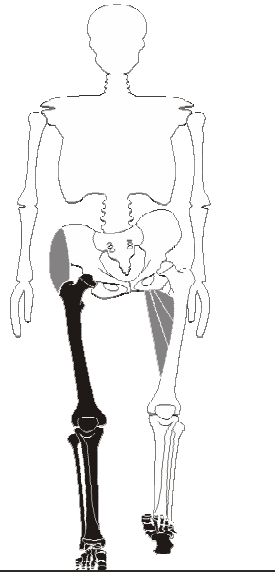


Figura 1.31. Abducción exagerada de cadera debida a una contractura en abducción. Se amplía la base de sustentación por lateralización del pie

La inclinación pélvica en el plano frontal se utiliza como medio para compensar una **dismetría de miembros**, colocando la cadera en abducción exagerada. No suele ser un hallazgo significativo, a menos que la discrepancia de longitudes sea muy importante.

El sujeto puede adoptar, asimismo, una **abducción voluntaria**. Los pacientes con un control correcto de la musculatura del tronco, a menudo utilizan la abducción como mecanismo sustitutivo de una inadecuada flexión de cadera, alcanzando con esta abducción una correcta separación pie-suelo (Figura 1.32). En general, la abducción de cadera se combina con una rotación anterior y elevación pélvica para completar el movimiento de circunducción. La abducción de cadera junto con una inclinación homolateral del tronco se utiliza también para levantar el miembro contralateral de su contacto con el suelo en la fase de oscilación.

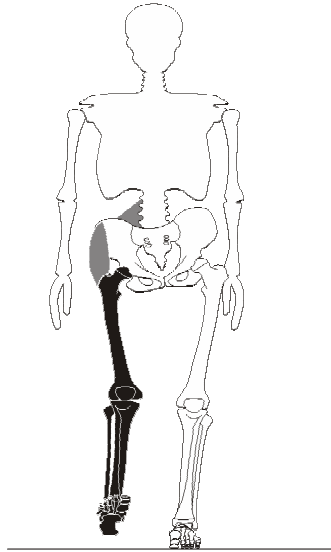


Figura 1.32. Abducción de cadera exagerada como mecanismo sustitutivo de una flexión inadecuada de rodilla y/o cadera, que posibilita una separación del pie respecto al suelo

La abducción durante la fase de apoyo se emplea para ampliar la base de sustentación, siendo una sustitución habitual.

Patología contralateral

La forma habitual consiste en una **contractura en aducción de la cadera contralateral**, que provoca una caída de la pelvis homolateral y, por tanto, un alargamiento relativo del miembro. El paciente puede superar este alargamiento mediante una flexión de rodilla.

Escoliosis y Oblicuidad Pélvica

Esta situación conduce a una abducción exagerada de la cadera homolateral a la pelvis más descendida. Inversamente, la cadera de la hemipelvis más elevada se colocará en aducción exagerada. La pelvis oblicua puede representar también una acomodación a la aducción o abducción fijas de cadera.

Rotación transversal exagerada

Ya que los arcos de movimiento de rotación de cadera en el plano transversal son demasiado pequeños en la marcha normal para ser observables clínicamente, los términos rotación interna o externa exageradas se utilizan para describir el estudio de la marcha mediante análisis con instrumentación. La magnitud de rotación que se considera valorable como patología varía según el sistema de medida empleado.

La rotación exagerada del miembro puede deberse a alteraciones en la articulación de la cadera o ser secundario a las alteraciones en la pelvis o en el tronco. Por tanto, el lugar de origen de la rotación exagerada se debe determinar, así como la magnitud del desplazamiento del miembro.

Causas de rotación exagerada

Una **rotación externa** exagerada de cadera puede aparecer en dos situaciones: en presencia de una hiperactividad del glúteo mayor o acompañando a una flexión plantar exagerada de tobillo.

La *hiperactividad del glúteo mayor* (recordemos que este músculo es la fuente principal de extensión de cadera en la fase final de la oscilación) provoca, al mismo tiempo una rotación externa exagerada del miembro. Los pequeños músculos rotadores externos pueden tener un efecto muy parecido si se emplean para sustituir la función de los grandes extensores de cadera.

La rotación externa en la fase media del apoyo habitualmente acompaña a un apoyo completo del pie debido a una *flexión plantar exagerada del tobillo*. Durante la fase media del apoyo, una flexión plantar exagerada rígida de tobillo supone una prolongación del apoyo completo del pie, lo que

implica un aumento de la rotación externa del miembro, favorecida por la acción, también prolongada, del glúteo mayor.

Una **rotación interna** exagerada de cadera puede aparecer en presencia de: una hiperactividad de los isquiotibiales mediales, una hiperactividad de los aductores, una hiperactividad del tensor de la fascia lata y de los fascículos anteriores del glúteo menor y mediano y ante un cuádriceps débil o ausente.

El semimembranoso y semitendinoso se unen a la zona posterior y medial de la articulación de la cadera, actuando como rotadores internos. La *hiperactividad de los isquiotibiales mediales* acentuaría el efecto rotador de los mismos. Ya que los isquiotibiales son flexores de rodilla y extensores de cadera, su acción puede acompañar patrones de respuesta flexora o extensora.

El componente flexor, originado por la *hiperactividad* de los *aductores*, se acompaña de rotación interna cuando la posición de partida de la cadera se realiza con algún grado de flexión.

La *hiperactividad del tensor de la fascia lata y los fascículos anteriores del glúteo menor y mediano* provocan una rotación interna. La utilización de estos músculos para ayudar a la flexión de cadera provocará una rotación interna exagerada de cadera.

Ante un *cuádriceps débil o ausente* y cuando no es posible realizar una hiperextensión de rodilla, se utiliza la rotación interna voluntaria de cadera, que tensa el tracto iliotibial y el ligamento colateral externo de rodilla, para estabilizar la rodilla en el plano sagital durante la fase de apoyo.

1.2.3 Características de la marcha humana del paciente coxartrosico.

1.2.3.1 Etiopatogenia de la artrosis

La artrosis es la artropatía degenerativa producida por alteración de las propiedades mecánicas del cartílago y secundariamente del hueso subcondral y de la sinovial. Es expresión de un grupo heterogéneo de patologías de etiología multifactorial, no siempre conocidas, con manifestaciones biológicas, morfológicas y clínicas similares (Castillo Ojugas,1987). Podemos describirla por las características de sus signos clínicos y radiográficos: pinzamiento localizado del cartílago (RX), remodelación ósea de las epífisis y metáfisis (RX) y sinovitis secundaria (clínicos) (Obach, 1993; Barceló et al.,1983). Desde el punto de vista clínico se caracteriza por dolor articular, rigidez, limitación de la función, crepitación y derrame articular ocasional con grados variables de inflamación local, pero sin repercusión sistémica (Benito, 2000).

La artrosis de cadera aunque no es la forma más frecuente de artrosis, ocupa el tercer lugar en orden de frecuencia, tiene una gran importancia debido a su gran poder invalidante, comienza entre los cuarenta y sesenta años de edad en un 60% de los casos, aunque ocasionalmente puede presentarse en edades anteriores (30 años) por etiologías como la obesidad morbida, fracturas articulares, etc. Frecuentemente se presenta en una localización única, siendo la distribución por sexos prácticamente la misma. Podemos considerarla como el estadio final de procesos fisiológicos, como el envejecimiento de los tejidos (coxartrosis primaria) o de procesos patológicos (coxartrosis secundaria).

La artrosis de cadera primaria o idiopática forma parte del cuadro de poliatrosis primaria, de tal manera que una cuarta parte de los casos presenta manifestaciones artrósicas en una o dos articulaciones más. Representan el 50% del total de las artrosis y, en cuanto a sus causas, habría que considerar: envejecimiento, factores debidos al sobreesfuerzo, factores carenciales, etc.

La coxartrosis secundaria representaría el otro 50%, aunque algunos autores sugieren que hasta un 80% de los casos es secundaria a otras patologías (De Miguel, 2000), y estaría producida por malformaciones displásicas, dismórficas y luxantes (Tabla 6) (Del Castillo, 1981).

Coxartrosis secundaria

- Malformaciones Displásicas:
 - Alteraciones acetabulares.
 - Coxa vara.
 - Coxa plana.
 - Enf. de Morquio
 - Enf. de Perthes.
 - Malformaciones Dismórficas:
 - Pelvianas.
 - Escoliosis.
 - Dismetría de miembros inferiores.
 - Malformaciones Luxantes:
 - Anomalías del cotilo.
 - Alteraciones de la cabeza femoral.
 - Alteraciones del ángulo cervico diafisario.
-

Tabla 6. Coxartrosis secundarias. (Del Castillo, 1981)

El diagnóstico de la coxartrosis se basa en la coincidencia de dolores de cadera en el apoyo, limitación de la movilidad y los signos radiográficos característicos de pinzamiento de la interlínea articular, osteofitosis, osteoesclerosis y geodas, en un sujeto con buen estado general, sin ningún signo biológico inflamatorio (Tabla 7).

Signos radiográficos de la artrosis

1. Osteofitosis.
 2. Condensación subcondral.
 3. Geodas y quistes óseos.
 4. Pinzamiento articular.
 5. Deformación.
 6. Osteofitosis.
-

Tabla 7. Signos radiográficos de la artrosis

Los signos radiológicos de la coxartrosis son los generales de la artrosis. Según el sistema de Gofton y Lequesne, que valoran la localización del estrechamiento o pérdida del espacio articular, se pueden considerar los siguientes estadios:

- **Estadio 1**, definido por un estrechamiento del espacio articular, a expensas del cartílago articular, sin afectación del hueso subcondral.
- **Estadio 2**, caracterizado por la pérdida completa o incompleta de los límites del hueso subcondral y que puede, a su vez, dividirse en tres fases: precoz (pinzamiento articular. Refuerzo del cotilo y geodas óseas), media (intenso pinzamiento articular. Condensación ósea. Geodas y osteofitos) y tardía (importante desplazamiento superoexterno de la cabeza femoral, con pérdida importante de masa ósea y remodelamiento de la cabeza. Intensa condensación ósea y reacción osteofítica en el fondo del cotilo).
- **Estadio 3**, definido por una reaparición del espacio articular, después de la afectación de los estadios anteriores.

Los osteofitos, en sus diferentes localizaciones son muy frecuentes, aunque no tienen carácter de pronóstico (Paulino Tevar et al, 1983).

Con los datos valorados hasta el momento, podemos considerar por un lado, globalmente el diagnóstico diferencial del dolor de cadera (Tabla 8) y por otro lado siguiendo a Lequesne, criterios diagnósticos de la coxartrosis (Tabla 9).

Siguiendo a Lequesne los criterios diagnósticos de la coxartrosis se exponen en la Tabla 9.

Siempre debemos hacer un diagnóstico diferencial con otros cuadros que cursan con dolor de cadera (Tabla 8). (Paulino Tevar et al., 1983).

La historia natural de la enfermedad es muy variable, existiendo casos estables durante muchos años, mientras que otras requerirán rápidamente cirugía.

INFECCIÓN Artritis piogena Tuberculosis Osteomielitis Artritis vírica Abceso Psoas	INFLAMATORIA Espondiloartropatias (HLA B27) Artritis crónicas juveniles Artritis reumatoide Polimialgia reumática
TRAUMÁTICA Sinovitis traumática Fractura cuello femoral	ARTROPATIA POR CRISTALES Gota Condrocalcinosis
DEGENERATIVA Coxartrosis	
NECROSIS AVASCULAR Enfermedad de Perthes Inducida por esteroides Alcoholismo Discrasia sanguínea	METABOLICA Osteoporosis con fractura Osteomalacia
EPIFISIOLISIS	NEUROPATICA Articulación de charcot
SINOVITIS VILLONODULAR	NEOPLASIAS
ENFERMEDAD DE PAGET	ALGODISTROFIAS
BURSITIS	

Tabla 8. Diagnóstico diferencial del dolor de cadera.

1.2.3.2 Criterios diagnósticos de la coxartrosis.

CRITERIO CLÍNICO

C 1- Dolor y limitación al menos de tres de los siguientes movimientos:

- Flexión.
- Flexión y Adducción.
- Extensión.
- Rot. Interna y Externa.
- Abducción y Adducción.

CRITERIO RADIOLÓGICO

C 2- Pinzamiento del espacio acetabulofemoral en proyección A-P y/o axial.

C 3- Osteofitos y/o osteocondensación subcondral y/o quistes.

EXCLUSIONES

1. Necrosis avascular de la cabeza femoral.
2. Artropatía de cadera asociada a Enfermedad de Paget.
3. Condrocalcinosis.
4. Ocronosis.
5. Hemocromatosis.
6. Artropatía Hemofílica.
7. Artritis inflamatoria de cadera (A.R., Espondilitis, A. Psoriasica.....).
8. Artritis séptica de cadera.
9. Cadera de Charcot.
10. Sinovitis villonodular.
11. Condromatosis sinovial.

Los tres criterios C1, C2 y C3, deben estar presentes.

Todas las exclusiones deben ser sistemáticamente consideradas

Tabla 9. Criterios diagnósticos de la coxartrosis (Lequesne).

1.2.3.3 CUADRO CLÍNICO DE LA COXARTROSIS.

Dolor

En la artrosis al deteriorarse el cartílago las presiones se aplican directamente en el hueso subcondral, lo que condiciona un estasis venoso intraepifisario que se manifiesta como dolor siempre que la articulación soporte carga. Por otra parte, los elementos cápsulo-ligamentosos deben realizar un sobreesfuerzo para mantener el tono de la articulación incongruente, con una interlínea articular estrechada por el acercamiento de las superficies articulares al desaparecer el cartílago, lo que origina, por una parte, compresión de la zona subcondral sobre el hueso epifisario, y por otra, compresión del líquido sinovial, que queda rechazado excentricamente contra la sinovia generalmente irritada por los detritus mesenquimatosos y enzimáticos procedente del cartílago destruido.

Todas estas alteraciones se manifiestan por una contractura periarticular antiálgica de defensa a su vez productora del dolor. (Barrachero, 1981).

Es el dolor el síntoma principal de la artrosis de cadera, se localiza en la ingle y se irradia a la cara lateral y anterior del muslo hasta la rodilla. Se trata de un dolor referido, transmitido por la rama del nervio obturador, es la llamada "gonalgia refleja". En ocasiones presenta una localización diferente con dolor en región glútea, o en la cara posterior e interna del muslo, semejando un cuadro pseudociático. Otras veces aparece dolor en la región lumbar, debido a la hiperlordosis lumbar secundaria a la rigidez de cadera en flexión (Castillo Ojugas, 1987).

El dolor en principio es leve, episódico, exacerbado con los movimientos bruscos, a la deambulación por terreno irregular o relacionado con los cambios atmosféricos, el cansancio o los esfuerzos; como cede con el descanso, la variación climatológica o la administración de una simple aspirina, el paciente no le presta atención, hasta que se hace más intenso.

Inicialmente este dolor reviste un carácter mecánico, es el llamado “dolor de ritmo mecánico artrósico”, es decir que aparecen, con el uso articular, especialmente cuando se inicia el movimiento después de un tiempo de inactividad; habitualmente disminuye con el ejercicio y reaparece con la actividad prolongada, mientras que mejora con el reposo. El dolor nocturno es raro y se asocia con etapas avanzadas de la enfermedad, o con brotes inflamatorios.

Progresivamente este dolor va cediendo peor, tanto al reposo como a los analgésicos, y aunque no intenso se hace intolerable. Varias hipótesis tratan de explicarlo; es atribuido a la proliferación ósea; a la presión ejercida sobre el tejido óseo subcondral tras la destrucción cartilaginosa; a fibrositis secundaria asociada; contractura muscular; cuerpos libres intraarticulares; alteración irritativa del tono vegetativo; sinovial irritada; etc, (Borrachero, 1981). El dolor puede llegar a ser intenso y producir una importante impotencia funcional, con cojera progresiva y marcada limitación funcional. . Los crujidos articulares se hacen accesibles y/o palpables en fases deformantes o de incongruencia articular.

Disminución de la movilidad

La movilidad se reduce progresivamente, sobre todo en la rotación externa y la abducción, los pacientes cuentan que tienen dificultad para atarse los zapatos o ponerse los calcetines o las medias (Signo de Duvernay) (Castillo Ojugas,1987). La exploración pone de manifiesto una disminución importante de la movilidad pasiva, especialmente en la flexión y la abducción. En decúbito prono y con las rodillas en flexión, disminuyen las rotaciones (signo de Forestier) así como la hiperextensión en decúbito prono (signo de Leri).

En las fases avanzadas suele haber una “actitud viciosa”, que primero es una actitud en flexión (por disminución de la extensión de la cadera), más adelante se añade algún grado de rotación externa y en algunas ocasiones de la abducción. Todo ello produce una incapacidad funcional para el apoyo durante la marcha, un acortamiento funcional de la extremidad inferior afecta y una dificultad para subir y bajar escaleras, sentarse en sillas bajas, el WC, etc...(Roig Escofet,1999; Celoria y Carnevale, 1977; Castillo Oruga,1987).

Marcha claudicante o cojera.

La cadera se sitúa en flexión, aducción y rotación externa debido a la incongruencia articular, al espasmo y contractura muscular antiálgica en torno a la articulación. La cabeza femoral se deforma como un hongo o tope de vagón, la marcha se hace claudicante, limitándose primero la abducción y rotación interna y luego también la flexión y la rotación externa (Rodríguez, 1975).

La cojera es proporcional al grado de dolor y a la actitud viciosa en flexión: esta hace que el miembro afectado resulte más corto. A su vez la cadera pierde precozmente el movimiento de extensión, de ello resulta que al andar, para extender el muslo, el paciente inclina la pelvis hacia delante y también el tronco: “marcha saludando” a la vez que hace el paso mas corto (Del Castillo, 1981) (Figura 1.33).

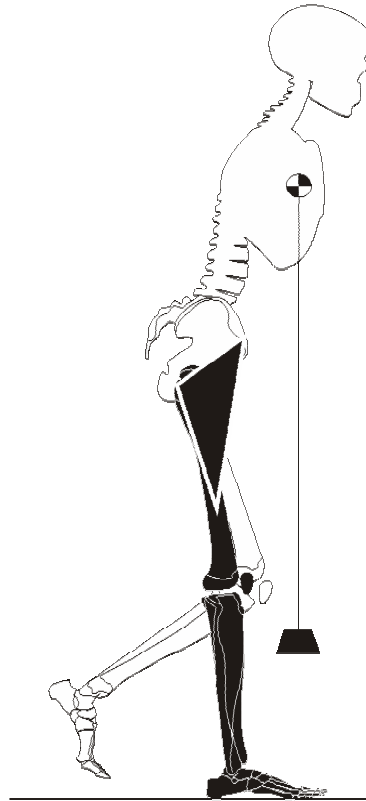


Figura 1.33. Contractura en flexión de cadera

En fases avanzadas aparece el signo de Trendelenburg, en el que la pelvis bascula al lado contrario cuando el paciente se apoya sobre el lado enfermo, y puede observarse atrofia muscular de cuádriceps y de glúteos, así como hiperlordosis lumbar compensadora (Figura 1.34)

Estas alteraciones pueden condicionar tres tipos de marcha claudicante (o cojera): a) La derivada del dolor o "marcha antiálgica", b) La derivada de la cadera rígida en flexión (marcha saludando, hiperlordosis lumbar, etc..) y c) La derivada del acortamiento funcional del miembro inferior.

Marcha antiálgica.

Este término se aplica a una alteración rítmica en la que se apoya la menor cantidad de tiempo posible sobre el miembro doloroso y consecuentemente la mayor cantidad de tiempo sobre el lado sano. El patrón es asimétrico entre ambas piernas, pero suele ser regular y repetitivo de un ciclo a otro. (Whittle,1991).

Para Whittle (1991), la marcha antiálgica es un patrón de marcha específicamente diseñado para reducir el dolor experimentado durante la misma . Es un patrón de marcha anormal, que no necesariamente supone una marcha dolorosa, resultante de intentos cíclicos de evitar el dolor . Calve et al. describieron la "cojera de la coxalgia" que se caracteriza por un excesivo desplazamiento lateral de la cabeza y la parte superior del tronco hacia el lado del apoyo implicado.(Figura 1.35). Las observaciones realizadas muestran que el tiempo de apoyo sobre el lado afecto es corto y las longitudes de paso son desiguales, y que estas alteraciones podían deberse a un acortamiento del miembro, una deformidad o una anquilosis articular. Calve creía que las superficies articulares de la cadera estaban comprometidas y que los movimientos anormales del tronco superior eran un reflejo defensivo para llevar al centro de gravedad. sobre la cadera y reducir así las fuerzas sobre la articulación(Smidt, 1990).

En la cadera dolorosa, la cantidad de dolor experimentado depende de las fuerzas transmitidas por la articulación. La inclinación lateral del tronco reduce la fuerza total articular en la cadera.

Los pacientes con artrosis de cadera tienden a caminar más lentamente de lo normal. En varios estudios, realizados al respecto, la velocidad media oscila desde 36 a 67 cm/seg. Los pacientes con enfermedad de cadera tienden a gastar una cantidad de tiempo desproporcionado en la fase de

apoyo simple (media del 71% del ciclo). En un estudio de pacientes con afectación unilateral de cadera, la mayoría (85% vs 13%) gastaban menos tiempo sobre el lado afecto (en comparación con el lado sano) durante la fase de apoyo.

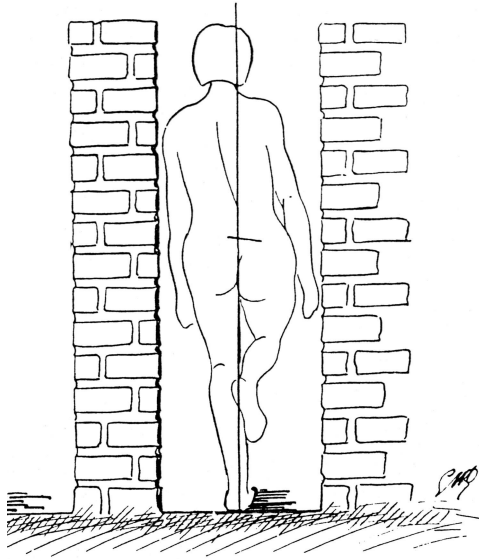


Figura 1.34. (Calve et al)

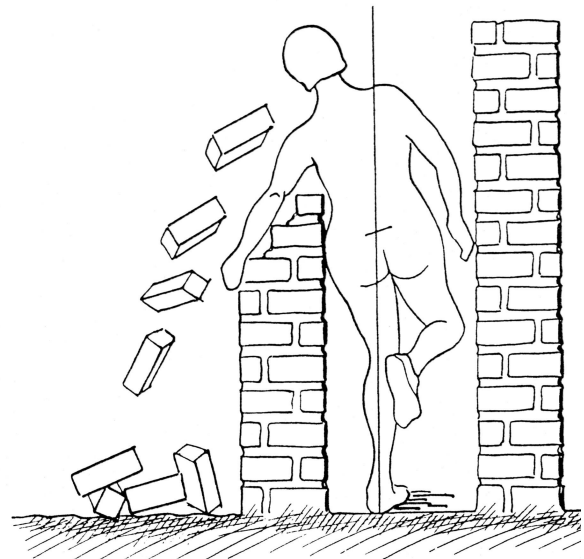


Figura 1.35. (Calve et al)

El movimiento angular de la cadera afecta se reduce, sobre todo en el plano sagital y las fuerzas de reacción del suelo se reducen en todas las direcciones. Así se reducen significativamente la velocidad de marcha, la longitud de paso, la cadencia y la extensión máxima de ambas caderas y ambos tobillos durante la última fase del apoyo. Y son mayores de lo normal el movimiento lateral de la cabeza, la inclinación pélvica anterior y la rotación transversal de la pelvis. La función del aparato locomotor refleja la severidad del dolor (Smidt, 1990).

Cuando hay articulaciones dolorosas (s/t artrosis), debido al sufrimiento articular, siempre se traduce por una amortiguación importante, evitando el sujeto el choque contra el suelo (probable dolor). Los anglosajones llaman "Shuffling gait" (marcha en pantuflas). En efecto:

- el pie no se eleva por encima del suelo como en el sujeto normal, sino que se mantiene muy cerca de la superficie de la marcha.
- el desplazamiento anteroposterior del miembro está disminuido y a menudo reducido en un 50% de la amplitud respecto al sujeto sano.
- la velocidad del desplazamiento anteroposterior del miembro es considerablemente más lenta que en el sano, y en muchos casos sólo alcanza el 50% de la velocidad usual.
- el pie se apoya en el suelo lentamente y con precaución.

Estas características de marcha son muy evidentes en sujetos que sufren artrosis de cadera. Así lo mostrarán Smidt y Wadsworth en su estudio (Plas et al. 1984).

Cojera por cadera rígida en flexión.

Clínicamente, la rigidez en flexión de la cadera es una de las deformidades más frecuentemente descrita en la cadera patológica. Analicemos las alteraciones que se producen en las fases del ciclo de marcha:

- a) Fase de apoyo.- En esta fase del ciclo de la marcha la cadera debe realizar un movimiento de extensión, pero si es imposible debido a la rigidez en flexión, la compensación se efectúa por encima, es decir, en la columna lumbar (Plas y Viel, 1984). La pelvis rota hacia delante con un incremento de la lordosis lumbar, para que el fémur se mueva hacia una posición de extensión (Whittle, 1991). La pelvis no gira sobre su eje sobre el fémur y el sujeto coloca la región dorsolumbar en hiperextensión, para que el tronco no sea proyectado hacia delante (Figura 1.36) (Plas et al., 1984). Esta posición forzada del raquis ocasiona un desgaste prematuro en las articulaciones intervertebrales y, por consiguiente, una limitación de sus movimientos que puede ocasionar una rigidez lumbar asociada a limitación de los movimientos de la cadera (Plas et al., 1984). Cuando el sujeto no puede realizar una hiperlordosis lumbar, aparece otra manifestación de la cojera por la falta de extensión de la cadera y consiste en la inclinación de la pelvis y del tronco hacia delante y hacia el lado afecto, es la llamada "Marcha saludando".

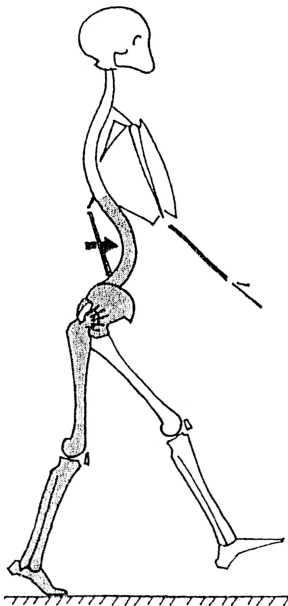


Figura 1.36. Incremento de la lordosis en la fase de apoyo

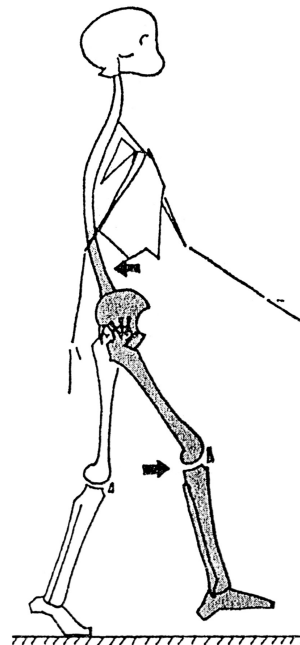


Figura 1.37. Anulación de la lordosis en la fase de oscilación

- b) Fase de oscilación.- Si durante la fase de oscilación el movimiento de flexión de la cadera resulta imposible, el sujeto lo realiza con la región lumbar, y así anula la lordosis fisiológica (Figura 1.37) (Plas et al., 1984). Esta deformidad condiciona una disminución en la longitud de zancada, al evitar que el fémur se mueva hacia atrás desde su posición flexionada (Whittle, 1991).

Cojera por acortamiento funcional del miembro inferior.

Debido a la actitud viciosa de la cadera en flexo, rotación externa y abducción, se produce un acortamiento funcional del miembro inferior, lo que produce una cojera por acortamiento. En estos casos una de las piernas, o ambas, son incapaces de ajustarse a la longitud apropiada en las diferentes fases del ciclo de marcha (Whittle, 1991).

- a) En la fase de apoyo es donde más se manifiesta la cojera, ya que en el momento del contacto del talón se produce un importante descenso del c.d.g. El peso del cuerpo sobre el miembro en carga se hace conservando cierto grado de flexión de la rodilla (Plas et al.,

1984). Además, el acortamiento del miembro ocasiona una caída de la pelvis del lado del apoyo, acompañado de un descenso del hombro del mismo lado. Cuando el acortamiento es superior a 3 cm., el sujeto no despliega el pie normalmente, sino que se apoya sobre la punta del pie para evitar un desplazamiento excesivo del c.d.g. (Figura 1.38) (Plas et al., 1984).

- b) En la fase de oscilación solo podemos observar que es necesario flexionar más el miembro sano para evitar que el pie choque contra el suelo (Plas et al., 1984.)

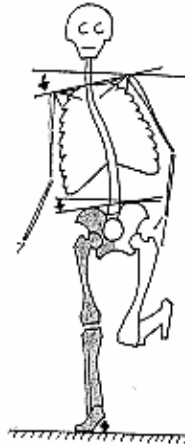


Figura 1.38. Caída de la pelvis del lado del apoyo

1.2.3.4 Otras alteraciones cinemáticas en el paciente con coxartrosis.

Alteraciones en el raquis y en la pelvis.

Además de la cojera referida, las alteraciones osteoartrosicas a nivel de la cadera provocan modificaciones del patrón de movimiento a nivel de columna y pelvis. Estudios de esta índole han sido realizados por Thurston (1985) observando como la disminución de movimientos a nivel de la cadera supone un aumento de la inclinación de la pelvis en el plano sagital (Figura 1.39).

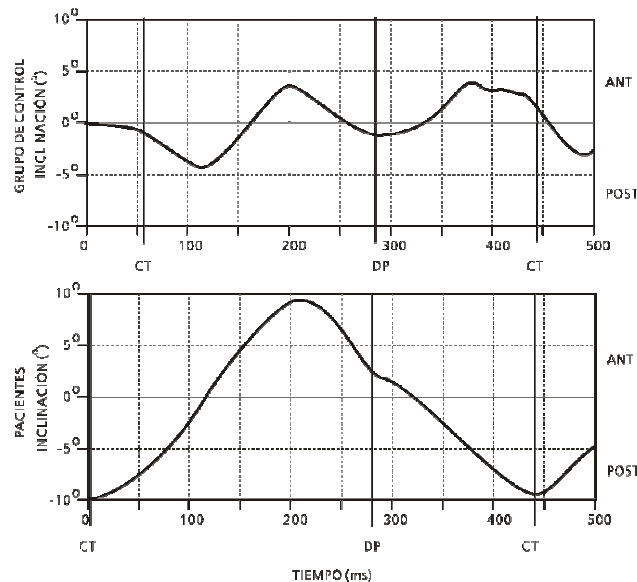


Figura 1.39. Movimiento de la pelvis en el plano sagital en sujetos con osteoartritis degenerativa de cadera (Thurston et al., 1985).

Esta variación del patrón cinemático del movimiento de la pelvis en el plano sagital se puede utilizar como índice de gravedad de la afectación a nivel de cadera. Los pacientes con un grado avanzado de lesión osteoarticular mostraron una mayor inclinación posterior de la pelvis del miembro afecto durante la oscilación, que los pacientes con una lesión más leve; estos últimos

presentan una inclinación anterior de la pelvis menor que los sujetos normales, durante la oscilación del miembro afecto.

Las modificaciones en los patrones cinemáticos del raquis lumbar, que implican estas variaciones a nivel de la pelvis, son más evidentes en los planos sagital y frontal. No obstante el comportamiento del raquis en estos pacientes no es uniforme, existiendo casos en los que se aprecia un aumento de la movilidad del raquis y otros en los que se ve disminuida. Ninguna de las alteraciones de movimiento en pelvis y raquis se ha podido relacionar con la incidencia de dolor lumbar. (Prat 1993).

1.2.4 Técnicas de valoración de la marcha humana

Hasta mediados del s. XX el único método de evaluación posible de la marcha humana lo constituía la observación directa o examen clínico por parte del especialista. Es con la aparición de numerosas técnicas experimentales cuando ha sido posible profundizar en el conocimiento de la marcha humana normal y de las patologías que la modifican.

El análisis biomecánico de los movimientos, en general, y de la marcha humana, en particular, se aborda desde diferentes disciplinas, cada una de las cuales cuenta con técnicas de registro y análisis específicas.

La evolución en el tiempo de la posición de los segmentos que componen el cuerpo humano en el transcurso de la realización de un determinado gesto, sin atender a las causas físicas que lo hacen posible, corresponde a la **Cinemática**. Bajo este prisma se analizan posiciones, ángulos, velocidades (lineales y angulares) y aceleraciones (lineales y angulares). Las técnicas de análisis cinemático permiten, en general, el registro parcial o total del movimiento para su análisis posterior.

La **Cinética**, en cambio, estudia el equilibrio dinámico, esto es, fuerzas, momentos, masas y aceleraciones, sin preocuparse de la posición detallada de los objetos afectados. Los instrumentos para el análisis cinético se basan, normalmente, en el principio de acción y reacción para medir fuerzas, presiones y momentos.

La utilización conjunta de ambos tipos de técnicas, aplicadas sobre un modelo biomecánico apropiado del cuerpo humano, permite abordar con mayor detalle las condiciones de equilibrio dinámico del mismo, para obtener las sollicitaciones mecánicas de articulaciones, músculos y tendones en la realización de un movimiento concreto.

A continuación se describen los métodos actuales más utilizados.

1.2.4.1 Técnicas de análisis cinético o de registro de cargas

Existen diversas técnicas cuantitativas de registro de cargas externas aplicables al estudio de las fuerzas que tienen lugar en el contacto entre el pie y el suelo durante la marcha. De todas ellas la más importante la constituyen las **plataformas dinamométricas**, si bien existen otras que las complementan en situaciones específicas, como los **podómetros** y **plantillas instrumentadas**.

Se basan en el empleo de transductores electrónicos, que convierten la fuerza o presión a que se les somete en una señal electrónica. Mediante una cadena de acondicionamiento y registro de señal se obtiene la distribución cuantitativa de presiones plantares, en el caso de podómetros y plantillas instrumentadas, o bien la fuerza ejercida por el pie en las tres direcciones del espacio, en el caso de las plataformas dinamométricas.

Plataformas dinamométricas

Las plataformas dinamométricas son instrumentos electrónicos para la medida y análisis de la fuerza que un individuo ejerce sobre el suelo (Sánchez-Lacuesta, 1992). Para transformar dicha fuerza en una señal electrónica se utilizan dos tecnologías de transductores: extensométricos y piezoeléctricos.

En general, las plataformas existentes en la actualidad emplean cuatro transductores, de uno u otro tipo, ubicados en cada una de las cuatro esquinas de la plataforma. Dichos transductores pueden ser bidimensionales o tridimensionales, según registren fuerzas en dos o tres direcciones perpendiculares. Existen también células de carga complejas que proporcionan las tres componentes de la fuerza y las tres componentes del momento actuante sobre ella.

Las plataformas deben fijarse rígidamente al suelo, para su correcto funcionamiento. Normalmente se habilita un foso, o bien se construye una pista elevada sobre el suelo. La plataforma, de aproximadamente 10 cm de altura, queda anclada y a nivel y permite el estudio de marcha humana y movimientos deportivos diversos. En ningún caso debe quedar elevada sobre la trayectoria de avance del sujeto experimental, puesto que en este caso el patrón de movimientos del individuo distaría mucho de llamarse natural.

Cuando un individuo camina sobre una plataforma dinamométrica, la fuerza ejercida por el pie sobre la misma es absorbida por los cuatro captadores (Figura 1.40), que generan las correspondientes señales electrónicas.

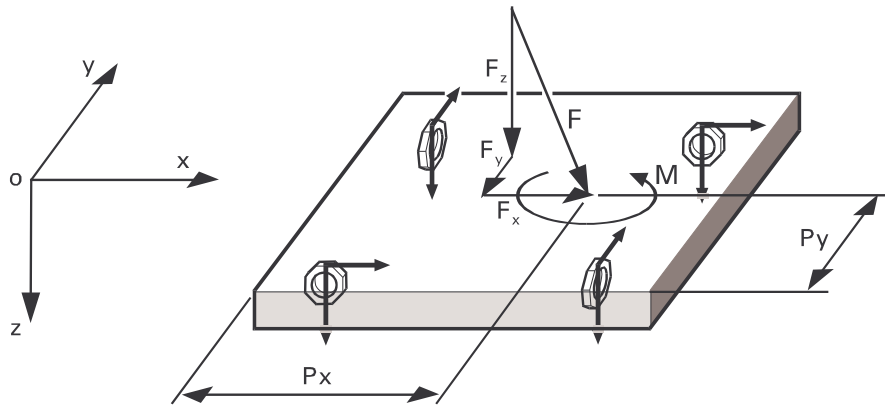


Figura 1.40. Fuerzas de reacción, momento torsor y centro de presiones sobre una plataforma dinamométrica

A partir de dichas señales se calculan las tres componentes de la fuerza de reacción, las coordenadas del centro de presión vertical y el momento torsor sobre la plataforma.

Cuando se trabaja con plataformas se recomienda que el individuo desconozca la ubicación exacta de las mismas, con objeto de impedir la tendencia natural a pisar sobre su centro, lo cual desvirtuaría la naturalidad del proceso. Evidentemente, esto conlleva la realización de un cierto número de ensayos sobre la pista de marcha, con ligeros ajustes de la posición de partida, antes de obtener datos válidos.

Para estudiar la marcha humana es necesario utilizar dos plataformas (Gómez Pellico, 1990; Santambrogio, 1989), para registrar independientemente la fuerza de reacción de ambos pies en la fase de doble apoyo. La ubicación relativa más extendida para dos plataformas puede observarse en la Figura 1.41, y constituye un compromiso razonable para estudios en población adulta. Sin embargo puede presentar problemas en individuos con zancada muy larga o muy corta, así como en niños, ancianos o casos patológicos severos, siendo necesario establecer una disposición adecuada a cada caso.

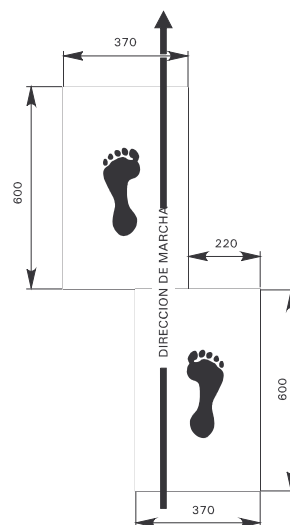


Figura 1.41. Disposiciones usuales de dos plataformas dinamométricas aplicadas al estudio de la marcha humana.

Parámetros cinéticos de la marcha humana extraídos de las plataformas dinamométricas

Ligados a las fuerzas de reacción registradas por las plataformas, obteniendo unas gráficas fuerzas/tiempo en las que aparecen las 3 componentes de la fuerza de reacción del suelo, en función del tiempo, durante toda la secuencia del paso. Esta representación gráfica, proporciona unas curvas que se corresponden con diferentes fenómenos mecánicos de la marcha (Figura 1.42).

Las **fuerzas de reacción vertical (Fz)**, presentan 2 picos máximos, entre los cuales hay un valle, que se corresponde con el momento en que el c.d.g. corporal está en el punto más elevado. Estos tres puntos son los que seleccionamos para su estudio.

- *Fuerza vertical en el apoyo de talón (FZAT)*. Es el máximo valor de la fuerza vertical, producida durante la primera fase del apoyo.
- *Fuerza vertical en el valle (FZV)*. Es el mínimo valor de la fuerza vertical, producida durante la fase media del apoyo completo del pie.
- *Fuerza vertical en el despegue (FZD)*. Es el máximo valor de la fuerza vertical, producida durante el final del apoyo del pie (despegue de puntera).

Las **fuerzas de reacción antero-posterior (Fx)**, presentan 2 picos máximos inversos, que son los que seleccionamos para su estudio.

- *Fuerza antero-posterior en el apoyo (FXMAX)*. Es el máximo valor de la fuerza horizontal, en la dirección de la marcha y en sentido postero- anterior, producida durante la primera fase del apoyo.
- *Fuerza antero-posterior en el despegue (FXMIN)*. Es el máximo valor de la fuerza horizontal, en la dirección de la marcha y en sentido antero-posterior, producida durante la última fase del apoyo del pie (despegue de puntera).

Las **fuerzas de reacción medio-lateral (Fy)**, que también presentan 2 picos máximos inversos y que seleccionamos para su estudio.

- *Fuerza medio-lateral en el apoyo (FYMIN)*. Es el máximo valor de la fuerza horizontal, en la dirección perpendicular a la progresión de la marcha, y en sentido latero-medial (interno), producida durante el inicio del apoyo del pie.
- *Fuerza medio-lateral en el apoyo completo y el despegue (FYMAX)*. Es el máximo valor de la fuerza horizontal, en la dirección perpendicular a la de la marcha, y en sentido medio-lateral (externo), producida durante la fase media y el final del apoyo del pie.

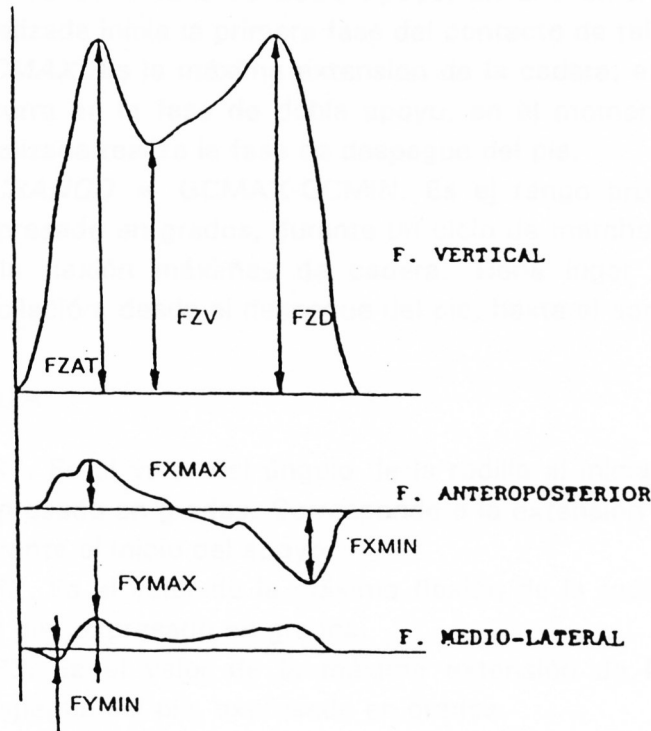


Figura 1.42. Parámetros cinéticos de la marcha humana

Podómetros y plantillas instrumentadas

Un podómetro consiste, básicamente, en una matriz de transductores de presión distribuidos sobre la superficie donde va apoyar el pie en un determinado gesto. Un mapa de presiones de alta precisión se obtiene para cada instante de apoyo con resolución dependiente del tamaño de los sensores utilizados. Esta información es muy abundante y engorrosa de tratar, por lo que se suele considerar tan sólo un número limitado de zonas de interés (habitualmente las más cargadas: primer dedo, cabezas de metatarsianos, talón) (Hennig, 1991; Holmes, 1991; Rhodes, 1988). Se valora así la presión promedio en cada una de ellas y su evolución temporal.

La tecnología aplicada en el caso de las plantillas instrumentadas (Figura 1.43) es la misma que para podómetros. A diferencia de éstos, las plantillas registran el mapa de presiones en la interfase pie-calzado, lo que las adecúa al examen del comportamiento del pie en condiciones de carga habituales. En cambio, presentan inconvenientes de tipo constructivo, dado que el espacio disponible es muy limitado, no deben perturbar sensiblemente el proceso en estudio y están continuamente sometidas a deformaciones.

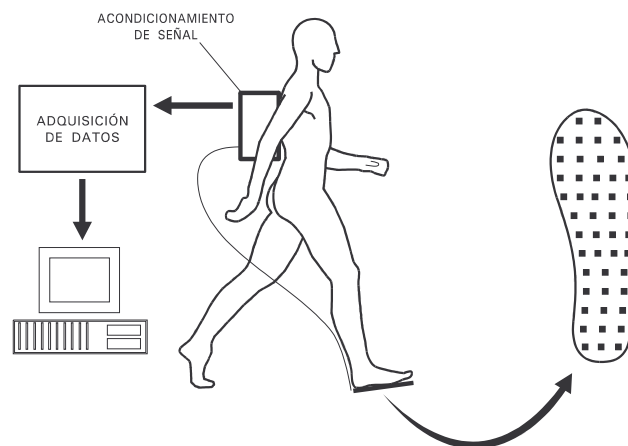


Figura 1.43. Esquema de funcionamiento de una plantilla instrumentada

Sin embargo, tanto plantillas como podómetros limitan su aplicación al estudio de cargas verticales. Es por ello habitual encontrar estudios sobre podómetros o plantillas combinados con plataformas dinamométricas, pues estas últimas registran la fuerza de reacción pie-suelo en sus tres dimensiones.

1.2.4.2 Técnicas de análisis cinemático o de registro del movimiento

Su razón de ser es la captación del movimiento de las diferentes partes del cuerpo humano en instantes sucesivos. Hoy en día la técnica más completa, en el sentido de proporcionar la máxima información espacial del movimiento, es la **fotogrametría** (también llamada estereofotogrametría) mediante cámaras de vídeo.

Fotogrametría mediante cámaras de vídeo

La fotogrametría se basa en la obtención de dos o más imágenes planas simultáneas de un sujeto u objeto, a partir de las cuales se extrae información tridimensional de las posiciones de cada punto de dicho sujeto u objeto en el instante de toma de las imágenes.

Para pasar de las coordenadas planas a coordenadas espaciales se aplica una transformación matemática sobre las imágenes en estudio, basada en una serie de coeficientes obtenidos de la filmación de un sistema de referencia de coordenadas tridimensionales conocidas. Dicha filmación se realiza, en las mismas condiciones que la del gesto en cuestión, antes o después de éste, sin modificar la posición ni la óptica de las cámaras. El algoritmo de cálculo más extendido es la Transformación Lineal Directa (DLT), que consiste en una optimización mínimo-cuadrática de los errores obtenidos en las coordenadas 3D del sistema de referencia. Para que los errores de la técnica resulten admisibles el sistema de referencia debe cubrir, en lo posible, la totalidad de la zona de trabajo, es decir, el movimiento debe tener lugar dentro de los límites marcados por el sistema de referencia.

Para la aplicación de las técnicas de fotogrametría al análisis de la marcha humana, se asume un modelo mecánico del cuerpo humano (en nuestro caso dividido en segmentos articulados). La fotogrametría permite conocer la posición espacial de las articulaciones humanas en cada instante de muestreo. A partir de estos datos, mediante procedimientos matemáticos sencillos de derivación temporal, se obtienen las velocidades y aceleraciones lineales y angulares de cualquier punto de interés del modelo para cada instante de tiempo, y es posible realizar un análisis cinemático completo del proceso.

La reciente introducción de sistemas de visión artificial, permite obtener resultados pocos minutos después de la filmación. En el momento presente, la digitalización automática de imágenes de vídeo exige el empleo de marcadores especiales ubicados sobre puntos de interés del sujeto en estudio. Su número y disposición dependerá de la aplicación concreta de que se trate. Dichos marcadores, de superficie especialmente tratada, reflejan la luz en la dirección que la reciben. Por consiguiente, mediante focos situados muy cerca de las cámaras, se consigue que resalten sobre el resto de la imagen. A través de una tarjeta de digitalización de vídeo, y con los algoritmos apropiados, se aísla e identifica cada marcador, y se calculan sus coordenadas.

Otras técnicas de análisis cinemático

Además de la fotogrametría existen otras técnicas interesantes de análisis cinemático. Destacan por lo extendido de su uso la electrogoniometría y la acelerometría. Pese a su menor versatilidad, presentan la ventaja de ser técnicas directas, es decir, permiten medir directamente (en forma de señal electrónica) la magnitud de interés:

- **Electrogoniometría:** En esta técnica se sitúan sobre el cuerpo del sujeto de ensayo unos electrogoniómetros que generan una señal eléctrica proporcional al valor del ángulo existente entre los dos extremos del captador. Se utiliza para medir ángulos entre segmentos del cuerpo humano.
- **Acelerometría:** Se basa en el uso de acelerómetros, que generan una señal proporcional a la aceleración sufrida por el transductor. Se colocan sobre diversos puntos del sujeto en estudio. Son muy adecuados para la medida de eventos transitorios, como el instante de contacto del talón.

1.2.4.3 Técnicas de tratamiento de datos

En los apartados anteriores se han descrito diversas técnicas instrumentales de gran utilidad para la obtención de datos cuantitativos y fiables sobre el comportamiento biomecánico del sujeto. Todas ellas permiten al clínico o investigador amplificar su capacidad sensorial. En este epígrafe nos ocuparemos de sistemas que intentan amplificar la capacidad de interpretación del experto.

Inicialmente se describen las bases teóricas del reconocimiento y la clasificación de patrones aplicadas a dos modelos: el análisis discriminante de Fischer y las redes neuronales. Por último haremos mención de la lógica borrosa como aproximación más reciente al problema, con un carácter más interpretativo.

Reconocimiento y Clasificación de Patrones

El problema de la clasificación de patrones en base a muestras previamente recogidas consiste en que las nubes pertenecientes a clases diferentes se solapan en mayor o menor grado (Figura 1.44). Esto es debido a dispersiones inherentes al fenómeno analizado, a errores de medida o a que los n parámetros registrados carecen del suficiente potencial discriminante. Nuestro objetivo al medir un proceso para su posterior discriminación será, por una parte, reducir el error de clasificación tomando parámetros con potencial discriminante adecuados que expliquen lo mejor posible la variabilidad observada en las muestras y, por otra, minimizar los errores causados por el proceso de medida. Sin embargo, en la práctica no es factible establecer una relación unívoca entre un patrón y su clase. El proceso de clasificación consistirá en asociar el nuevo patrón a la clase que con mayor nivel probabilístico recoja las características de éste, según la experiencia acumulada mediante experimentación previa. Dicha tarea presenta una importante componente estadística, ya que se trata de establecer las superficies discriminantes en el espacio \mathfrak{R}^n óptimas desde la perspectiva de separación de categorías, cometiendo el mínimo error posible.

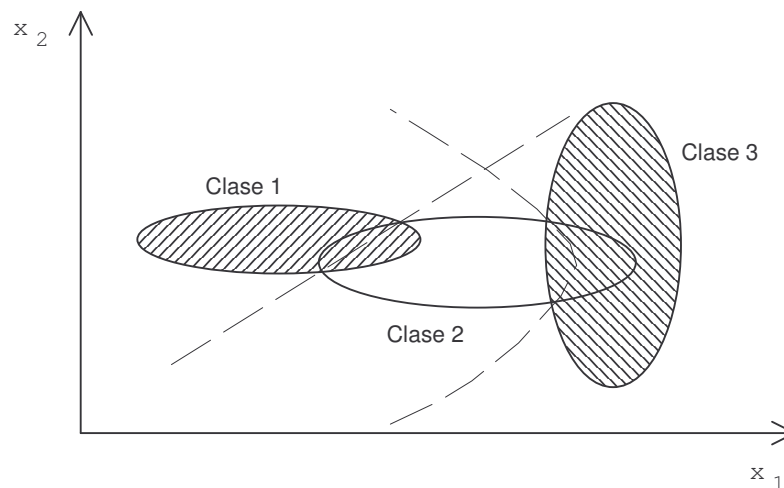


Figura 1.44. Disposición de 3 nubes en el espacio bidimensional separadas por superficies discriminantes de primer orden (izquierda) y segundo orden (derecha).

Si representamos el **teorema de Bayes** de forma gráfica en una dimensión ($n=1$), comprenderemos que el límite óptimo para discriminar entre dos clases corresponde siempre a la intersección de las curvas de distribución de probabilidad “a posteriori” de cada categoría (Figura 1.45).

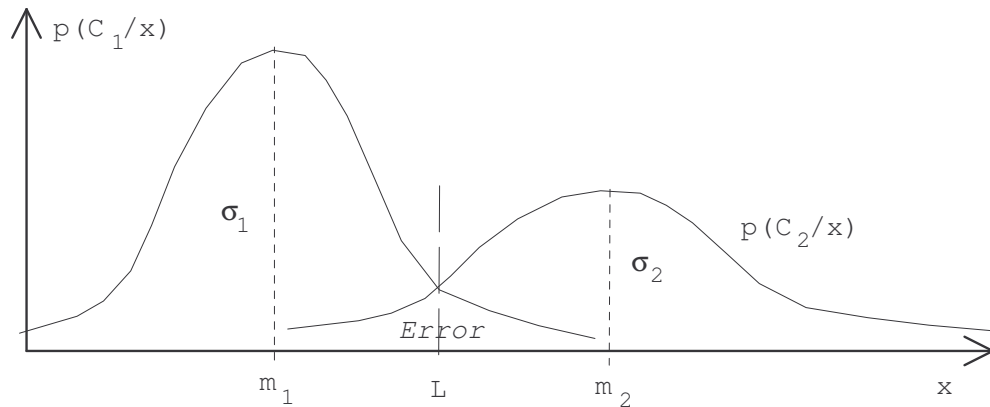


Figura 1.45. Clasificación óptima según el teorema de Bayes para dos distribuciones normales, pertenecientes cada una de ellas a una clase con medias, varianzas y probabilidades "a priori" distintas.

Existen, por tanto, dos maneras de diseñar un clasificador: la primera presupone una distribución conocida (generalmente la normal) y calcula los parámetros que la definen; la segunda determina directamente las distribuciones de las clases sin asumir ningún tipo de función probabilística de antemano. Los clasificadores resultantes son de dos tipos:

- **Clasificadores paramétricos:** estiman una serie de parámetros de las poblaciones (normalmente, medias y varianzas) y asumen una distribución conocida (usualmente, la gaussiana). Precisan de una mayor información "a priori" que ha de ser introducida por el diseñador. Realizan una estimación global del problema.
- **Clasificadores no paramétricos:** a partir de la posición en el espacio \mathcal{X}^n de los patrones, estiman localmente su distribución. No precisan de un conocimiento previo del tipo de distribución, ya que se basan en los mismos patrones disponibles para inferir las probabilidades de pertenencia a cada clase en el caso de nuevas muestras. Realizan una estimación local del problema.

Los clasificadores paramétricos más comunes son los bayesianos lineales, que utilizan sólo información de las medias por clase, y los bayesianos cuadráticos, que emplean información de medias y matrices de varianza-covarianza. Recordemos que los **clasificadores de Bayes** no pueden ser superados por ningún otro (paramétrico o no) si se cumplen las condiciones teóricas necesarias, esto es, las distribuciones son puramente gaussianas. Sin embargo, esto no suele verificarse de forma absoluta en la práctica.

Un clasificador no paramétrico muy conocido es el de los k vecinos más próximos. Almacena un cierto número de muestras de cada clase (prototipos) para, a partir de ahí, estimar en un proceso de "votación" (votan los k vecinos más próximos al patrón a clasificar) las probabilidades de pertenencia a cada grupo. Algunas **redes neuronales artificiales** pueden ser consideradas como clasificadores no paramétricos autoajustables, ya que optimizan las superficies discriminantes en un proceso de aprendizaje local a partir de cada muestra.

En general, los clasificadores no paramétricos son más exactos, puesto que no requieren información previa del tipo de distribución presente y sólo se diseñan en base a datos reales. Sin embargo, se necesita un conjunto de muestras de diseño numeroso y bien compensado para cada clase, si se desea que la capacidad de predicción del clasificador sea satisfactoria.

En la Figura 1.46 se muestra un diagrama de bloques de un clasificador. La respuesta del sistema sujeto es recogida por medio de un sistema de registro. El clasificador procesa la información original emitiendo una respuesta en función de la valoración realizada.

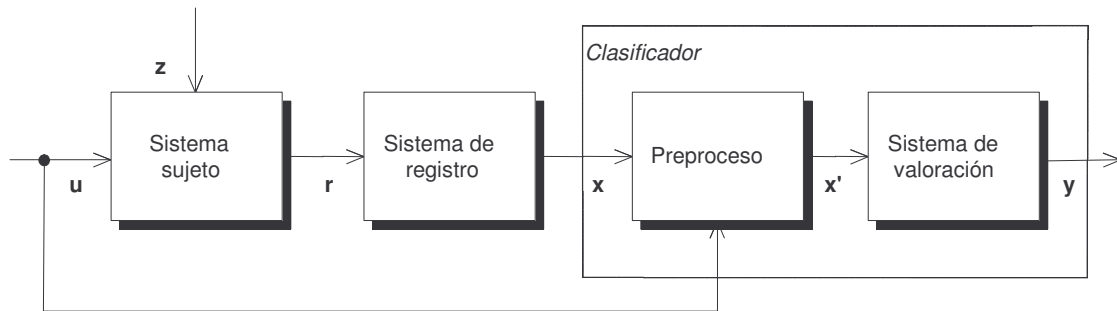


Figura 1.46. Esquema funcional de un clasificador como sistema de asistencia a la toma de decisión. Es necesario parametrizar la respuesta del sujeto por medio de un bloque parametrizador que condensa toda la información del patrón de comportamiento.

El sistema de valoración recibe un vector-patrón \mathbf{x}' con la información esencial de la respuesta medida del sujeto. El **sistema de preproceso** sintetiza la respuesta del sujeto $\mathbf{r}(t)$ distribuida en el tiempo y registrada en $\mathbf{x}(t)$ en un sólo vector de respuesta parametrizado $\mathbf{x}'(k)$. Dicho proceso consta de tres etapas: muestreo, parametrización y normalización (Figura 1.47).

- *Etapas de muestreo:* sintetiza la trayectoria del vector de respuesta $\mathbf{x}(t) \in \mathbb{R}^p$ del sujeto entre el comienzo de la tarea t_0 y su final t_1 . Para ello, requiere de una memoria para almacenar los datos medidos y digitalizados.
- *Etapas de parametrización:* convierte a parámetros el vector de respuestas medidas del sujeto tras su muestreo $\mathbf{x}(k)$, generando un nuevo patrón de características del sujeto \mathbf{x}' , cuya dimensión n es generalmente mucho mayor que la dimensión p de \mathbf{x} ($n \gg p$). Como parámetros más usuales se emplean máximos, mínimos, pendientes, instantes de tiempo particulares, integrales, etc, o cualquier otra característica interesante de las curvas registradas.
- *Etapas de normalización:* aquí se normalizan los parámetros calculados en la fase anterior por el peso, la altura u otras medidas antropométricas. También se realizan transformaciones matemáticas del vector de parámetros de cara a facilitar la posterior interpretación de los datos (por ejemplo, estandarización del vector, transformación logarítmica para cumplir unos determinados requisitos estadísticos, transformación de Mahalanobis, etc).

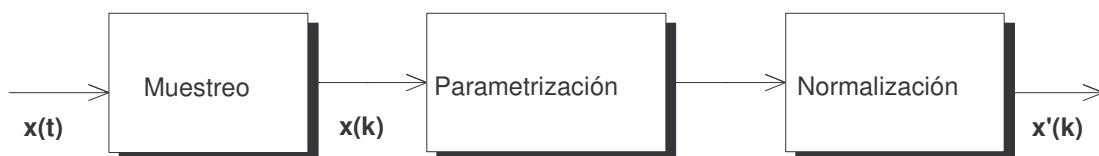


Figura 1.47. Esquema funcional del sistema de parametrización, con sus tres etapas: muestreo, parametrización y normalización.

Finalizada la parametrización del vector de respuesta y calculado el nuevo patrón de características del sujeto $\mathbf{x}'(k)$, se procede a su análisis por parte del sistema de valoración. El sistema trata, en consecuencia, de extraer automáticamente la máxima y más fiable información a partir del registro realizado. La selección de los parámetros de entrada es difícil, ya que implica siempre optimizar la relación coste técnico y calidad de la respuesta final. La solución dependerá del problema a tratar, de la precisión necesaria, de las muestras disponibles y del coste tolerado para medir nuevos sujetos y/o nuevas magnitudes físicas. La elección de las variables y de los parámetros viene dada por el conocimiento del fenómeno físico analizado.

Consideraciones estadísticas para el diseño de clasificadores

Ante todo, es primordial insistir en la gran diferencia que existe entre la posibilidad de establecer diferencias significativas entre medias de parámetros de poblaciones distintas y la capacidad de discriminar individuos de esas poblaciones en función del valor de tales parámetros. Es posible reducir progresivamente los límites de confianza de una estimada aumentando el número N

de observaciones (en relación $N^{0.5}$). Cuando dichos límites son suficientemente estrechos para cada categoría no existe solapamiento entre ellos, por lo que las diferencias se consideran estadísticamente significativas. No obstante, las distribuciones reales que gobiernan la dispersión de los parámetros no se ven alteradas por este proceso de muestreo. Por lo tanto, el error de clasificación es constante y equivale a la superficie solapada entre distribuciones. Este error sólo puede reducirse eligiendo parámetros más discriminantes, reduciendo la dispersión dentro de las clases o aumentando el número de variables medidas. En la Figura 1.48 se esquematiza un ejemplo de sistema clasificador basado en la asignación de probabilidades de pertenencia a las distintas clases en estudio.

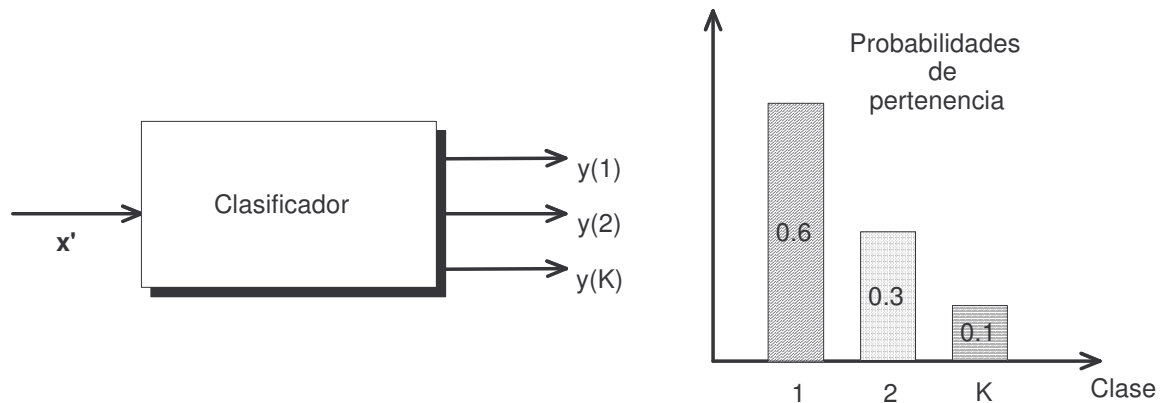


Figura 1.48. Esquema funcional del clasificador. Se ha representado su respuesta en forma de probabilidades y expresada mediante diagramas de barras.

De la misma forma que en las pruebas de inferencia estadística (por ejemplo, análisis de la varianza) se definen conceptos tales como nivel de significación o potencia del test, es necesario conocer ciertas variables que permitan estimar la calidad del diseño y la seguridad del funcionamiento de los clasificadores.

El procedimiento de diseño de un clasificador pasa por dos etapas: su definición o diseño propiamente dicho y su **validación o caracterización**. Tras la validación del clasificador se dispone de una serie de parámetros que describen la potencia del clasificador en un entorno real de funcionamiento. Sin embargo, dichas medidas de funcionalidad sólo son fiables si se cumplen ciertos requisitos a la hora de diseñar y validar el clasificador. Comenzamos, por tanto, describiendo los errores o sesgos que se introducen a la hora de diseñar y validar un clasificador cualquiera, para pasar seguidamente a la descripción de las medidas de funcionalidad que nos informan de la calidad del sistema en cuanto a su capacidad de predicción.

Para la validación de un sistema diagnóstico es necesario reservar un conjunto de muestras de testado con el que comprobar el clasificador tras su fase de diseño. La *auto-validación*, que supone el empleo de las mismas muestras tanto para el diseño como para el testado, conduce siempre a resultados falsos sesgados positivamente.

El Análisis Discriminante de Fisher

Como es obvio, un procedimiento de clasificación será tanto más potente cuanto más información de importancia para el problema a tratar pueda utilizar. Generalmente, esta información viene dada en forma de un vector n -dimensional, por lo que una primera impresión de la cantidad de información disponible la refleja precisamente el número n . Sin embargo, un valor alto plantea una serie de problemas: por un lado, la interpretación directa de la información contenida en vectores de dimensión elevada es muy difícil; por otra parte se complica notablemente la capacidad de generalización en dimensiones altas; asimismo, los valores de n altos dan lugar a procedimientos de cálculo excesivamente largos y costosos. Todo ello ha llevado al desarrollo de diversos métodos de reducción de la dimensionalidad del espacio de características, en general, mediante la construcción de un perfil numérico de dimensión reducida que, de alguna manera, sintetice la información que sobre cada individuo contiene su vector-patrón y , por supuesto, no suponga una reducción significativa de la capacidad discriminatoria de las características originales.

Uno de estos métodos es el Análisis Discriminante de Fisher (Anderson, 1988; Fisher y van Belle, 1993). Esta técnica busca la proyección lineal que mejor separa los grupos existentes, permitiendo asimismo una ordenación de los parámetros del vector de datos \mathbf{x} conforme a su potencial de discriminación. Una vez obtenida dicha proyección, el método de Fisher calcula las superficies de discriminación óptimas y realiza una clasificación de las muestras. Con ello, es posible alcanzar varios objetivos, que explotaremos con profusión a lo largo del presente trabajo:

- Conocer las variables con mayor capacidad de discriminación y, en consecuencia, más relevantes a la hora de evaluar los costes de medida.
- Asumiendo una hipótesis “a priori” de normalidad en los datos, evaluar la dificultad que entraña clasificar entre las clases definidas y determinar el error cometido.
- Conocer, de forma grosera, la influencia que cada parámetro posee en la partición de los grupos.

Para la estimación del **potencial discriminante** de los parámetros de entrada, suele recurrirse a una variante iterativa del algoritmo de Fisher. En ella, se toma en cada ciclo sólo aquel parámetro que, sumado a los ya elegidos anteriormente, mejor divide las muestras con respecto a la clasificación perseguida. Seleccionando adecuadamente el criterio de inclusión de nuevos parámetros y exclusión de los ya tomados, es posible obtener un número reducido de variables (por ejemplo, no más de diez) que discrimine de forma óptima.

Para la estimación del **potencial de clasificación** de la proyección lineal resultante, existen dos posibilidades: la primera es una representación gráfica 2-D de la proyección de las muestras en los dos ejes más discriminantes (cuando $k \geq 3$ y $n \geq 2$), lo que da una idea del grado de solapamiento entre las nubes de patrones o, lo que es equivalente, la dificultad de clasificar. La segunda suele recurrir a un clasificador lineal (cuando las matrices de varianza/covarianza son idénticas en todas las clases) o cuadrático (cuando las matrices de varianza/covarianza difieren entre clases) para estimar la matriz de errores de clasificación y, por tanto, los errores de 1ª y de 2ª especie.

Por último, destacamos del campo del Análisis Multivariante la técnica de agrupación de poblaciones o “**clustering**”. Es éste un método que no requiere información por parte del usuario sobre la pertenencia de las muestras a una clase específica, esto es, se trata de un método no supervisado. Las técnicas de “clustering” agrupan los patrones de forma automática en conjuntos aislados en los que las muestras asociadas a tales grupos o *clusters* muestran una proximidad espacial apreciable en relación a individuos de otros grupos. Se realiza, por tanto, una categorización de los datos basada en criterios meramente geométricos, que permite reconocer relaciones de semejanza o dependencia entre patrones. El “clustering” contribuye a descubrir nuevas formas de clasificar los datos exclusivamente en función de la distribución de éstos, confirmando o rechazando las hipótesis de clasificación ideadas por el usuario previamente.

Tanto el análisis discriminante como el “clustering” se encuentran implementados en diversos paquetes informáticos comerciales lo que, unido a la elevada potencia de cálculo de los ordenadores actuales, permite acometer análisis complicados en poco tiempo y sin necesidad de conocer en excesiva profundidad los complicados cálculos necesarios.

1.3 Objetivos y plan de trabajo

1.3.1 Objetivos

La valoración funcional del aparato locomotor se ha llevado a cabo, hasta hace pocos años, mediante métodos simplistas, algunos de ellos todavía utilizados en la clínica diaria, con criterios poco rigurosos y una tecnología marcadamente rudimentaria en la que la subjetividad, tanto del examinador como del paciente juegan un importante papel. Como ejemplo el balance muscular basado en la escala de 0 al 5 propuesta por la “National Fundation for Infantile Paralysis” (Kendall), la valoración funcional de la marcha, el equilibrio o la coordinación motora, siguen siendo fruto de la observación y su clasificación realizada por medio de test o escalas de valoración.

Actualmente estamos asistiendo a una auténtica transformación de los conceptos preexistentes en valoración funcional del aparato locomotor, en parte debido a los avances de la bioingeniería y biomecánica, así como de las necesidades de cuantificar las secuelas con vistas a las demandas de incapacidad.

En los últimos años, el desarrollo de técnicas biomecánicas para su aplicación en ambientes clínicos, ha supuesto un cambio en la objetivación de parámetros relacionados con la marcha humana.

La presente Tesis forma parte del Proyecto puesto en marcha por el IBV, dentro de sus líneas de investigación, sobre "Análisis Biomecánico de la Marcha Humana en Patologías del Aparato Locomotor".

Para dicho estudio se propone la utilización de una de estas herramientas (plataformas dinamométricas) para la caracterización de la marcha en pacientes afectados de artrosis unilateral de cadera para lo cual se plantean los siguientes objetivos:

- Caracterización de la marcha en los pacientes afectados de artrosis de cadera para ver si podemos determinar y describir la existencia de un patrón de marcha común, obtenido en un laboratorio de análisis de movimientos.
- Búsqueda de variables biomecánicas cuantificables que discriminen mejor a los enfermos de la población normal.
- Búsqueda de criterios biomecánicos objetivos con fines diagnósticos, de valoración funcional y para cuantificar el grado de progresión de dicha patología.
- A partir de las alteraciones y deficiencias detectadas, propuesta de posibles modificaciones en las pautas de tratamiento para la mejora del paciente.

La muestra de pacientes afectados de coxartrosis unilateral para el estudio fue facilitada por el Servicio de Medicina Física y Rehabilitación, del que soy Jefe de Servicio en la actualidad, y el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatológica del Hospital General Universitario de Valencia.

1.3.2 Plan de trabajo

Seguidamente se expone el plan de trabajo diseñado para satisfacer los objetivos generales de investigación anteriormente reseñados. Tales objetivos engloban los objetivos específicos de la presente tesis, dando pie a otros trabajos de investigación como complemento y continuidad de la misma. El plan de trabajo se fundamenta en las siguientes **hipótesis**:

1. Utilizando registros de marcha obtenidos mediante plataformas dinamométricas resulta factible generar patrones de normalidad, basados en curvas o parámetros promedio con bandas de dispersión, que tengan en cuenta el sexo, la edad y la cadencia o velocidad de marcha. Tales patrones servirían como referencia para contrastar registros de población patológica como herramienta de apoyo al diagnóstico y seguimiento de pacientes con déficit de marcha.
2. La marcha patológica presenta, al igual que la marcha normal, patrones cinéticos consistentes en determinadas patologías, si bien dependientes del grado de afectación del paciente.
3. Existe una relación estadística entre los registros cinéticos de la población patológica estudiada y su valoración clínica, fundamentada en parámetros funcionales como la capacidad de marcha, el dolor y la movilidad articular. Dicha relación permitiría una evaluación objetiva del estado funcional de los pacientes y demostraría la utilidad clínica de las plataformas dinamométricas.

El plan de trabajo para validar o rechazar esta hipótesis, se ha estructurado en diversas etapas:

1. Revisión bibliográfica. Análisis del estado del arte sobre el tema en base a la literatura científica existente.
2. Establecimiento del equipo de trabajo. Han participado en el proyecto el IBV y profesionales adscritos a los servicios de Rehabilitación y Cirugía Ortopédica del Consorcio Hospital General Universitario de Valencia.

3. Selección de pacientes afectados de artrosis unilateral de cadera que fueran capaces de realizar marcha independiente sin ayudas (terceras personas o ayudas técnicas), por un terreno llano, durante aproximadamente un kilómetro. El motivo de esta restricción era poder garantizar que los participantes fueran capaces de soportar una sesión experimental. La selección se hizo en aquellos pacientes que presentaban una afectación monoarticular unilateral, para tratar de evitar perturbaciones en los datos obtenidos.

Por otra parte se estableció como condición que el diagnóstico fuera claro y unívoco y que la deficiencia estuviera bien definida para validar la metodología experimental propuesta.

4. Puesta a punto de las técnicas de laboratorio necesarias: instalación de las plataformas dinamométricas en un foso a tal efecto, adquisición de células fotoeléctricas, construcción de un detector de pisada e integración de todo el sistema.
5. Elaboración de procedimientos: toma de datos antropométricos, índices de valoración clínica y pruebas de marcha.
6. Fase experimental: selección de sujetos de control y pacientes, desplazamiento al IBV y realización de las pruebas de marcha y medidas complementarias.
7. Determinación de los patrones de normalidad en una muestra de población de ambos sexos, de edades comprendidas entre 20 y 65 años, a diferentes cadencias de marcha. La amplitud del rango de edades se justifica en base a permitir el cotejo de registros patológicos con datos de control correspondientes al sexo, edad y rango de velocidades o cadencias del paciente.
8. Registro de patologías del aparato locomotor con las técnicas definidas previamente y análisis de la sensibilidad de los diferentes parámetros frente a la presencia de patología de artrosis de cadera
9. Diseño y puesta a punto de métodos de tratamiento de los datos obtenidos como herramienta de apoyo al diagnóstico y valoración funcional de pacientes.

Las actividades reseñadas se estructuraron e interrelacionaron conforme al diagrama que se muestra (Figura 1.49).

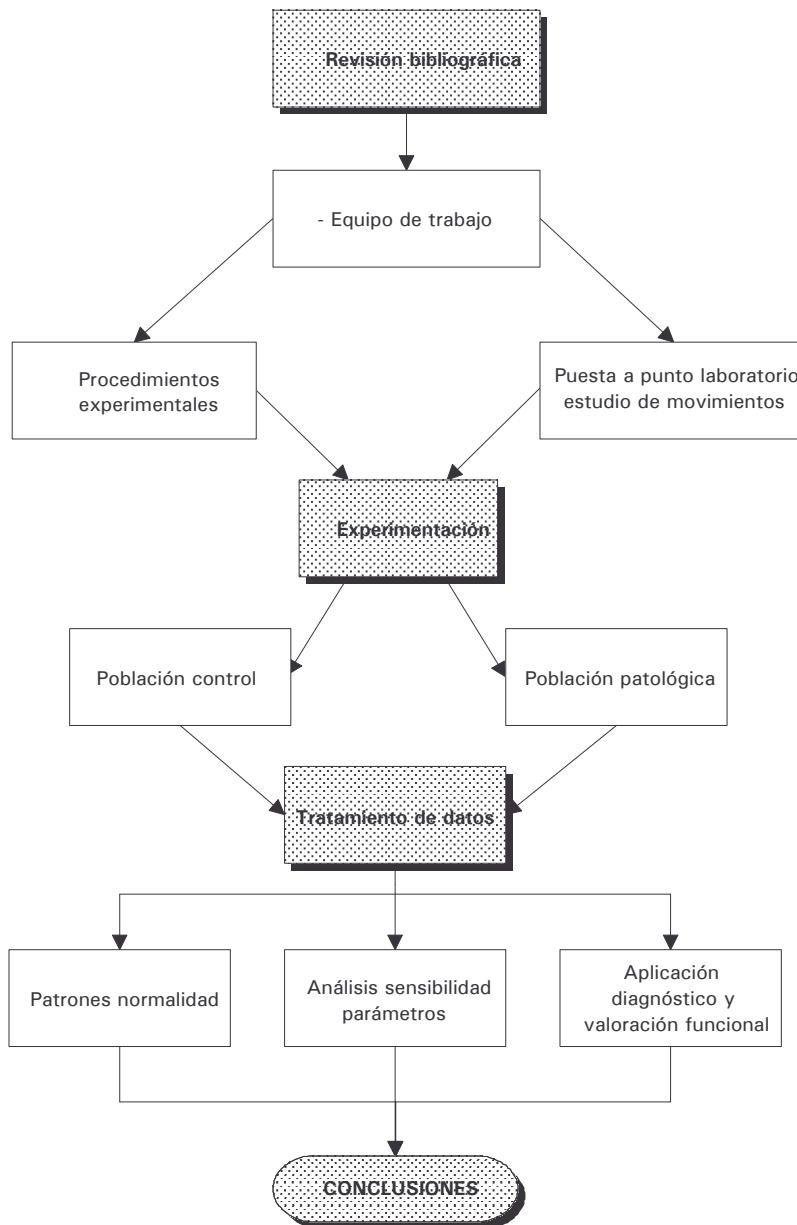
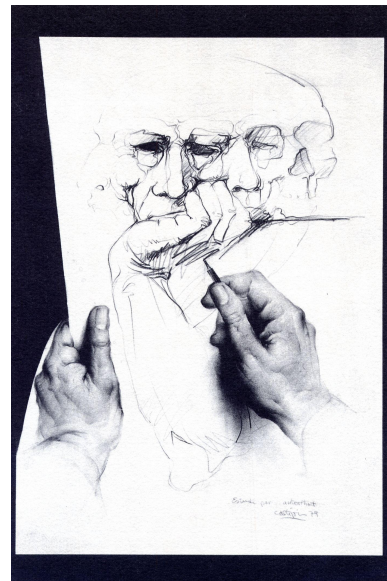


Figura 1.49. Organigrama de actividades

1.3.2.1 Revisión bibliográfica

La revisión bibliográfica se ha nutrido de diversas fuentes. En primer lugar se han recopilado una serie de libros que podemos considerar clásicos en el estudio biomecánico de la marcha humana: las obras de Inman (1981), Whittle (1991), Winter (1991) y Perry (1992) recogen los conocimientos elementales en este campo y son obra indispensable en cualquier biblioteca especializada en biomecánica del aparato locomotor.

Lo anterior se ha complementado con revisiones bibliográficas exhaustivas en bases de datos especializadas (MEDLINE y GAITBIB) y con otras búsquedas específicas.



2. Material y Métodos

Índice

2	MATERIAL Y MÉTODOS.....	85
2.1	DISEÑO DE EXPERIENCIAS	85
2.1.1	<i>Selección de la muestra.....</i>	85
2.1.2	<i>Características de la muestra</i>	85
2.1.2.1	Sujetos coxartrosicos	85
2.1.2.2	Sujetos de referencia	85
2.1.3	<i>Diseño de los experimentos biomecánicos.....</i>	86
2.2	ENSAYOS DE VALORACIÓN DE LA MARCHA.....	87
2.2.1	<i>Descripción de los medios utilizados.....</i>	88
2.2.2	<i>Valoración clínica.....</i>	92
2.2.3	<i>Caracterización antropométrica.....</i>	93
2.2.4	<i>Registro biomecánico.....</i>	93
2.2.5	<i>Desarrollo de una sesión experimental.....</i>	95
2.2.5.1	Citación del paciente.....	95
2.2.5.2	Cumplimentación del protocolo clínico-exploratorio del IBV.....	95
2.2.5.3	Familiarización con el laboratorio de marcha.....	96
2.2.5.4	Realización del registro biomecánico.....	96
2.3	TRATAMIENTO DE LOS DATOS	96
2.3.1	<i>Descripción de la muestra</i>	96
2.3.2	<i>Análisis de los mecanismos cinéticos de compensación en los pacientes con artrosis de cadera monolateral.....</i>	96
2.3.3	<i>Análisis descriptivo de los parámetros obtenidos.....</i>	97
2.3.4	<i>Búsqueda de relaciones entre los parámetros cinéticos de la marcha humana y la escala funcional de Harris.....</i>	97
2.3.5	<i>Extracción de criterios diagnósticos de artrosis de cadera monolateral en base a los registros biomecánicos.....</i>	98

2 Material y Métodos

2.1 Diseño de experiencias

En este apartado se describe y fundamenta el diseño de los experimentos planteados en este trabajo, reseñándose a continuación la patología seleccionada, sujetos del estudio, así como las características y tamaño de la muestra utilizada tanto en la población patológica como en individuos de control.

2.1.1 Selección de la muestra

2.1.2 Características de la muestra

Para la realización de la fase experimental objeto de esta tesis se realizaron mediciones en sujetos afectados de **coxartrosis unilateral** y de **sujetos de referencia** sin patología evidente, que se describen a continuación.

2.1.2.1 Sujetos coxartrosicos

La muestra de pacientes afectados de coxartrosis unilateral, para el estudio, fue facilitada por el Servicio de Medicina Física y Rehabilitación y el Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital General Universitario de Valencia.

El reclutamiento de los pacientes, objetos del estudio, se realizó en las consultas clínicas rutinarias de las policlínicas de los Servicios citados, atendiendo a los siguientes criterios:

- La participación en el estudio debía ser voluntaria, por lo que se les facilitaba una hoja informativa de los ensayos a realizar y se solicitaba su autorización por escrito (ver anexos).
- Los pacientes debían ser capaces de realizar marcha independiente sin ayudas (terceras personas o ayudas técnicas), por un terreno llano, durante aproximadamente un kilómetro. El motivo de esta restricción era poder garantizar que los participantes fueran capaces de soportar una sesión experimental completa.
- Aunque resultaba difícil dado que el proceso degenerativo afecta al resto articular, la selección se hizo en aquellos pacientes que presentaban una afectación principalmente monoarticular unilateral, para tratar de evitar perturbaciones en los datos obtenidos.

2.1.2.2 Sujetos de referencia

Se obtuvo una muestra de población normal, para la necesaria comparación con el patrón de marcha de la población patológica, se realizaron paralelamente ensayos de marcha en población normal, para lo que se estableció un protocolo de normalidad que garantizaba, en lo posible, la ausencia de patologías de la marcha en el grupo control.

Se descartaron sujetos con características antropométricas poco habituales (muy obesos, muy altos o bajos, etc.). Ver el protocolo de medida de usuarios en los anexos.

Se consideraron normales todas aquellas personas que no padecían una patología evidente y que no sintieran dolor al caminar, sometiéndolos previamente a unas pruebas sencillas de normalidad antes de ser medidas para el estudio.

Se cubrió un amplio espectro de edades por personas de ambos sexos (entre 20 y 65 años).

Se procuró que los pacientes en estudio y el grupo control, fueran de edades similares para evitar la inferencia del factor edad como variable independiente con influencia en la capacidad de marcha (Cortés 1991, Sánchez-Lacuesta 1993).

La muestra de pacientes en estudio se estableció en 50, mientras que el grupo control se estimó en 150, ya que dicha muestra se utilizó para el estudio de las 3 patologías degenerativas del estudio general, (Cadera, rodilla y tobillo), puesto en marcha en IBV.

2.1.3 Diseño de los experimentos biomecánicos

La forma de caminar de una persona depende de una serie de **factores**. Algunos de ellos son completamente **ajenos al individuo**, como la superficie que pisa, las variables climáticas o el espacio libre disponible. Existen otros sobre los cuales el sujeto puede actuar o ejercer un **cierto control** (a voluntad u obedeciendo las instrucciones del técnico de laboratorio), algunos de los cuales presentan una importancia crucial como moduladores de su patrón de marcha: es el caso de la velocidad y de la cadencia de marcha, que el sujeto varía en función de sus necesidades o deseos, e incluso del calzado, en la medida en que es elegido por el propio sujeto.

Existe un tercer grupo de factores **intrínsecos al individuo** y cuya influencia sobre su forma de caminar ha sido repetidamente constatada en la literatura: el sexo, la edad y las características antropométricas determinan en gran medida la constitución y estructura del aparato locomotor, con un efecto inmediato en la cinemática y en la cinética de la marcha. Incluso el estado de ánimo puede ejercer un cierto influjo sobre el proceso. Evidentemente, la presencia de afecciones en las estructuras musculoesqueléticas o neurológicas que posibilitan la marcha tendrá un efecto aún mayor.

Todo diseño de experimentos debe prestar atención a todos aquellos factores que presumiblemente afecten al desarrollo de las medidas, lo cual exige el control estricto de unos, manteniéndolos constantes para obviar su influencia, y el registro de los restantes, a fin de poder analizar sus efectos. Los factores no controlados determinan el error experimental, que puede ocultar los potenciales hallazgos del experimento.

Así pues una de las claves del éxito del trabajo era la minimización de los efectos de los **factores no controlados o perturbaciones**. La realización de las pruebas biomecánicas en los laboratorios del IBV permitió su desarrollo con normalidad, espacio suficiente y en condiciones ambientales adecuadas y estables (distribución de espacios, iluminación, tipo de suelo, temperatura, etc). Como se comentará más adelante, es necesario que el sujeto de ensayo se acostumbre a las condiciones del experimento, para lo cual se establece un número mínimo de pasadas previas a la realización de la medida. También se procuró que las restantes actividades en ejecución en el laboratorio interfiriesen lo mínimo posible con las pruebas, para lo cual se establecieron turnos de reserva de las instalaciones con antelación suficiente para no programar actividades incompatibles o potencialmente perturbadoras fuera de los horarios de experimentación.

Con todo ello existe una inevitable variabilidad intraindividual dependiente de múltiples aspectos e imposible de modelar. Así, cada paso es ligeramente distinto del anterior, oscilando alrededor de lo que podríamos llamar el patrón de marcha de cada individuo.

Por lo que respecta al segundo tipo de factores, que hemos denominado **factores controlados**, la literatura científica revisada y la propia experiencia del centro han demostrado la fuerte influencia de la **velocidad**, de la **cadencia** de marcha y del tipo de calzado en la forma de caminar de las personas, lo que se refleja en sus registros biomecánicos. Para medir con precisión y de forma automática la velocidad y la cadencia de marcha se diseñaron e integraron en el sistema dos dispositivos: una doble barrera de fotocélulas con una separación fija para el cálculo de la velocidad y un detector de pisada colocado tras la segunda plataforma para determinar la cadencia. Para analizar el efecto de estos factores se indicaba al sujeto que caminase a tres velocidades diferentes: lenta, normal y rápida. El sujeto modulaba así libremente su velocidad (y cadencia) cubriendo su rango fisiológico (condicionado a su vez por la gravedad de la afectación).

En cuanto al tipo de **calzado** se indicó a los pacientes que acudiesen al IBV con un zapato habitual cómodo a fin de evitar una amplia dispersión de este factor. En todo caso, tras las medidas del sujeto con su calzado habitual se procedió a repetir las en condición descalzo, como condición de referencia.

Por último, las posibilidades de variación de los **factores y variables intrínsecos** al individuo quedan delimitadas por los condicionantes impuestos a la muestra de pacientes y sujetos de control para el desarrollo del presente estudio descritos en el apartado anterior.

Con todo lo anterior queda configurado el siguiente diseño experimental:

- 1. Factor PATOLOGÍA, con cuatro categorías:
 - Categoría 1: sujetos de CONTROL.
 - Categoría 2: sujetos con artrosis de CADERA.

- 2. Factor SEXO, con dos categorías:
 - Categoría 1: HOMBRE.
 - Categoría 2: MUJER.
- 3. Factor CALZADO, con dos categorías:
 - Categoría 1: DESCALZO.
 - Categoría 2: CALZADO.
- 4. Factor CADENCIA (o VELOCIDAD), con tres niveles. En este caso queda registrado también el valor de ambas variables:
 - Nivel 1: LENTA.
 - Nivel 2: NORMAL.
 - Nivel 3: RÁPIDA.

De este modo se obtiene un diseño experimental factorial con 48 celdas. Para cada sujeto eran, obviamente, conocidos los valores de los factores PATOLOGÍA y SEXO, estableciéndose un número mínimo de cuatro medidas válidas (repeticiones) para cada una de las seis combinaciones de los factores CALZADO y CADENCIA. Sin embargo, algunas personas no han podido satisfacer estas condiciones por limitaciones de su patología u otros motivos, lo que condujo finalmente a un diseño no equilibrado.

En cuanto a los parámetros y variables registrados, cada sujeto experimental ha dado lugar a tres grupos de variables:

1. Caracterización individual del sujeto: peso, edad, dimensiones antropométricas y pedigráfica.
2. Valoración clínica (sólo en pacientes): índice funcional correspondiente a su patología para el miembro afectado.
3. Caracterización biomecánica de cada medida: velocidad, cadencia, fuerzas de reacción, tiempos, impulsos mecánicos y parámetros del centro de presiones.

Se decidió limitar el estudio estadístico a las pruebas realizadas con los sujetos caminando calzados, por considerar que la marcha con su calzado habitual resulta más natural que descalzo. Por otra parte, algunos pacientes mostraron dificultad para caminar descalzos. Fundamentalmente por acortamiento del tendón de Aquiles en mujeres más habituadas al uso de tacón, según se indica en la introducción apartado 1.2.1.4 y por dolor al perder la amortiguación debida al calzado. Lo que refrenda la conveniencia de obtener el patrón de normalidad con los sujetos calzados.

2.2 Ensayos de valoración de la marcha

En este apartado se describen los medios instrumentales utilizados durante el estudio, en cada una de las etapas en que se dividió la fase experimental:

- Valoración clínica en base a la escala funcional de Harris (dolor, capacidad de marcha, rango articular, deformidad, etc...).
- Caracterización antropométrica de los sujetos (peso, edad, dimensiones corporales y del pie).
- Caracterización biomecánica mediante la utilización de las plataformas dinamométricas (registro de parámetros y magnitudes cinemáticas y cinéticas).

En los anexos se incluye el "Protocolo General de Medida" utilizado en este estudio.

En los siguientes apartados se describen los medios técnicos utilizados en cada una de las etapas del estudio y las diferentes partes integrantes del protocolo de medida.

2.2.1 Descripción de los medios utilizados

La valoración clínica de los pacientes se realizó en el propio Hospital General Universitario de Valencia en las dependencias de la policlínica de Cirugía Ortopédica y Traumatología, por un único Médico Traumatólogo con suficiente experiencia e implicación en el proceso, con el fin de homogeneizar las valoraciones.

Para el resto de pruebas de las sesiones experimentales se han utilizado las dependencias del IBV. Para la realización de las medidas antropométricas se ha utilizado una **zona de exploración** y para la caracterización biomecánica se ha utilizado el **laboratorio de análisis de movimientos**, que incluye una pista de marcha instrumentada mediante dos plataformas dinamométricas DINASCAN-IBV.

La zona de exploración antropométrica

La **zona de exploración** dispone de una báscula electrónica para la obtención del peso del sujeto, que incorpora una escala vertical para la medida de la estatura; una silla antropométrica, una barra antropométrica, cintas métricas para el registro de dimensiones corporales, y un pedígrafo para la impresión de la huella plantar.

La **báscula** tiene una precisión de 100 g y la **escala vertical** está graduada en milímetros.

La **silla antropométrica** (Küster, 1994) (figura 2.1) se utiliza para la determinación de datos antropométricos en una postura normalizada de sedestación. Dispone de una serie de cursores y regulaciones para la obtención de medidas de un modo sistemático, que permita reducir la variabilidad inherente al proceso de medición.

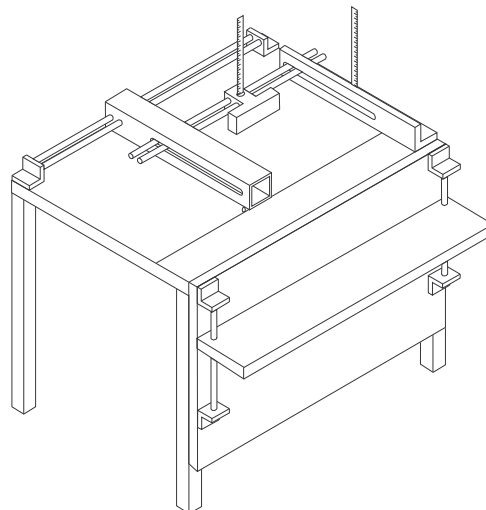


figura 2.1. Silla antropométrica.

La silla antropométrica consiste básicamente en un asiento con reposapiés; la altura del asiento se puede regular para colocar las piernas y muslos en posición normalizada, con la parte superior de los muslos paralelos al plano del asiento y la rodilla en flexión de 90° (figura 2.2). Dispone también de un tope fijo contra el que se apoya uno de los lados de la cadera y otro tope deslizante que se desplaza hasta hacer contacto con el otro lado, para de este modo medir la **anchura de caderas**.

La obtención de la **anchura de los hombros** se realizó con la barra antropométrica que es básicamente una regla con dos cursores pensados para ubicarse en puntos anatómicos.



figura 2.2. Sujeto de ensayos sobre la silla antropométrica

Tanto las escalas de la silla como las de la barra antropométrica están graduadas en milímetros.

El **pedígrafo** consiste en una superficie flexible y absorbente que, una vez impregnada de tinta, se coloca sobre una lámina de papel, tras lo cual el sujeto carga su peso sobre la misma a través de uno de sus pies. De este modo la huella plantar queda impresionada en el papel, lo que permite la determinación *a posteriori* de determinadas dimensiones e índices del pie.

El laboratorio de análisis de movimientos

El **laboratorio de análisis de movimientos** del IBV (figura 2.3) cuenta con una pista de marcha de 15 metros de longitud y 1.5 metros de ancho, que permite la ejecución de la marcha correctamente y sin obstáculos. En el centro de la pista de marcha hay ubicadas dos plataformas DINASCAN-IBV (Hoyos, 1984; Sánchez-Lacuesta *et al.*, 1992), configuración que permite al sujeto de experimentación realizar un número suficiente de pasos de establecimiento de la marcha anteriores al registro y, de forma similar, facilita un espacio de parada adecuado para no perturbar la medida.



figura 2.3. Laboratorio de análisis de movimientos del IBV

Las **plataformas dinamométricas** DINASCAN-IBV (figura 2.4) son equipos electrónicos que permiten el registro de las fuerzas de reacción ejercidas por un individuo sobre el suelo durante la

marcha, posibilitando su análisis posterior. Incorporan cuatro transductores de fuerza sobre los que apoya una placa con una elevada relación rigidez/peso que define la superficie sobre la que se ejercen las cargas a analizar, de manera que sea posible medir las fuerzas resultantes en las tres direcciones del espacio, calculando, al mismo tiempo, el momento torsor aplicado y el centro de presiones verticales.

Los transductores de fuerza se basan en el empleo de galgas extensométricas, cuyo buen comportamiento a frecuencias bajas y alta linealidad los hace particularmente indicados para el estudio de movimientos humanos. Cada captador contiene un puente de Wheatstone, sensible a acciones verticales, y otro para medir las acciones horizontales, estando ambos compensados térmicamente.



figura 2.4. Plataformas dinamométricas DINASCAN-IBV

Tanto el diseño mecánico del transductor como la disposición de las galgas sobre él obedece a estudios realizados mediante modelado por elementos finitos y anula, teóricamente, las interferencias cruzadas entre ambas direcciones de sensibilidad. La placa superior del instrumento ha sido también objeto de un diseño especial. Consiste en una plancha gruesa de aluminio macizo cuya cara inferior ha sido vaciada de material, conservando su rigidez estructural, consiguiendo de este modo aumentar su frecuencia natural de vibración.

El sistema incluye una unidad electrónica de alimentación, multiplexión y amplificación. La etapa de multiplexión permite seleccionar individualmente cada puente y la de amplificación eleva la señal original hasta un nivel suficiente para garantizar su inmunidad al ruido durante la transmisión al sistema de registro. Finalmente, se dispone de una tarjeta de adquisición de datos, instalada en un ordenador personal, cuya función consiste en digitalizar las señales analógicas procedentes de la plataforma, de forma que puedan ser leídas y almacenadas en la memoria o disco del ordenador para su posterior tratamiento (figura 2.5).

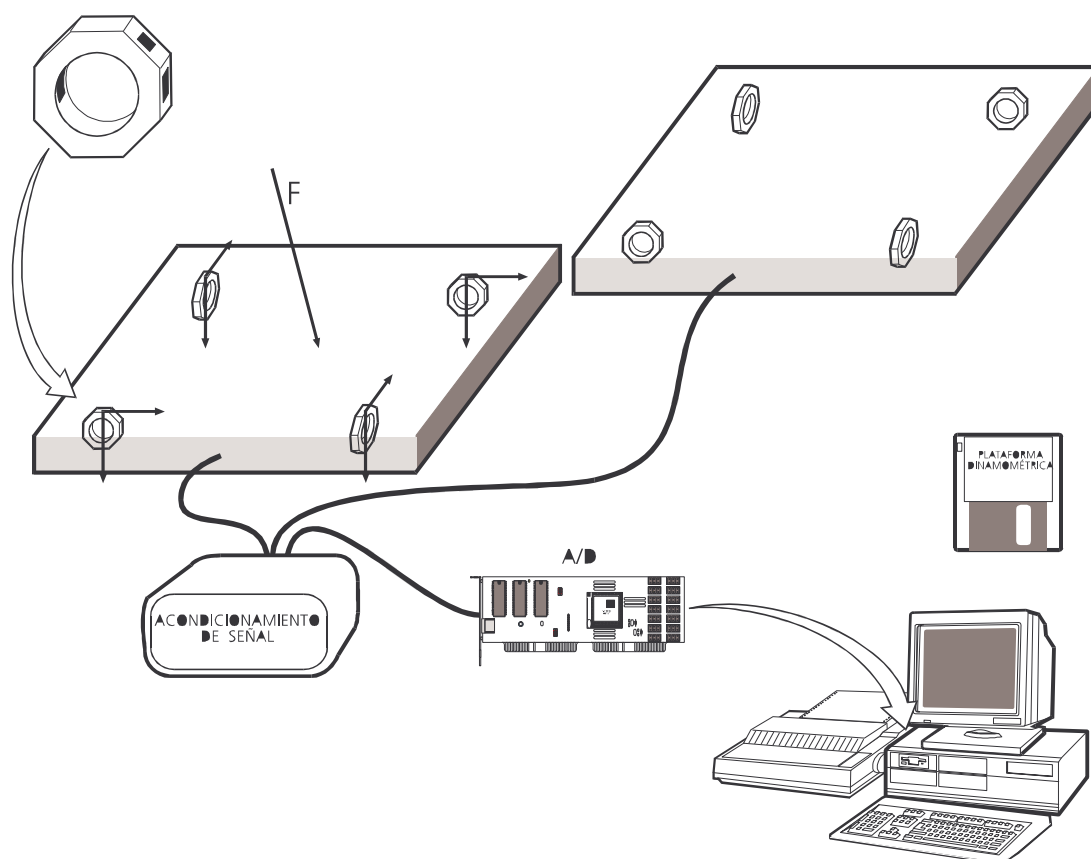


figura 2.5. Esquema de funcionamiento de las plataformas dinamométricas

Cuando el individuo incide sobre la plataforma la fuerza ejercida por el pie sobre ella se reparte entre los cuatro captadores, que generan las correspondientes señales electrónicas en función de la carga asumida por cada uno de ellos. A partir de las ecuaciones de equilibrio dinámico de la placa superior de la plataforma se realiza el cálculo de las tres componentes de la fuerza de reacción, las coordenadas del centro de presión vertical y el momento torsor sobre la plataforma. Estas ecuaciones, así como las especificaciones técnicas de las plataformas DINASCAN-IBV, se incluyen en el Anexo.

La calibración de las plataformas se realiza en los laboratorios del IBV a cargo de personal cualificado. Los coeficientes de calibración se introducen en un fichero de configuración, que acompaña al software de utilización del instrumento.

Para garantizar el funcionamiento correcto de las plataformas e impedir su deslizamiento o un apoyo no uniforme se ha construido un **foso especial** para fijarlas rígidamente al suelo. Dicho foso consta de una base de hormigón sobre la cual descansa una gran plancha de acero rectificada. La base no es otra cosa que una lechada de hormigón de 14 cm de espesor e independiente de la estructura del edificio, de manera que queda aislada de las vibraciones procedentes del mismo. En cuanto a la plancha de acero, su función principal es garantizar la máxima planitud del apoyo de las plataformas al tiempo que posibilita la adopción de numerosas configuraciones (figura 2.6) y el anclaje firme de los instrumentos a través de numerosos taladros roscados.

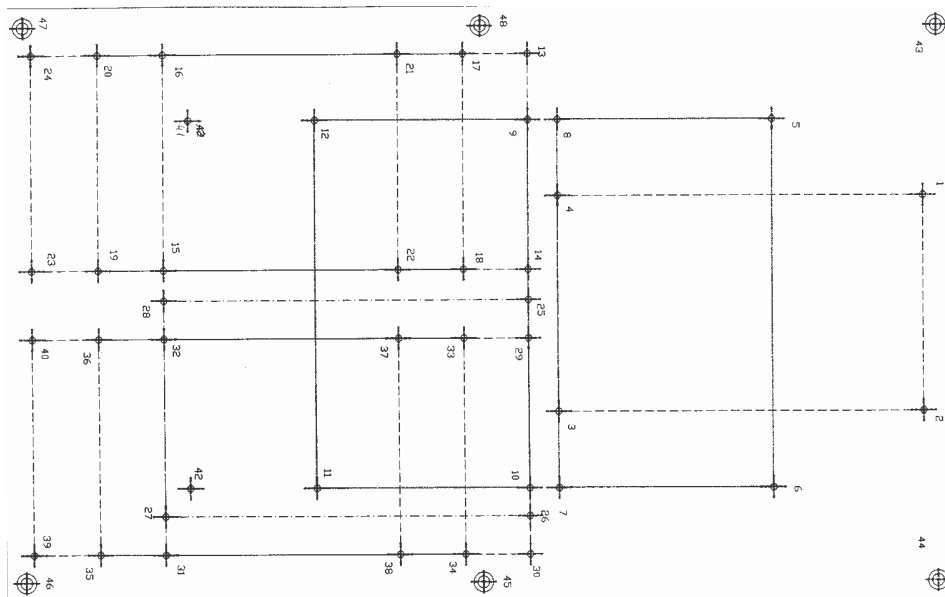


figura 2.6. Plano del foso de asiento de las plataformas

Completan el laboratorio un sistema de fotocélulas para el registro de la velocidad de marcha y un detector de pisada para el cálculo automático de la cadencia. Ambos dispositivos se construyeron en el IBV y quedaron integrados funcionalmente con las plataformas, de forma que quedaron bajo el control del software del instrumento.

El **sistema de fotocélulas** consiste en dos haces de luz infrarroja situados delante y detrás de las plataformas y separados entre sí una distancia de 3 metros. Cuando el sujeto de experimentación interrumpe el primer haz el instante en que esto se produce queda registrado en el ordenador, al tiempo que se produce el inicio de la adquisición de datos de forma automática. El instante de paso a través del segundo haz permite determinar la velocidad de marcha. La altura de los haces de infrarrojo es modificable a voluntad, estableciéndose a la altura del cuello del sujeto. Con ello se reduce al mínimo el artefacto debido a las oscilaciones anteroposteriores del cuerpo que tienen lugar durante la marcha (Inman, 1981) y se evita la posibilidad de corte de la barrera fotoeléctrica durante el balanceo de los brazos.

El instrumental de laboratorio se completó mediante un **detector de pisada** desarrollado en el IBV y consistente en una lámina de aluminio de 40x30 cm de superficie, instrumentada mediante cerámicas piezoeléctricas en sus cuatro esquinas y altamente sensible a la pisada. El detector se colocaba tras la segunda plataforma, justo en la zona donde tiene lugar el contacto inmediatamente posterior a ellas. De este modo queda registrada la duración de una zancada completa (equivalente al intervalo de tiempo comprendido entre el inicio de la primera pisada y el detector), de la que se obtiene la cadencia como:

$$\text{cadencia} = 120 / \Delta t, \text{ en pasos por minuto.}$$

Finalmente cabe reseñar que a lo largo del presente estudio se utilizó una moqueta fina para cubrir las plataformas durante las pruebas de marcha, de manera que quedaban ocultas a los ojos de los sujetos de ensayo, evitando así la tendencia natural a pisar sobre su centro, lo cual interferiría con la necesaria naturalidad del proceso.

2.2.2 Valoración clínica

La caracterización del estado clínico de los pacientes y su comparación con los patrones y parámetros de marcha representa uno de los objetivos de la presente tesis, fundamentado en la ausencia de objetividad en la evaluación de la función de marcha con los procedimientos actuales.

Todos los pacientes analizados se sometieron a una minuciosa exploración. El Médico Traumatólogo responsable de la valoración funcional de los pacientes, mediante la cumplimentación del test de Harris fue el Dr. Nicanor Caldú, Jefe Clínico del Servicio de Cirugía Ortopédica y

Traumatología. Dado que se intentó que la afección fuese monoarticular y monolateral el análisis se realizó para el miembro inferior afectado.

Tras una revisión de la literatura científica se determinó el índice de Harris (Harris 1969) (ver anexos). La escala de Harris se subdivide en diferentes apartados (dolor, función, rango de movimientos, etc.) que se cumplimentan mediante anamnesis y exploración del paciente. Los índices asignan puntuaciones a cada una de las categorías que configuran cada epígrafe, permitiendo alcanzar una valoración máxima de 100 puntos, que corresponde a la ausencia de patología.

El **índice de Harris** (Harris, 1969) permite valorar el estado funcional de la articulación de la cadera, quedando dividido en cuatro epígrafes principales:

- Dolor caminando (44 p). Establece cinco categorías de dolor.
- Función (47 p), dividida a su vez en Marcha (33 p) y Actividad (14 p). Engloba aspectos como la cojera, el uso de ayudas para caminar, la distancia máxima que puede recorrer el paciente, su capacidad para superar escaleras y su nivel de actividad.
- Ausencia de deformidad (4 p): flexión, aducción, rotación interna en extensión y disimetría.
- Rango de movimiento (5 p) en flexión, abducción, aducción, rotación externa y rotación interna, según figura en la modificación introducida por Mont *et al.* (1993).

Todos estos índices contienen una abundante y valiosa información sobre el estado clínico y la gravedad de cada paciente y constituyen un punto de partida bien estructurado para analizar la relación entre la capacidad funcional del sujeto y los registros biomecánicos obtenidos durante la experimentación.

La presente tesis parte del supuesto de que una buena parte de la información valorada en la escala funcional bajo criterios basados en la experiencia y el conocimiento de un médico experimentado pueden objetivarse mediante la realización de medidas biomecánicas.

2.2.3 Caracterización antropométrica

La consideración de los factores intrínsecos del individuo como potencial fuente de variabilidad estadística de los registros biomecánicos indujo a establecer una serie de datos y dimensiones corporales que podían repercutir sobre la marcha y a confeccionar un protocolo para su medida. De este modo, todos los sujetos de experimentación se sometieron a una caracterización antropométrica que contemplaba las siguientes variables:

- Peso del sujeto
- Estatura del sujeto
- Anchura de caderas
- Perímetro abdominal
- Anchura de hombros
- Perímetro torácico

Adicionalmente se obtuvo una pedigráfica de cada uno de los pies a fin de calcular índices podométricos y analizar su relación con el patrón de marcha. En los Anexos se incluyen dos muestras de pedigráficas de sendos sujetos de experimentación. No obstante el análisis de los datos obtenidos de esta exploración forman parte de otras líneas de investigación del centro y por tanto, no aparecen reflejados en el capítulo de resultados y discusión.

Los datos anteriores junto con las variables *patología*, *sexo* y *edad* componen la caracterización elaborada para cada individuo en el presente estudio.

2.2.4 Registro biomecánico

Una vez concluidas las etapas anteriores comenzaban las pruebas de marcha propiamente dichas, cuya duración se prolongaba por espacio de una hora, aproximadamente. Con anterioridad a

la llegada de los pacientes se verificaba toda la cadena de medida y se comprobaba la configuración adecuada del instrumento:

- Fichero de configuración apropiado (de importancia capital, dado que contiene los coeficientes de calibración del instrumento).
- Frecuencia de muestreo de 200 Hz, suficiente para pruebas de marcha en las que no se produzcan transitorios importantes (Light et al., 1980). El estudio de los citados transitorios escapa al ámbito de la presente tesis.
- Duración de la medida de 4 s, pudiendo incrementarse si la lentitud de la marcha del paciente así lo requiriese (velocidades inferiores a 0.75 m/s para la separación de 3 m entre fotocélulas).

A lo largo de todo el estudio se utilizó una codificación unívoca para cada sujeto para identificar sus hojas de control y para dar nombre a los diferentes ficheros de datos biomecánicos. Dicha codificación quedó establecida *a priori* como sigue:

- Dígito 1: código de patología. C (por tratarse de patología de cadera).
- Dígito 2 al 4: código de sujeto (001 al 999) o número de orden según patología.
- Dígito 5: género del individuo. H=Hombre; M=Mujer.
- Dígito 6: tipo de calzado. D=Descalzo; C=Calzado.
- Dígito 7: velocidad o cadencia de marcha indicada al sujeto antes de la medida correspondiente. L=Lenta; N=Normal; R=Rápida.
- Dígito 8: número de repetición (1-9). Normalmente entre 3 y 5.

De este modo cada fichero de datos resultaba fácil y unívocamente identificable, lo que facilitó su posterior parametrización y tratamiento automáticos. La parametrización se realizó mediante el software del propio instrumento dando lugar a un vector asociado a cada registro y compuesto por los siguientes **parámetros de marcha**, que pueden observarse en la tabla 2.1:

PARÁMETROS GLOBALES: representan magnitudes globales del ciclo de marcha. Debido al uso de dos plataformas únicamente se registra un período de doble apoyo que, en nuestro caso, es el izquierdo por la disposición de las plataformas. Por ello las variables *tpaso*, *tdblapo*, *longpaso* y *anchpaso* únicamente se obtienen para el paso izquierdo.

FUERZAS: parámetros derivados de las fuerzas de reacción. Corresponden a los valores máximos o mínimos registrados a lo largo de la evolución de las fuerzas verticales (F_z), anteroposteriores (F_x) o mediolaterales (F_y). Estos parámetros se obtienen para ambos miembros.

TIEMPOS: En nuestro caso se ha tenido en cuenta el tiempo de apoyo correspondiente a cada miembro.

Parámetro	Significado
Vel	Velocidad de marcha
PROP	Fuerza correspondiente al pico de propulsión de las fuerzas antero posteriores
FRE	Fuerza correspondiente al pico de frenado de las fuerzas anteroposteriores
DES	Fuerza correspondiente al pico de despegue en las fuerzas verticales
OSCI	Fuerza correspondiente al valle de las fuerzas verticales
TAPO	Tiempo de apoyo del pie

Tabla 2.1. Parámetros de fuerzas

Además se han parametrizado las entradas correspondientes a la escala de valoración funcional de Harris, de acuerdo con la tabla 2.2

Parámetro	Significado
Harris	Valor de la escala funcional de Harris para artrósicos de cadera
Dolor	Percepción del dolor por parte del paciente.
Marcha	Capacidad de caminar
Ayudas	Necesidad de usar ayudas técnicas para caminar
Distanc	Distancia caminada sin ayuda de muletas
Actividad	Valor que la escala de Harris da a la actividad del paciente
N_Acti	Nivel de actividad que puede desarrollar el paciente
Defor	Ausencia de deformidad
Mov	Rango de movimientos

Tabla 2.2. *Parámetros de Harris*

2.2.5 Desarrollo de una sesión experimental.

- Citación del paciente.
- Cumplimentación del protocolo clínico-exploratorio del IBV.
- Familiarización con el laboratorio de marcha.
- Registro biomecánico.

2.2.5.1 Citación del paciente.

Los pacientes seleccionados para el estudio, en los Servicios de Medicina Física y Rehabilitación y de Cirugía Ortopédica y Traumatología del Hospital General Universitario de Valencia y una vez aceptada su participación voluntaria, eran citados individualmente en el IBV para la fase de experimentación.

Por motivos de seguridad, el traslado de los pacientes hasta el IBV y el posterior regreso a su domicilio se decidió que se realizase en un medio público de transporte, por lo que dada la situación del IBV, en esa época, en el Parque Tecnológico de Paterna, se utilizó el taxi.

A su llegada al IBV, el paciente y su acompañante, eran recibidos por el Médico especialista en Medicina Física y Rehabilitación y el Ingeniero del IBV responsables de la experimentación.

Tras la bienvenida y la manifestación de agradecimiento por su colaboración en el trabajo de investigación, se les facilitaba una breve explicación sobre el IBV y sus líneas de trabajo.

2.2.5.2 Cumplimentación del protocolo clínico-exploratorio del IBV.

Tras la llegada del sujeto de ensayo a la **zona de exploración antropométrica** se realizaba, en primer lugar, un breve test de normalidad (exclusivamente para sujetos de control) para determinar su inclusión en el grupo de control. Dicho test consistió en una prueba de Romberg con ojos cerrados durante un minuto, un recorrido de 1.5 metros en marcha en tándem y un interrogatorio o anamnesis para averiguar si el individuo presentaba antecedentes osteoarticulares o neurológicos que pudieran invalidar su incorporación como sujeto no patológico.

Seguidamente se procedía a la lectura de la hoja informativa (se incluyen en los Anexos las versiones para sujetos de control y para pacientes) con ánimo de transmitir al sujeto los objetivos del trabajo de investigación e informarlo de sus derechos, tras lo cual la persona en cuestión formalizaba por escrito el formulario de manifestación de consentimiento (Anexos).

A continuación se procedía a la caracterización antropométrica, ya explicada, y a un examen del calzado utilizado por el sujeto, con vistas a futuros trabajos de investigación. Los datos personales del individuo, su caracterización antropométrica, los datos del calzado y los resultados de los tests de normalidad quedaban así registrados en la hoja de control personal (Anexos).

2.2.5.3 Familiarización con el laboratorio de marcha.

Con anterioridad a la toma de datos mediante las plataformas se indicaba al sujeto que iniciase un pequeño paseo de ida y vuelta sobre la pista de marcha, con las plataformas ocultas a la vista, a fin de habituarlo a las condiciones del laboratorio y estabilizar su patrón de marcha. Esta actividad se prolongaba por espacio de unos cinco minutos.

2.2.5.4 Realización del registro biomecánico.

Finalmente el sujeto realizaba una serie de pasadas sobre las plataformas, que seguían ocultas, a diferentes velocidades o cadencias, hasta conseguir un número aproximado de entre tres y cinco medidas válidas por condición. Inicialmente tenían lugar todas las medidas con el sujeto calzado para terminar con la condición descalzo, puesto que se ha demostrado (Clarke *et al.*, 1983) que el orden contrario altera el patrón de marcha habitual del sujeto. Las posibilidades de pisar fuera de las plataformas o posibles comportamientos anómalos del sujeto durante la pasada hicieron necesario confirmar cada medida, descartando las defectuosas. El control de registros correctos se instrumentaba mediante una o varias hojas de ruta por paciente, un ejemplo de las cuales se incluye en el Anexo.

2.3 Tratamiento de los datos

Una vez finalizada la fase experimental se aborda la tarea de analizar los datos obtenidos. Comenzamos con un análisis descriptivo de los mismos, necesario para situar el ámbito y alcance del trabajo. A continuación se investigan los parámetros más sensibles a la presencia de patología. Finalmente se establecen relaciones entre los registros biomecánicos y determinadas características funcionales de los pacientes.

Las herramientas utilizadas en el tratamiento de los datos han sido la hoja de cálculo Microsoft Excel XP, para realizar operaciones con ficheros y construir los ficheros de datos, y el programa de proceso estadístico SPSS 11.5 para Windows.

El tratamiento de los datos se ha realizado en cinco pasos:

1. Descripción de la muestra
2. Análisis de los mecanismos cinéticos de compensación en los pacientes con artrosis de cadera monolateral
3. Análisis descriptivo de los parámetros obtenidos.
4. Búsqueda de relaciones entre los parámetros cinéticos de la marcha humana y el índice de valoración funcional de Harris
5. Extracción de criterios diagnósticos de artrosis de cadera monolateral en base a los registros biomecánicos

A continuación se detallan los análisis realizados en cada uno de los pasos del tratamiento de datos.

2.3.1 Descripción de la muestra

El objetivo de este apartado es verificar si el diseño experimental ha sido equilibrado. Para ello se han utilizado técnicas estadísticas sencillas como el cálculo de medias, medianas, percentiles y desviaciones típicas.

Primero que nada se muestra el número de sujetos pertenecientes a cada uno de los grupos (sanos y patológicos) y dentro de cada uno de ellos los sujetos pertenecientes a cada género.

A continuación se detalla la caracterización por edad y género de la población sana. El mismo análisis se ha realizado para la población patológica para la que se incluye también la descomposición de sujetos para cada uno de los lados afectados.

2.3.2 Análisis de los mecanismos cinéticos de compensación en los pacientes con artrosis de cadera monolateral

El objetivo de este apartado es poder comparar las curvas de fuerza durante la marcha de los pacientes con artrosis monolateral con las curvas de marcha de la población de referencia.

En primer lugar se han obtenido las curvas medias para hombres y para mujeres. Para ello las curvas de fuerzas normalizadas se han normalizado a su vez por el tiempo de apoyo y se han obtenido 200 puntos equiespaciados durante la duración del tiempo de apoyo.

A continuación se han promediado las curvas tratando de desacoplar la velocidad, para lo cual se ha introducido la variable velocidad en el modelo. Siendo el modelo final el que se indica en la siguiente ecuación:

$$F_i = \mu_i + c_i \cdot v$$

Donde F_i es la fuerza en cada punto μ_i es un valor constante para cada punto, c_i es la influencia de la velocidad y v es la velocidad de marcha. Se ha ajustado el modelo para todas las curvas de normalidad correspondientes a hombres y a mujeres por separado y para cada uno de los 200 puntos se han calculado los intervalos de confianza [5-95]% y [25-75]%.

Una vez obtenido el modelo, hemos pasado a analizar el patrón de marcha correspondiente a cada uno de los pacientes artrósicos ensayados. Para ello se han obtenido las curvas medias para cada paciente utilizando el mismo modelo que para las curvas de normalidad, si bien en el caso de los pacientes se han promediado las curvas de cada pie por separado, dado que se trataba de pacientes con artrosis monolateral. Se han representado las curvas medias obtenidas para la velocidad media de paso del paciente sobre las curvas medias con las bandas del intervalo de confianza [25-75]% correspondiente a la población control a la misma velocidad. Con todo ello se ha realizado un análisis visual de todas las zonas que quedaban fuera de los márgenes de normalidad.

Dado que se han encontrado patrones con mecanismos de compensación muy distintos entre los sujetos no se ha creído adecuado la obtención de patrones de marcha patológica en los que se podrían enmascarar las compensaciones provenientes de cada sujeto analizado en particular.

2.3.3 Análisis descriptivo de los parámetros obtenidos

En este apartado se ha analizado para cada uno de los parámetros obtenidos por registro biomecánico, la existencia o no de diferencias significativas para las distintas condiciones contenidas en las hipótesis siguientes:

- El parámetro analizado es igual en la población sana que en la población con artrosis monolateral de cadera.
- El parámetro analizado es igual en la población sana que en el miembro sano de la población con artrosis monolateral de cadera.
- El parámetro analizado es igual en la población sana que en el miembro afecto de la población con artrosis monolateral de cadera.
- El parámetro analizado es igual en el miembro afecto que en el miembro sano de la población con artrosis monolateral de cadera.

El objetivo de este paso ha sido poder realizar la descripción en función de los parámetros analizados.

Para contrastar las hipótesis se ha utilizado el método del análisis de la varianza (**ANOVA**) y el método no-paramétrico de **Kruskal-Wallis**.

El método ANOVA implica que las poblaciones contrastadas sean normales y su varianza sea homogénea. Por ello se ha realizado un test de normalidad (test de **Kolmogorov-Smirnoff**). Para aquellas variables que satisfacían el test de normalidad se les hacía el test de homogeneidad de varianzas de **Levene**. Todas aquellas variables que superaban ambos test eran contrastadas mediante el ANOVA y aquellas variables que no superaban alguno de los dos contrastes se analizaron según el método de Kruskal-Wallis.

2.3.4 Búsqueda de relaciones entre los parámetros cinéticos de la marcha humana y la escala funcional de Harris

En este paso se han investigado las relaciones existentes entre los parámetros biomecánicos obtenidos y los valores de la escala funcional de Harris. Para ello se han utilizado métodos multifactoriales. En concreto se ha utilizado el método del Análisis por Componentes Principales y la regresión multilínea.

El **Análisis de Componentes Principales** se ha utilizado con dos objetivos; el de reducir la complejidad del modelo y el de obtener un método de representación gráfica que nos permita identificar la existencia de relaciones entre los distintos parámetros.

El Análisis de Componentes Principales realiza una transformación lineal del conjunto de parámetros inicial a otro conjunto de parámetros (ejes principales) que cumple las siguientes condiciones:

1. Los ejes principales son ortogonales entre sí. Esto significa que no están correlacionados.
2. Los ejes principales se extraen por orden decreciente de la varianza. Esto quiere decir que el primero de los ejes extraídos es el que explica la mayor parte de la varianza.

Por lo tanto los ejes principales nos permiten realizar una reducción en la complejidad del problema (quedándonos únicamente con los primeros ejes, hemos reducido el problema de todos los parámetros que teníamos a únicamente los ejes) y también una visualización gráfica de las relaciones entre los parámetros.

Así si dibujamos sobre el espacio de ejes los coeficientes correspondientes a cada uno de los parámetros analizados, tendremos que los parámetros más correlacionados entre sí tenderán a estar alineados o agrupados.

La **regresión multilínea** es la herramienta elegida para indagar las relaciones existentes entre las variables biomecánicas medidas y la escala de valoración funcional de Harris. Dado que la mayor parte de las variables registradas están fuertemente correlacionadas entre sí. Se ha realizado la correlación de los ejes principales (que son independientes entre sí) con los valores de la escala de valoración funcional.

2.3.5 Extracción de criterios diagnósticos de artrosis de cadera monolateral en base a los registros biomecánicos

El objetivo de este punto ha sido conocer las variables biomecánicas que permiten una mayor discriminación entre los sujetos sanos y los sujetos con artrosis monolateral de cadera tal como se indicaba en los objetivos de esta tesis, dado que la misma se enmarca en un proyecto global de investigación más ambicioso que el de analizar la marcha en los pacientes con coxartrosis.

Para ello se ha utilizado como herramienta estadística la regresión logística binaria. Se ha creado un primer modelo con todos los parámetros biomecánicos y se han ido extrayendo del modelo parámetros de acuerdo con el criterio de Wald hasta quedarnos con el menor modelo posible que mejor clasifica entre los datos proporcionados.



3. Resultados y discusión

Índice

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	101
3.1 DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA.....	101
3.1.1 <i>Descripción de la población sana</i>	101
3.1.2 <i>Descripción de la población patológica</i>	102
3.1.3 <i>Parámetros analizados</i>	102
3.2 ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LOS PATRONES DE LA MARCHA DE LOS PACIENTES CON ARTROSIS DE CADERA MONOLATERAL	103
3.2.1 <i>Marcha en sujetos sanos</i>	103
3.2.1.1 Obtención de los patrones de marcha normal.....	103
3.2.1.2 Influencia de la velocidad en los patrones de marcha normal.....	105
3.2.1.3 Influencia del género en los patrones de marcha normal.....	105
3.2.1.4 Resumen.....	107
3.2.2 <i>Análisis de los resultados de la marcha en sujetos coxartrósicos</i>	107
3.2.2.1 Patrones cinéticos de marcha en pacientes con artrosis de cadera	109
3.2.2.2 Resumen.....	112
3.3 ANÁLISIS DESCRIPTIVO DE LOS PARÁMETROS BIOMECÁNICOS OBTENIDOS	113
3.3.1 <i>Comparación entre población sana y población patológica</i>	113
3.3.1.1 Comparación del miembro inferior de un sujeto normal con el miembro del lado afecto de un artrósico de cadera monolateral	114
3.3.1.2 Comparación del miembro inferior de un sujeto normal con el miembro del lado sano de un artrósico de cadera monolateral	116
3.3.2 <i>Comparación entre el miembro inferior afecto y el miembro sano</i>	117
3.3.3 <i>Resumen</i>	119
3.4 BÚSQUEDA DE RELACIONES ENTRE LOS PARÁMETROS CINÉTICOS DE LA MARCHA HUMANA Y LA ESCALA FUNCIONAL DE HARRIS.....	120
3.4.1 <i>Análisis visual de las relaciones</i>	120
3.4.2 <i>Extracción de los ejes principales</i>	121
3.4.3 <i>Regresión</i>	122
3.4.4 <i>Resumen</i>	123
3.5 EXTRACCIÓN DE CRITERIOS DIAGNÓSTICOS DE ARTROSIS DE CADERA MONOLATERAL EN BASE A LOS REGISTROS BIOMECÁNICOS	124
3.6 RESUMEN.....	126

3. Resultados y discusión

En este apartado se detallan los resultados obtenidos en el trabajo de investigación.

En primer lugar se procede a la presentación descriptiva de la muestra de los sujetos examinados y de los datos obtenidos en la experimentación.

A continuación se realiza una inspección de las curvas de marcha de los pacientes con patología de cadera monoarticular.

Seguidamente se analiza la influencia de la patología y el lado (sano/contralateral) para cada uno de los parámetros obtenidos en el registro biomecánico de la marcha, mediante técnicas de análisis de la varianza y métodos no paramétricos.

Después se investiga en las posibles relaciones entre los parámetros biomecánicos obtenidos y los resultados provenientes de la escala de valoración funcional de Harris.

Por último, se realiza un estudio para poder analizar la capacidad de clasificación que tienen los parámetros analizados.

3.1 Descripción de la muestra

Se han seleccionado un total de 50 sujetos patológicos y 150 sujetos sanos. De los 50 sujetos patológicos se descartaron 5 de ellos por ser incapaces de realizar un registro adecuado sobre las plataformas dinamométricas. De los sujetos de control se seleccionaron aquellos cuyo rango de edades coincidía con la muestra de artrósicos de cadera analizada.

La muestra final, objeto del presente estudio se compone de un total de 73 personas de ambos sexos, con edades comprendidas entre 28 y 71 años, con una edad media de 55.4 años, distribuidas entre un grupo de personas con artrosis de cadera monolateral integrado por 45 personas y un grupo control, integrado por 28 personas, seleccionadas por la edad similar a los pacientes en estudio.

En la Tabla 3.1 se muestra la distribución de los sujetos del ensayo (patológicos y sanos), atendiendo el sexo.

Se observa que el diseño experimental es equilibrado, contándose con un número similar de hombres y mujeres en cada uno de los grupos.

	Mujeres	Hombres	Total
Patológicos	22 (48.9%)	23 (51.1%)	45
Sanos	16 (57.1%)	12 (42.9%)	28
Total	38 (52.1%)	35 (47.9%)	73

Tabla 3.1. Distribución de la muestra analizada

3.1.1 Descripción de la población sana

De los 150 sujetos que componían el grupo control para su estudio de las 3 patologías degenerativas (cadera, rodilla y tobillo), puesto en marcha por el IBV, se seleccionaron 28 sujetos que cubrían un rango de edad similar a los pacientes en estudio en el presente trabajo, con el fin de conseguir una mayor aproximación en los resultados comparativos.

En la Tabla 3.2 se indica la distribución de edades de la población sana del grupo control utilizado para el estudio.

	Número	Media	Desv. Típica
Mujeres	16	55.1	1.4
Hombres	12	52.9	1.3

Tabla 3.2. Distribución de edades de la población sana

3.1.2 Descripción de la población patológica

La muestra patológica para el presente estudio se seleccionó entre pacientes coxartrósicos que presentaban una afectación monoarticular unilateral, para tratar de evitar perturbaciones en los datos obtenidos, tal como se indica en el punto 2.1.2.1.

En la Tabla 3.3 se muestra la distribución de pacientes atendiendo a su lado afecto y en la Tabla 3.4 atendiendo a la edad.

	Lado afecto		Total
	Derecho	Izquierdo	
Hombres	13	10	23
Mujeres	15	7	22
Total	28	17	45

Tabla 3.3. Distribución del lado afecto de la muestra analizada

	Número	Media	Desv. Típica
Mujeres	22	56.3	2.6
Hombres	23	55.9	2.6

Tabla 3.4. Distribución de edades de la población patológica

3.1.3 Parámetros analizados

Los parámetros analizados provienen de dos fuentes distintas. Por un lado de los registros biomecánicos obtenidos (Tabla 3.5). Estos parámetros se obtuvieron para cada uno de los miembros inferiores del sujeto de ensayo y se categorizaron según pertenecieran al lado afecto o al lado sano. Con lo cual se les añadía un sufijo (_AF o _SA según pertenecieran al lado sano o al afecto respectivamente).

Estos parámetros se han elegido teniendo en cuenta los resultados de trabajos anteriores (Sanchez-Lacuesta, 1997; Lafuente, 1999). Como en los citados trabajos los parámetros se obtenían para las curvas medias de los sujetos, de modo que para cada sujeto analizado tenemos un único valor para cada uno de sus parámetros y lado (afecto o sano). Dado que el número de pisadas válidas puede diferir para el miembro sano o el afecto, la media de velocidades puede variar para cada uno de los lados, razón por la cual figura en los análisis la Velocidad para el miembro sano y la velocidad para el miembro afecto.

Parámetro	Significado
Vel	Velocidad de marcha
PROP	Fuerza correspondiente al pico de propulsión de las fuerzas antero posteriores
FRE	Fuerza correspondiente al pico de frenado de las fuerzas anteroposteriores
DES	Fuerza correspondiente al pico de despegue en las fuerzas verticales
OSCI	Fuerza correspondiente al valle de las fuerzas verticales
TAPO	Tiempo de apoyo del pie

Tabla 3.5. Parámetros biomecánicos seleccionados para el estudio

Por otro lado la segunda fuente es la escala funcional de Harris (Tabla 3.6) únicamente se obtuvo un valor por cada sujeto patológico analizado correspondiente, ya que el índice de Harris hace referencia a una valoración funcional del sujeto en su conjunto.

Parámetro	Significado
Harris	Valor de la escala funcional de Harris para artrósicos de cadera
Dolor	Percepción del dolor por parte del paciente.
Marcha	Capacidad de caminar
Ayudas	Necesidad de usar ayudas técnicas para caminar
Distanc	Distancia caminada sin ayuda de muletas
Actividad	Valor que la escala de Harris da a la actividad del paciente
N_Acti	Nivel de actividad que puede desarrollar el paciente
Defor	Ausencia de deformidad
Mov	Rango de movimientos

Tabla 3.6. *Parámetros obtenidos de la escala de valoración funcional de Harris*

3.2 Análisis biomecánico de los patrones de la marcha de los pacientes con artrosis de cadera monolateral

3.2.1 Marcha en sujetos sanos

En este apartado mostraremos los resultados correspondientes a la población sana estudiada. Para ello analizaremos la representación gráfica de las fuerzas de reacción que proporciona el paso medido, tanto en hombres como en mujeres, la variación de la morfología de los registros gráficos en relación con la velocidad de marcha y la influencia del género. Describiremos así el patrón de marcha normal.

3.2.1.1 Obtención de los patrones de marcha normal

Los valores referidos de fuerza y tiempos suelen normalizarse, con objeto de poder comparar datos procedentes de ensayos diferentes. Así, es habitual dividir las fuerzas de reacción por el peso del individuo, reduciendo de este modo la influencia del factor peso (la dependencia proporcional entre la fuerza y el peso ya ha sido demostrada en numerosos trabajos). De forma similar, los valores temporales pueden referirse al tiempo de apoyo o a la duración del ciclo de marcha, lo que permite comparar registros obtenidos a diferentes cadencias. Para ello las fuerzas medias se han obtenido dividiendo las fuerzas de reacción por el peso del sujeto y los valores temporales se han normalizado por el tiempo de apoyo, lo que permite comparar los registros a diferentes cadencias.

La representación gráfica de las fuerzas frente al tiempo ha sido utilizada, sobre todo, para realizar un análisis descriptivo que nos permita visualizar las diferencias entre los sujetos patológicos y los sanos.

El tratamiento global de toda la información que concentra la representación gráfica de las fuerzas de reacción, resulta difícilmente abordable para hacer un análisis objetivo. Por ello se recurre a la parametrización de las curvas, obteniéndose una serie de parámetros de interés, más fácilmente analizables con herramientas estadísticas clásicas, como son: Fuerzas verticales (F_z), Fuerzas antero-posteriores (F_x) y Fuerzas medio-laterales (F_y).

Con el fin de obtener estos patrones de marcha se han considerado 200 puntos equiespaciados de cada curva durante el tiempo de apoyo. Como las fuerzas en cada instante de tiempo tienen una dependencia aproximadamente lineal con la velocidad (figura 3.1), se han obtenido las curvas medias y las bandas para el intervalo de confianza 5%-95% mediante la siguiente regresión para cada punto:

$$F_i = \mu_i + c_i \cdot v$$

Donde μ_i y c_i con los parámetros obtenidos por regresión y v es la velocidad de la marcha.

Con todo ello obtenemos los patrones para las velocidades de marcha dentro del intervalo de velocidades que han adoptados los sujetos sanos medidos [0.8 – 2] m/s.

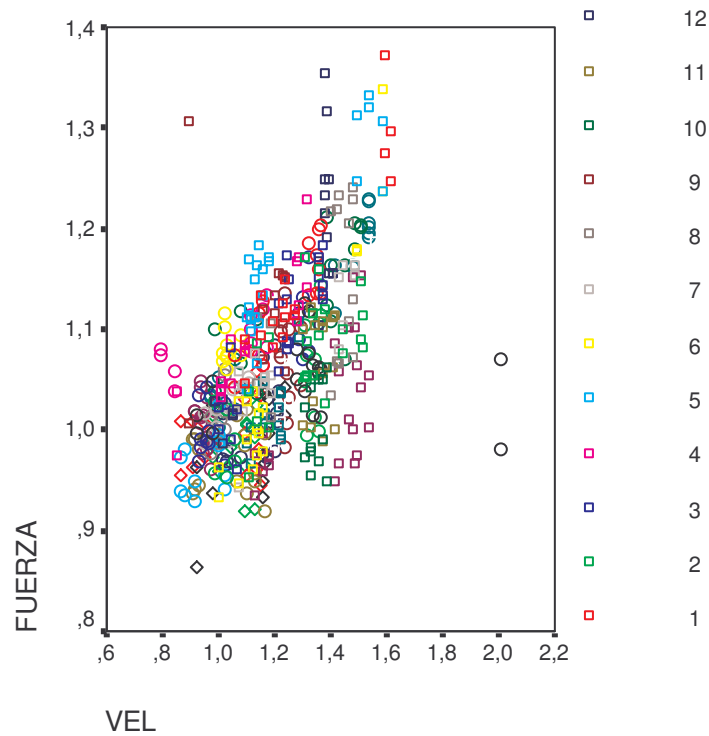


figura 3.1. Relación de la fuerza con la velocidad en el punto 78

La inspección visual de las curvas medias obtenidas, (figura 3.2 y figura 3.3), nos permiten observar que las gráficas fuerza/tiempo en eje Z, correspondientes a las fuerzas verticales, presenta una morfología en M, debido al registro de los diferentes instantes del ciclo de la marcha, ya comentado en el apartado 1.2.1.2., no existiendo diferencias relevantes entre las correspondientes a hombres y mujeres.

En cuanto a las fuerzas antero-posteriores, tanto para hombres como para mujeres, cabe destacar que en las primeras fases del apoyo son anteriores (A) y después posteriores (P), si bien en el momento del apoyo del talón se aprecia un pico posterior (pp). Las fuerzas medio-laterales son fundamentalmente laterales (L), existiendo un pico medial (pm), correspondiendo, también, con el instante del apoyo.

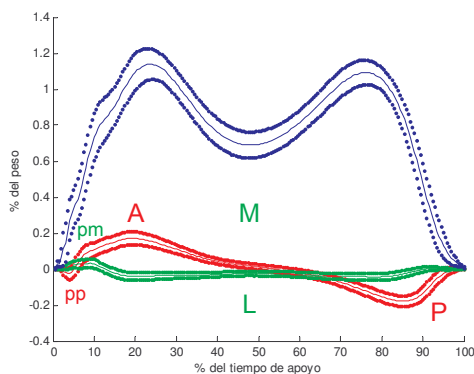


figura 3.2. Fuerzas medias para hombres sanos a 1.4 m/s

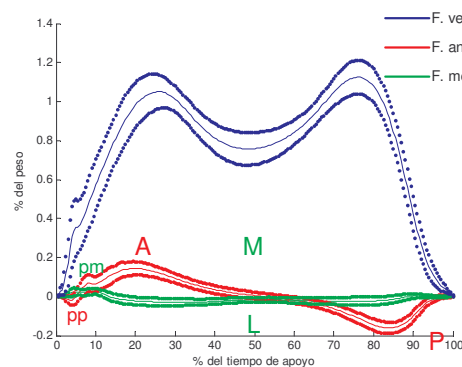


figura 3.3. Fuerzas medias para mujeres sanas a 1.4 m/s

3.2.1.2 Influencia de la velocidad en los patrones de marcha normal

En las fuerzas verticales existen cambios morfológicos significativos dependiendo de la velocidad, hasta el punto de que la típica forma en M llega a perderse prácticamente en las cadencias más lentas, como se observa en la figura 3.6, desapareciendo los picos hasta el extremo de adoptar una forma de meseta.

La forma de las fuerzas antero-posteriores y medio-laterales se mantiene muy similar a cualquier velocidad, si bien la magnitud de las fuerzas es mayor a cadencias más rápidas, como se observa en la figura 3.4 y la figura 3.5.

Estos resultados coinciden con otros autores (Andriachi et al., 1997) que señalan que la mayoría de las componentes de las fuerzas de reacción del pie al caminar (F_z , F_x , F_y), son dependientes de la velocidad de marcha. Similares observaciones apuntan Stott et al., (1973); Smidt Wadsworth (1973); Paul, (1974); Stokes et al., (1989), al demostrar que hay pequeñas variaciones en los patrones de distribución de los picos de carga en las fuerzas vertical, antero-posterior y medio-lateral, según la velocidad de marcha. Por otro lado Mann (1982) pone de manifiesto que conforme aumenta la velocidad, hay un aumento en las fuerzas de reacción registradas, y a la inversa, cuanto más lenta sea la velocidad, menores serán las fuerzas de reacción.

3.2.1.3 Influencia del género en los patrones de marcha normal

Por lo que respecta a la influencia en los patrones de marcha correspondientes a la forma de caminar de los hombres y las mujeres, cabe destacar, que si bien la morfología de las curvas de la fuerza vertical es similar para ambos sexos, (figura 3.2 y figura 3.3), puede observarse, en las fuerzas medias correspondientes a las mujeres, un aumento en el pico correspondiente a la fase de despegue (PD en la figura 3.4). Además, la observación de estas curvas correspondientes a las fuerzas medias de las mujeres, parecen sugerir una mayor variabilidad. Este hallazgo pensamos que puede atribuirse a la diferencia del calzado masculino y femenino.

En las gráficas siguientes (figura 3.4, figura 3.5 y figura 3.6) se observa que no existen diferencias apreciables según el género, sólo destacar el pico ya comentado en el despegue en la fuerzas verticales de las mujeres y en las curvas medio-laterales, siendo mayores las fuerzas medio-laterales en los hombres que en las mujeres. Para nosotros, este último dato podría ser atribuible a las diferencias de la pelvis femenina y la forma de caminar con los pies más cerca de la línea media, lo que por otro lado se refleja en el contoneo tan característico de su marcha.

Otros autores (Boccardi et al., 1977), señalan que hay diferencias significativas entre la marcha normal de los hombres y de las mujeres, mostrando una diferente densidad en el diagrama de los vectores fuerza al inicio de la fase de apoyo. También Ayora (1990), encuentra diferencias en los parámetros de marcha dependientes del sexo y Jacobs et al., (1972), señalan, en sus trabajos, que los hombres tenían una marcha más enérgica que las mujeres, al estudiar el análisis espectral de la fuerza vertical.

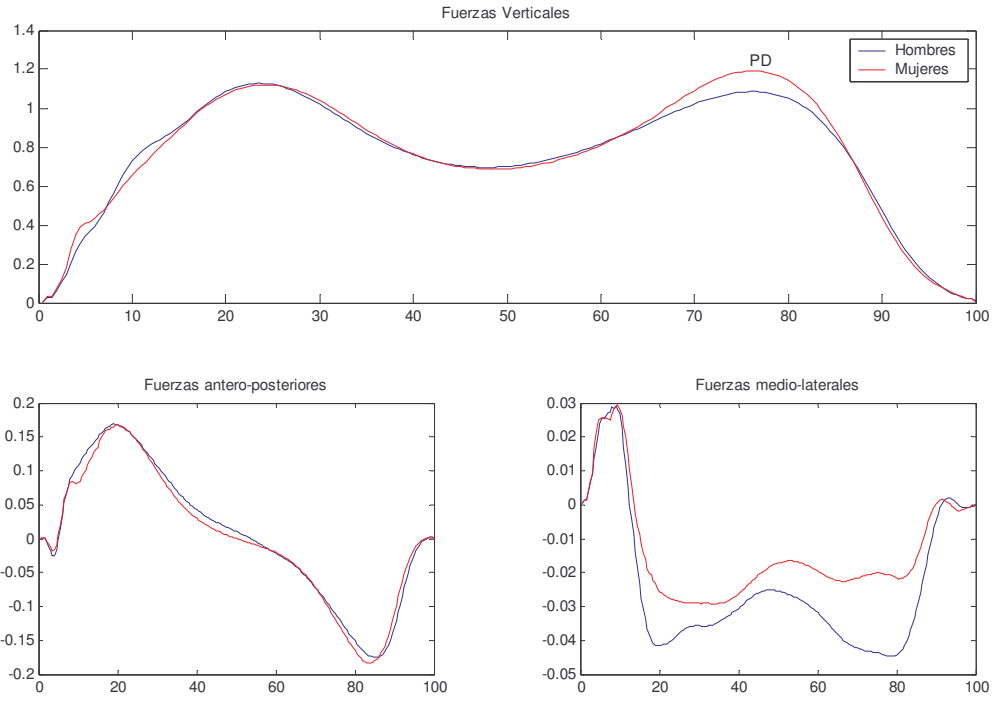


figura 3.4. Curvas medias de hombres y mujeres a 1.4 m/s

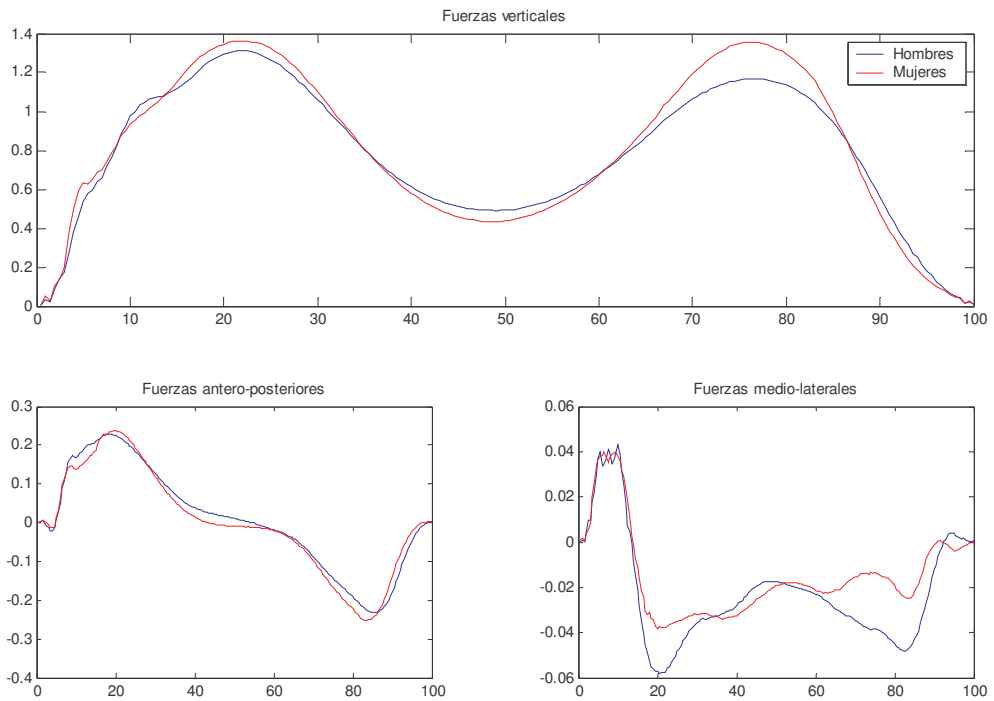


figura 3.5. Curvas medias de hombres y mujeres a 2.0 m/s

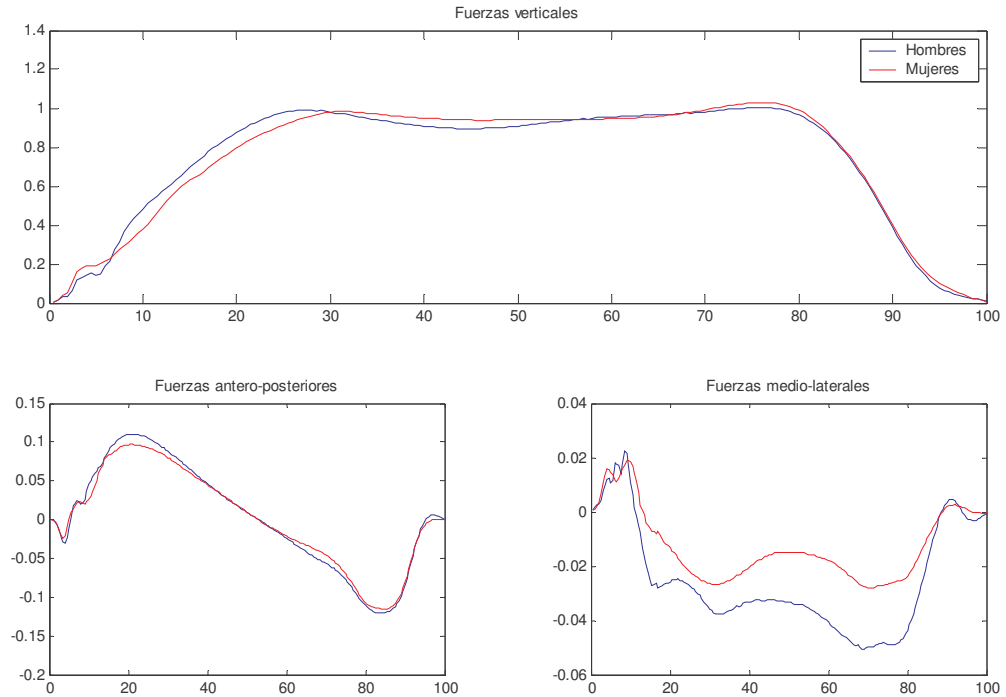


figura 3.6. Curvas medias de hombres y mujeres a 0.8 m/s

3.2.1.4 Resumen

Se han obtenido patrones de marcha normal para hombres y mujeres para el rango de velocidades registradas.

Se observa que la velocidad modifica de forma sustancial la morfología de las curvas de fuerza vertical, haciendo más pronunciada la forma de M para las cadencias rápidas y prácticamente desapareciendo esta forma para las cadencias más lentas. En las fuerzas horizontales (anteroposteriores y mediolaterales) la morfología se mantiene para las distintas velocidades, si bien la magnitud de la fuerza aumenta para velocidades mayores debido a la mayor influencia de las inercias.

Las curvas de marcha correspondientes a hombres y mujeres son muy similares en todo el rango de cadencias. Destaca que la magnitud media de las fuerzas mediolaterales es mayor en los hombres que en las mujeres. También se encuentra un pico de despegue (DES) mayor en las mujeres más evidente a cadencias más rápidas.

3.2.2 Análisis de los resultados de la marcha en sujetos coxartrósicos

Para analizar el efecto del factor velocidad se le indicaba al sujeto en estudio que caminase en 3 velocidades diferentes, normal, rápida y lenta. Se eligió este orden para no influir en la velocidad libre adoptada. El sujeto modulaba su velocidad (y cadencia) cubriendo su rango fisiológico (condicionado a su vez por la presencia o no de patología y/o por la gravedad de la afección). A continuación en las figuras figura 3.7, figura 3.8 y figura 3.9 se exponen los histogramas correspondientes a las velocidades espontáneamente adoptadas por el grupo control y el de pacientes en los que podemos observar la disminución de la velocidad de los pacientes en relación con los sanos y la disminución de las mujeres en ambos grupos sanos y patológicos.

En el histograma correspondiente a la velocidad espontáneamente adoptada por los sujetos sanos del grupo control (figura 3.7), pueden observarse a la velocidad espontáneamente adoptada por los hombres los percentiles 5 y 95 de la velocidad correspondían a 1.15 - 1.67, m/s mientras que para las mujeres se encontraban entre 0.95 - 1.51. En la siguiente figura (figura 3.8), se comparan las velocidades, igualmente espontáneas, entre los hombres del grupo control y los hombres con

coxartrosis, donde se aprecia la diferencia existente entre ambos, estando los percentiles entre 0.7 y 1.3 para los hombres coxartrosicos. Algo similar ocurre con la comparación entre las velocidades de las mujeres, encontrándose los percentiles de las mujeres coxartrosicas entre 0.7 y 1.5.

Estos hallazgos coinciden con publicaciones anteriores en las que se señalan que las mujeres caminan a velocidad más lenta que los hombres (Rosenrot et al., 1980) y que a la misma velocidad, las mujeres realizan menores longitudes de paso y, por tanto, mayores cadencias que los hombres (Rozendal et al., 1958). Por otro lado, Smidt y Wadsworth (1973), observaron en los sujetos normales, que la cadencia a velocidad baja era de 62 pasos/min. y a velocidad libre era de 110 pasos/min. Sin embargo, en sujetos que tenían coxartrosis, la cadencia a velocidad libre era de 64 pasos/min., es decir la mitad que la de los sujetos normales. Parece ser que los pacientes disminuyen su velocidad de marcha para mantener constante su consumo energético (Skinner y Effeney, 1985; Otis et al., 1985) y posiblemente para disminuir el dolor.

Murray et al. (1984) comparando pacientes con dolor de cadera frente a sujetos normales observaron una disminución de la velocidad en la marcha de los pacientes, que podría ser debida a la menor longitud de paso y a la menor extensión de la articulación de la cadera afecta. Esta limitación de la extensión, al final de la fase de apoyo, más acusada en la cadera dolorosa, la achacan a una posible maniobra para reducir el dolor al disminuir las fuerzas sobre la cabeza femoral. Estos autores lo interpretan como un mecanismo de adaptación del aparato locomotor ante el dolor.

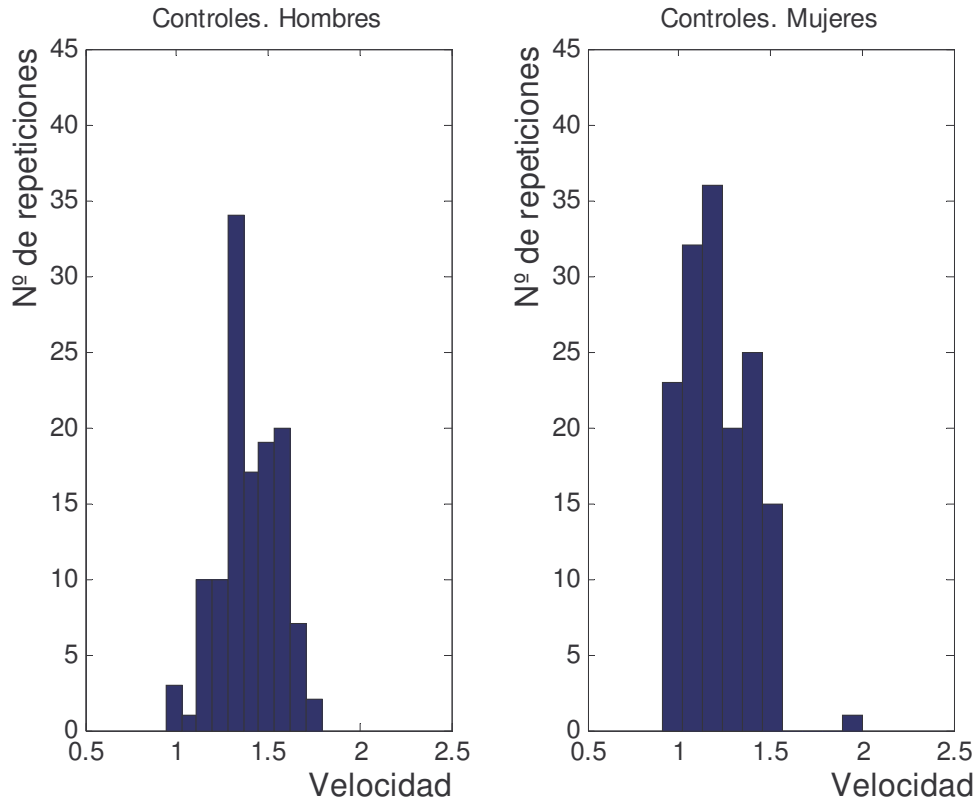


figura 3.7. Velocidades espontáneamente adoptadas por hombres y por mujeres sanos

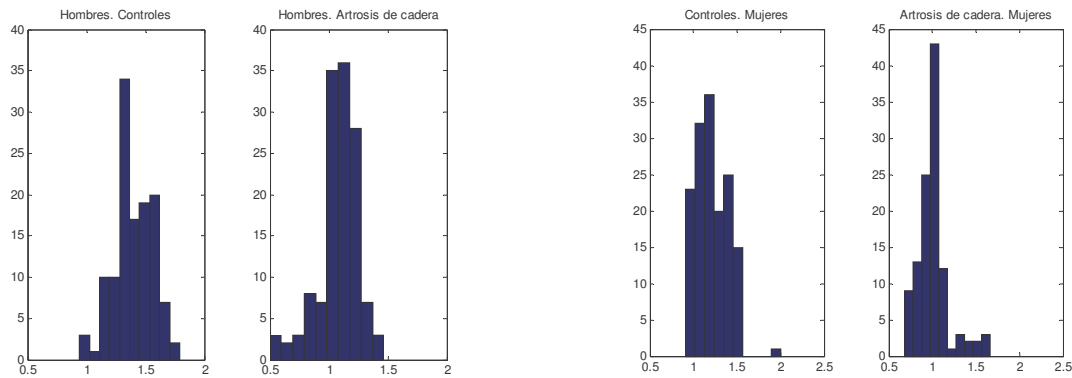


figura 3.8. Velocidades espontáneamente adoptadas por hombres sanos y con artrosis de cadera

figura 3.9. Velocidades espontáneamente adoptadas por mujeres sanas y con artrosis de cadera

3.2.2.1 Patrones cinéticos de marcha en pacientes con artrosis de cadera

Seguidamente comentaremos que los patrones de marcha de pacientes con coxartrosis se han comparado con los patrones de normalidad obtenidos en el grupo control. Para poder efectuar una comparación visual del patrón de marcha de cada paciente respecto del patrón de marcha normal, se eligió la comparación media de marcha del paciente, por ser esta la que ofrece mayor robustez.

Aunque en general no ha habido muchas diferencias entre los patrones sanos y patológicos como puede observarse en la figura 3.13, apreciamos que existe variabilidad en las curvas de los pacientes y las hemos podido agrupar en tres patrones diferenciados:

- Curvas con cambios en las fuerzas anteroposteriores
- Curvas con cambios en las fuerzas verticales

c) Curvas con morfología muy alterada en las fuerzas verticales

En el grupo a se incluyen aquellos patrones en los que existen cambios significativos en las fuerzas antero-posteriores, observándose una mayor aceleración correspondiente al miembro sano (PROP_SA) y una disminución en el afectado (PROP_AF) y como consecuencia un menor frenado en el miembro sano (FRE_SA) y un mayor frenado en el lado afecto (FRE_AF). Este hallazgo lo consideramos como una compensación, ya esperada, puesto que la aceleración siempre implica un uso activo del miembro y sin embargo el frenado puede hacerse con un miembro rígido incluso sin actividad muscular (figura 3.10). Por este motivo nos planteamos que una posible explicación sería que correspondiera este patrón cinético con la *marcha con cojera por cadera rígida en flexión* descrita en el punto 1.2.2.2., debido a que la dificultad para la extensión de la cadera, limitaría la actuación muscular del glúteo mayor en el lado afecto lo que explicaría la disminución de la fuerza de propulsión (PROP_AF) y por el contrario en el lado sano habría una mayor impulsión por parte del tobillo como compensación (Watelain et al., 2001) originando un aumento de la fuerza de despegue (PROP_SA).

El patrón b comprende las curvas en las que aparecen diferencias en las fuerzas verticales (Figura 3.11). Se puede observar que las curvas disminuyen en las fuerzas verticales del miembro afecto tanto en el apoyo de talón como en la fase de despegue de puntera (DES_AF) en contraposición con el sano en el que son mayores. Consideramos que estas diferencias son debidas a que apoya menos peso en el lado afecto y que podría interpretarse que fuese debido al dolor a la carga de la articulación artrósica, o a un intento de buscar más seguridad en el paso. Este patrón cinético de marcha pensamos que podría corresponder al tipo de cojera, descrita en el punto 1.2.2.2., como *marcha antiálgica*.

Respecto a las curvas correspondientes al patrón con morfología muy alterada en las fuerzas verticales (Figura 3.12) se puede observar que el ascenso de la fuerza vertical en el apoyo de talón es muy lento, que apenas existe descenso en el valle (OSC_AF) y que no hay pico en las fuerzas verticales en el despegue (DES_AF). Este patrón es de difícil interpretación, sugerimos que podría deberse a las medidas compensatorias que el paciente con coxartrosis adopta durante la marcha, incluyendo todo tipo de movimientos sustitutivos, sacudidas bruscas etc. El hecho de que no exista valle, ni picos de apoyo, ni despegue claros es indicativo de que estos pacientes caminan siempre con velocidades muy lentas tal como hemos observado en las curvas de los sujetos normales a velocidades lentas. En cualquier caso, este patrón cinético pensamos que podría corresponder a la *marcha antiálgica en pantuflas (Shuffling gait)*, descrita anteriormente, pero en pacientes con mayor intensidad de dolor.

El hallazgo de tres patrones cinéticos diferentes, en la marcha de los pacientes con artrosis de cadera, nos ha sorprendido, ya que suponíamos que al igual que los pacientes con artrosis de rodilla y tobillo, el patrón sería homogéneo; de hecho no hemos encontrado ningún trabajo que haga referencia a este hallazgo. Sin embargo numerosos autores hablan de que en pacientes con artrosis de cadera encuentran varios tipos de cojera (Murray et al., 1971; Calve et al., 1939) ya descritos anteriormente. Posiblemente la existencia o no de estos tipos de cojera se deba a las diferencias en la cantidad de destrucción articular, atrofia muscular, dolor y tolerancia al mismo. En cualquier caso debemos ser muy cautos a la hora de interpretar los hallazgos en las fuerzas de reacción del suelo y su relación con el tipo de cojera, aceptando siempre cierta "incertidumbre". (Michaut et al., 1975; Boccardi et al., 1977; Menard et al., 1992).

No hemos encontrado diferencias significativas en las fuerzas mediolaterales en contra de otros autores (Smidt y Wadsworth, 1973) que señalan valores muy bajos de la fuerza máxima lateral en la marcha de pacientes con coxartrosis y que según Pawels (1979) y Viosca (1993) podría explicarse por la inhibición dolorosa de la contracción muscular de glúteos medios y por el menor recorrido articular de la cadera en el plano frontal como consecuencia de buscar una marcha antiálgica. Por otro lado, cabe suponer que estos patrones tan diferenciados podrían estar en relación con los tres tipos de marcha claudicante o cojera, expuestos en el punto 1.2.2.2. producidas por el dolor, por la rigidez en flexión y por el acortamiento funcional. No obstante, esto solo lo apuntamos como una posible hipótesis que debería validarse con un futuro trabajo de investigación, ya que con los datos del presente trabajo no se puede demostrar

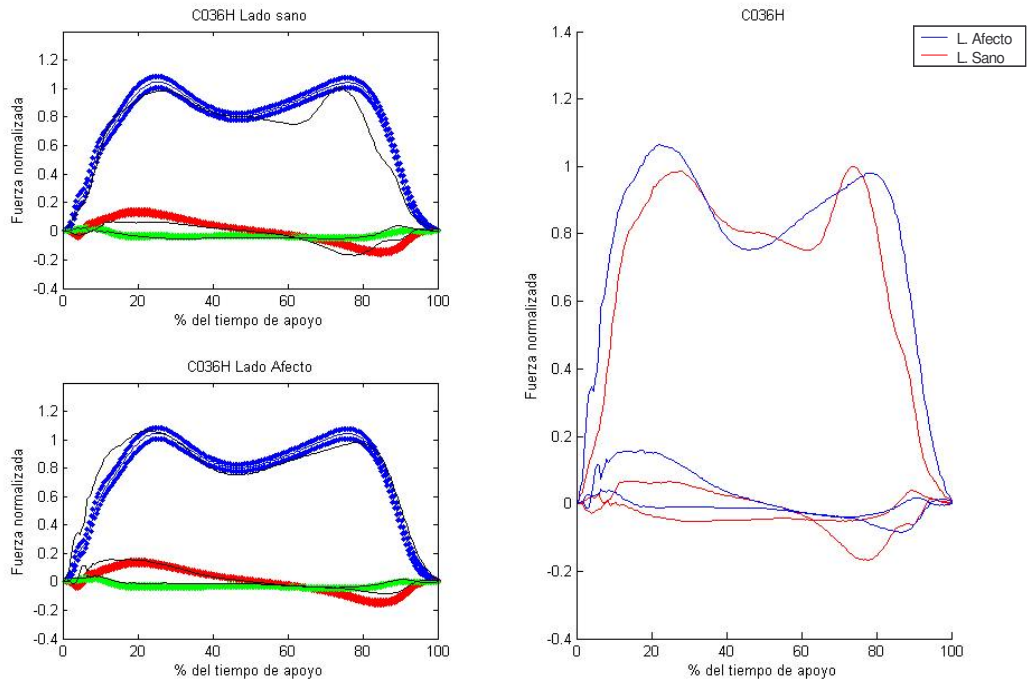


figura 3.10. Patrón con alteración significativa en las fuerzas antero-posteriores

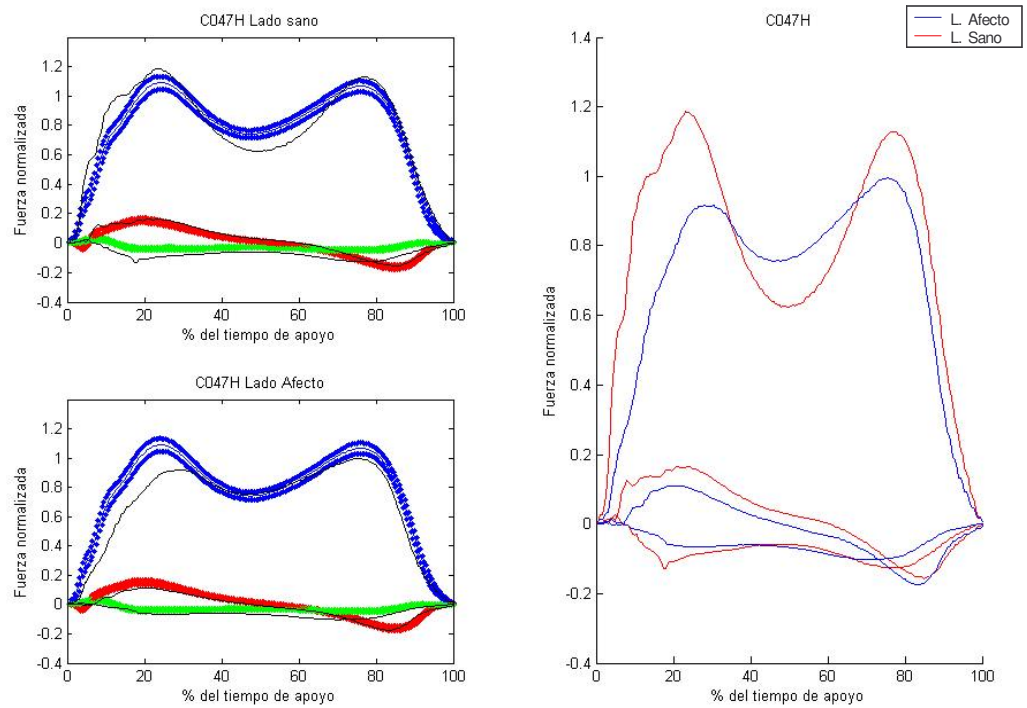


figura 3.11. Patrón con la fuerza vertical reducida en el lado afecto

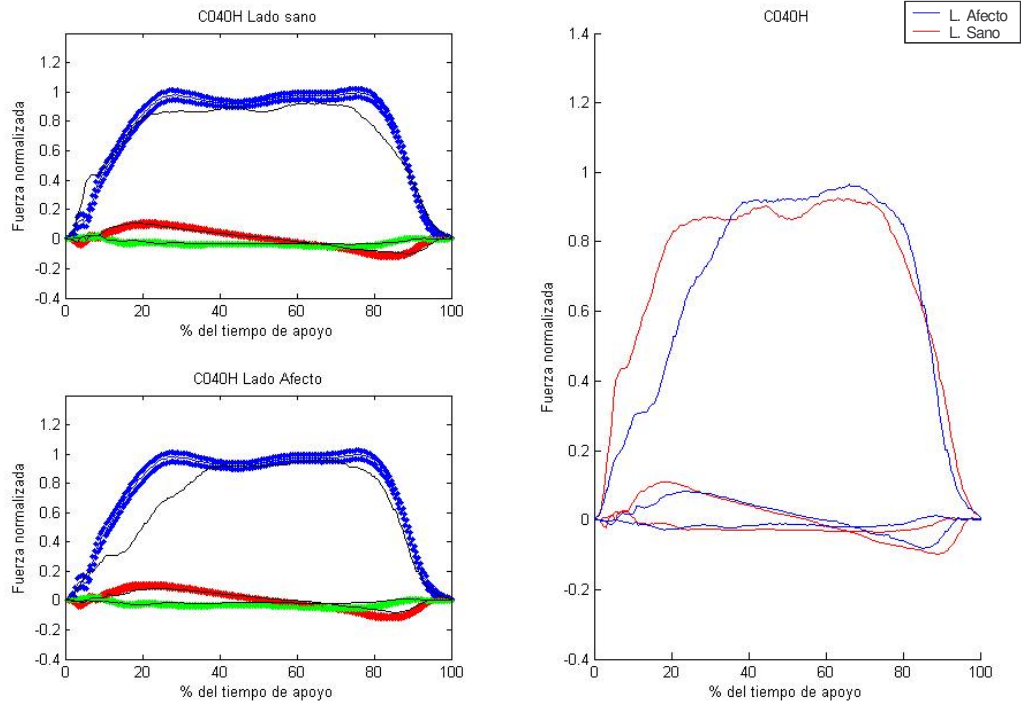


figura 3.12. Curva con la morfología muy alterada

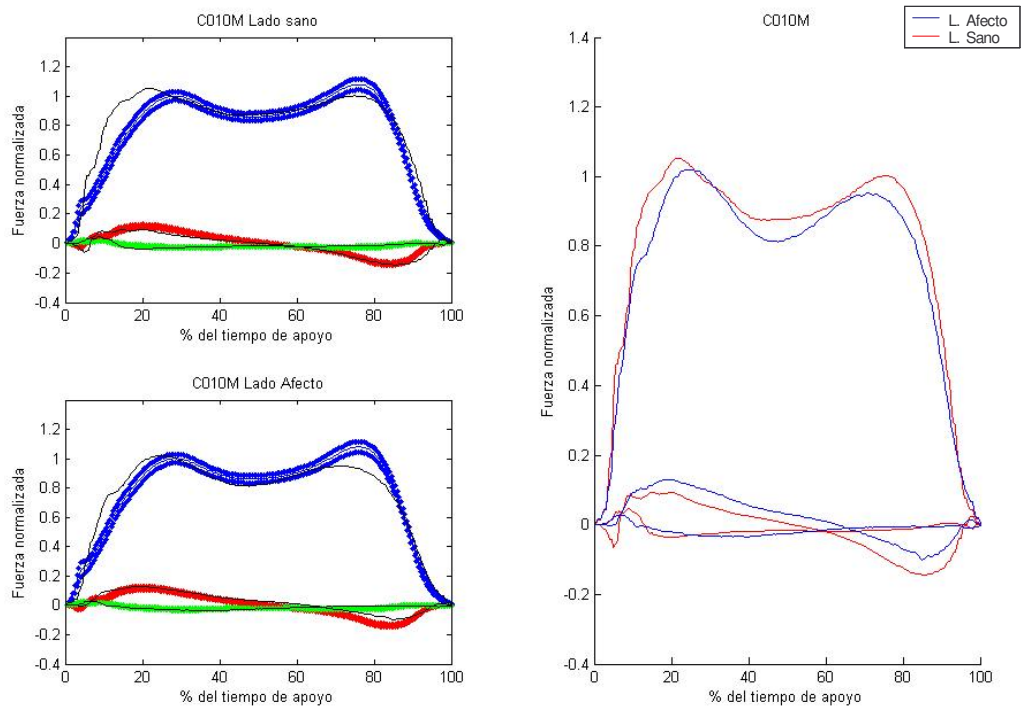


figura 3.13. Curva de patológico similar a las curvas de los sanos.

3.2.2.2 Resumen

Se observa que los pacientes de artrosis de cadera monolateral caminan a velocidad más lenta que la población de referencia.

Se observan tres patrones cinéticos de marcha en la población con artrosis de cadera monolateral que podrían estar relacionados con los distintos mecanismos de compensación que se describen en la bibliografía. Los tres patrones encontrados se indican en la Tabla 3.7:

Patrón	Fuerzas involucradas	Descripción	Mecanismo de compensación relacionado
1	Antero posteriores	Lado sano: Disminución de la fuerza de frenado (FRE_SA) y aumento de la fuerza de propulsión (PROP_SA). Lado afecto: Aumento de la fuerza de frenado (FRE_AF) y disminución de la fuerza de propulsión (PROP_AF).	Cojera por cadera rígida en flexión.
2	Verticales	Disminución de las fuerzas medias verticales en el lado afecto.	Cojera por marcha antiálgica.
3	Verticales	Curvas con morfología muy alterada.	Cojera por marcha antiálgica con mayor intensidad de dolor.

Tabla 3.7. Patrones de marcha de pacientes con artrosis de cadera monolateral.

3.3 Análisis descriptivo de los parámetros biomecánicos obtenidos

En este apartado se muestran los resultados obtenidos para los distintos parámetros analizados cuando se contrastan con las hipótesis de existencia de patología y el lado afecto contra el lado sano.

Las herramientas utilizadas han sido el análisis de la varianza ANOVA para aquellas variables que han superado las pruebas de normalidad y el test no-paramétrico de Kruskal Wallis para aquellas variables que no han superado dicho test.

3.3.1 Comparación entre población sana y población patológica

En este apartado se muestra la comparación de los parámetros, entre la población sana y la patológica, realizándose la comparación tanto para el miembro inferior sano como para el afectado. Tal como se ha comentado en el apartado 2.3.3 se han utilizado los métodos de ANOVA y Kruskal-Wallis para realizar la comparación de las medias.

Las variables que superan los tests de normalidad y homogeneidad de varianzas se han analizado mediante ANOVA. El resto de variables se han contrastado mediante el método de Kruskal-Wallis.

La Tabla 3.8 siguiente contiene la prueba de normalidad de las variables biomecánicas del miembro inferior sano y del miembro afecto. Las variables que se pueden considerar como normalmente distribuidas están marcadas en la tabla con un asterisco. Lo siguiente es comparar de las variables que han salido normales cuales tienen la misma varianza para ambos grupos, lo que puede verse en la Tabla 3.9 (Prueba de homogeneidad de varianzas), donde se observa que solo son significativas las variables, con un nivel inferior de 0,01. Es decir, podremos comparar mediante ANOVA aquellas variables con un nivel de significación en la prueba de Kolmogorov-Smirnov inferior a 0.05 y mayor que 0.01 en el test de Levene.

Vable.	patol	Kolmogorov-Smirnov(a)			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
pro_sa	1	.130	45	.054	.961	45	.128
	2	.142	28	.155	.969	28	.551
vel_sa	1	.080	45	.200(*)	.983	45	.725
	2	.076	28	.200(*)	.977	28	.781
des_sa	1	.125	45	.073	.964	45	.175
	2	.148	28	.117	.946	28	.154
tapo_sa	1	.270	45	.000	.583	45	.000
	2	.141	28	.161	.952	28	.224
fre_sa	1	.093	45	.200(*)	.967	45	.224
	2	.108	28	.200(*)	.965	28	.459
osci_sa	1	.214	45	.000	.659	45	.000
	2	.108	28	.200(*)	.963	28	.402
pro_af	1	.082	45	.200(*)	.987	45	.882
	2	.142	28	.155	.969	28	.551
vel_af	1	.093	45	.200(*)	.982	45	.687
	2	.076	28	.200(*)	.977	28	.781
des_af	1	.184	45	.001	.687	45	.000
	2	.148	28	.117	.946	28	.154
tapo_af	1	.246	45	.000	.700	45	.000
	2	.141	28	.161	.952	28	.224
fre_af	1	.098	45	.200(*)	.977	45	.509
	2	.108	28	.200(*)	.965	28	.459
osci_af	1	.172	45	.002	.782	45	.000
	2	.108	28	.200(*)	.963	28	.402

Tabla 3.8. Prueba de normalidad de las variables biomecánicas del miembro inferior sano y el miembro afecto

	Estadístico			
	de Levene	gl1	gl2	Sig.
vel_sa	0.734	1	71	0.395
fre_sa	0.122	1	71	0.728
vel_af	0.589	1	70	0.445
fre_af	0.54	1	70	0.817

Tabla 3.9. Prueba de homogeneidad de varianzas

3.3.1.1 Comparación del miembro inferior de un sujeto normal con el miembro del lado afecto de un artrósico de cadera monolateral

En la Tabla 3.10, se muestran las variables comparadas del miembro inferior de un sujeto normal con el miembro del lado afecto de un paciente artrósico de cadera monolateral, donde podemos ver que existen diferencias significativas en todas las variables excepto en el tiempo de apoyo, por tener un nivel de significación mayor de 0,05.

Variable comparada	ANOVA	Kruskal-Wallis
OSCI		0.009
PRO		<0.001
DES		0.001
VEL	0.014	
TAPO		0.638

Tabla 3.10. Comparación entre el miembro inferior afecto y el miembro sano

Para ver en cada caso qué variable es mayor en sujetos sanos respecto de patológicos nos servimos de las gráficas siguientes (donde se muestran las medias), en las que el 1 corresponde al miembro inferior de un sujeto normal y el 2 al afecto de un coxartrosis.

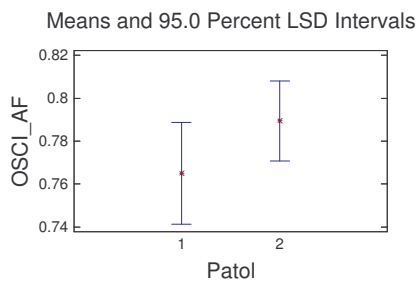


figura 3.14.

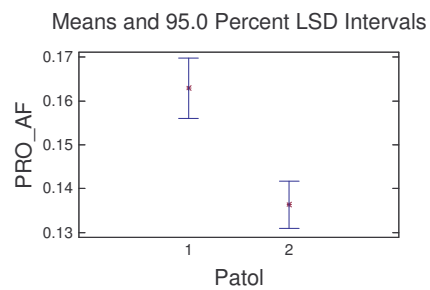


figura 3.15.

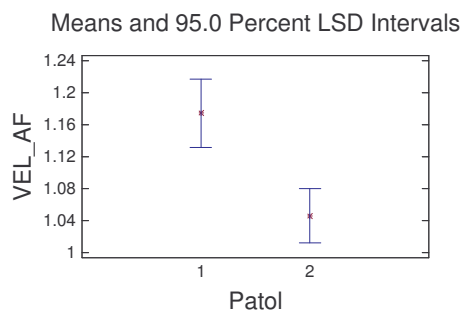


figura 3.16.

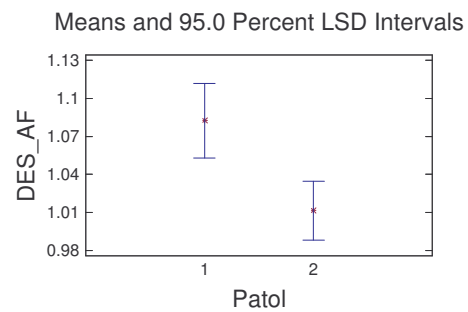


figura 3.17.

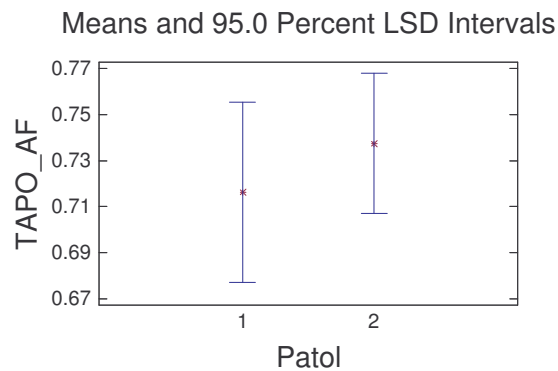


figura 3.18.

3.3.1.2 Comparación del miembro inferior de un sujeto normal con el miembro del lado sano de un artrósico de cadera monolateral

En la comparación del miembro inferior de un sujeto normal con el miembro del lado sano de un artrósico de cadera, se puede apreciar que existen diferencias significativas en todas las variables excepto en el tiempo de apoyo (>0.05).

Variable comparada	ANOVA	Kruskal-Wallis
OSCI		0.009
PRO		<0.001
DES	0.0202	
VEL	0.017	
TAPO		0.3612

Tabla 3.11. Comparación entre el pie sano de un artrósico y el pie de un sujeto normal

Para ver en cada caso qué variable es mayor en sujetos sanos respecto de patológicos nos servimos de las gráficas siguientes (donde se muestran las medias), en las que el 1 corresponde al miembro inferior de un sujeto normal y el 2 al sano de un coxartrosis monolateral.

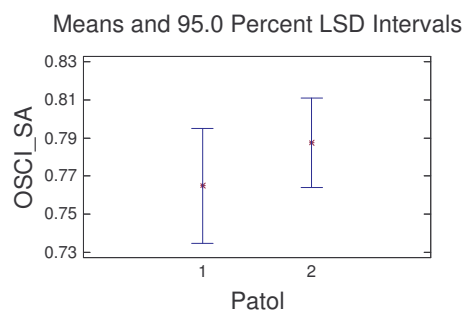


figura 3.19.

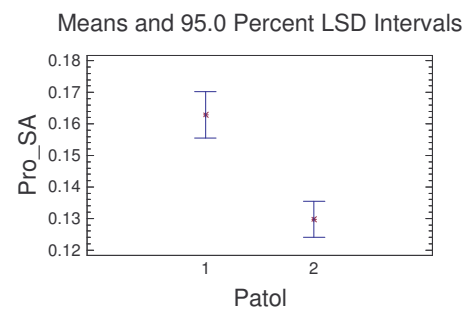


figura 3.20.

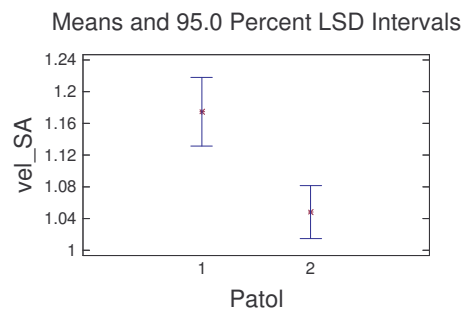


figura 3.21.

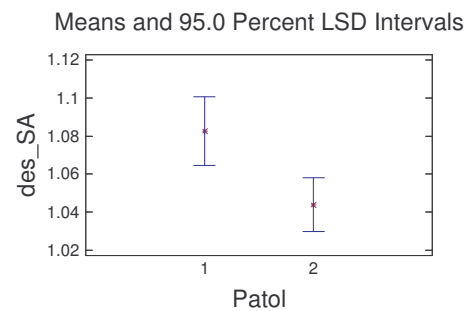


figura 3.22.

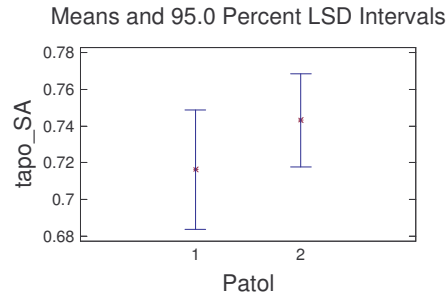


figura 3.23.

3.3.2 Comparación entre el miembro inferior afecto y el miembro sano

Siguiendo el mismo orden establecido en la comparación de los parámetros, realizamos en primer lugar, las pruebas de normalidad, que se muestran en la Tabla 3.12 y a continuación la prueba de homogeneidad de varianzas (Tabla 3.13), para a continuación poder realizar las comparaciones de las variables.

Únicamente se detectan diferencias estadísticas en el tiempo de apoyo (TAPO) (Tabla 3.14), aunque podríamos tener algunas dudas en fuerza oscilación (OSCI), donde puede haber faltado potencia estadística.

En cualquier caso sorprende, respecto a los resultados encontrados en otros trabajos sobre la marcha en pacientes con artrosis de rodilla y tobillo (Sanchez-Lacuesta, 1997, Lafuente, 1999.) y respecto a la marcha de los pacientes hemipléjicos (Béseler, 1997), que no haya diferencias significativas en el resto de los parámetros analizados. Puede deberse a dos motivos:

- Que algunos de nuestros sujetos patológicos tuviera una afectación incipiente en la cadera teóricamente sana. De hecho Watelain et al., 2001, encuentran que los movimientos de la cadera, en pacientes con artrosis incipiente, era similar a los encontrados en pacientes en fases avanzadas, aunque con amplitudes diferentes, lo cual explicaría parcialmente nuestros hallazgos.
- Que la existencia de tres patrones cinéticos (que se comentan en el apartado 3.2.2.1) estén enmascarando los valores de las variables.

Pruebas de normalidad

afectaci		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
pro	0	.127	46	.061	.961	46	.124
	1	.082	45	.200*	.987	45	.882
vel	0	.085	46	.200*	.981	46	.629
	1	.093	45	.200*	.982	45	.687
des	0	.128	46	.058	.962	46	.140
	1	.184	45	.001	.687	45	.000
tapo	0	.268	46	.000	.586	46	.000
	1	.246	45	.000	.700	45	.000
fre	0	.096	46	.200*	.965	46	.182
	1	.098	45	.200*	.977	45	.509
osci	0	.220	46	.000	.655	46	.000
	1	.172	45	.002	.782	45	.000

*. Este es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de la significación de Lilliefors

Tabla 3.12.

Prueba de homogeneidad de varianzas

	Estadístico de Levene	gl1	gl2	Sig.
pro	.017	1	89	.897
vel	.004	1	89	.952
fre	.085	1	89	.772

Tabla 3.13.

Variable comparada	ANOVA	Kruskal-Wallis
PRO	0.3159	
VEL	0.9520	
FRE	0.1962	
TAPO		0.018
DES		0.985
OSCI		0.062

Tabla 3.14. Resultados de la comparación

Para comprobar las diferencias de medias, en las variables normales, nos valemos de las gráficas siguientes, en las que se valoran las diferencias entre el miembro inferior afecto y el miembro sano de los pacientes con artrosis de cadera de los siguientes parámetros: propulsión (figura 3.24), velocidad (figura 3.25) y frenado (figura 3.26). Donde el valor 0 corresponde al miembro afecto y el valor 1 al miembro sano.

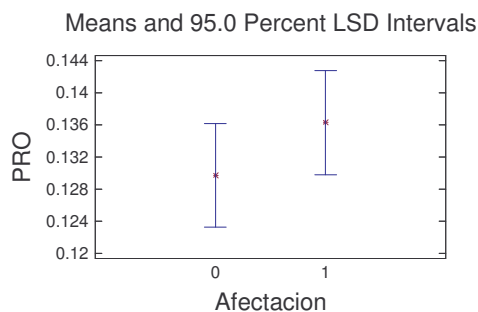


figura 3.24.

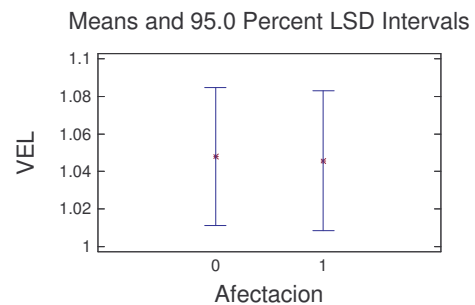


figura 3.25.

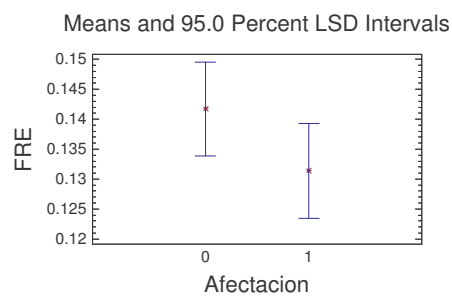


figura 3.26.

Para las variables que no han cumplido normalidad tenemos la siguiente tabla de datos:

Rangos

	afectaci	N	Rango promedio
tapo	0	46	45.80
	1	46	47.20
	Total	92	
des	0	46	48.72
	1	45	43.22
	Total	91	
osci	0	46	46.37
	1	45	45.62
	Total	91	

Tabla 3.15.

Podemos comprobar como la única diferencia significativa la hemos encontrado en el tiempo de apoyo. Siendo menor el tiempo de apoyo en el lado afecto que en el lado sano, lo que confirma resultados previos de otros autores (Calve et al., 1939; Whittle, 1991; Lafuente, 1999 ; Sanchez-Lacuesta,1997).

3.3.3 Resumen

Como se puede ver en la Tabla 3.16 existen diferencias significativas entre las variables biomecánicas medidas en la población con artrosis de cadera y la población normal para la mayoría de los parámetros analizados. Lo cual, confirma los hallazgos de otros autores (Viosca, 1993, Sánchez-Lacuesta, 1997) en el sentido de que el miembro sano de un artrósico de cadera no se comporta del mismo modo que el miembro inferior de un sujeto normal.

Por otra parte, cuando se han realizado las comparaciones entre el miembro afecto y el miembro sano de los sujetos con artrosis de cadera monolateral, únicamente se han encontrado diferencias significativas en los tiempos de apoyo, siendo menor el tiempo de apoyo en el miembro afecto que en el miembro sano, lo cual constituiría un primer mecanismo compensatorio de la patología.

Variable	Miembro Afecto Miembro sujeto Normal	Miembro sujeto Normal Miembro Sano	Miembro Afecto Miembro Sano
OSCI	Mayor en el miembro afecto	Mayor en el miembro sano	-
PRO	Menor en el miembro afecto	Menor en el miembro sano	-
DES	Menor en el miembro afecto	Menor en el miembro sano	-
VEL	Menor en el miembro afecto	Menor en el miembro sano	-
TAPO	-	-	Menor en el miembro afecto

Tabla 3.16. *Resumen de los resultados de la comparación entre la población sana y la población patológica*

3.4 Búsqueda de relaciones entre los parámetros cinéticos de la marcha humana y la escala funcional de Harris

En este apartado se han establecido las relaciones existentes entre los parámetros analizados y los índices de la escala funcional de Harris tal como se indica en el punto 2.3.4 de material y métodos. El objetivo de este análisis es conocer si ambos tipos de variables están relacionados entre sí (lo que significa que ofrecen información semejante) o no lo están (en cuyo caso la información que aportan es de diferente tipo).

Se han utilizado fundamentalmente dos herramientas estadísticas para la realización de este análisis. La regresión lineal múltiple y el análisis de componentes principales.

Todo ello se ha realizado en tres pasos:

1. **Análisis visual de las relaciones.** Análisis de Componentes Principales de todas las variables analizadas incluyendo los valores extraídos de la escala de valoración funcional de Harris. En este paso se ha pretendido obtener una representación visual donde estén representadas las relaciones existentes entre las distintas variables, para de ese modo poder conocer hasta qué punto esperamos obtener una buena relación.
2. **Extracción de los ejes principales.** Análisis de Componentes Principales de los parámetros analizados que explican la mayor parte de la variabilidad. Se trata de un análisis de datos previo a la realización de la regresión. Una buena parte de los parámetros analizados están correlacionados entre sí, observándose distintos grados de correlación. El objeto en este apartado es la obtención de un menor número de variables que no estén correlacionadas entre sí, para posteriormente correlacionar estas variables con la escala de valoración funcional de Harris. Esto se ha realizado mediante el Análisis de Componentes Principales de Harris quedándonos con aquellos ejes cuyos autovalores son mayores que 1.
3. **Regresión.** Regresión lineal múltiple de los principales ejes extraídos en el punto 2 con la escala de valoración de Harris. Este último paso ha consistido en la cuantificación de las relaciones entre los ejes principales obtenidos en el paso 2 y los valores de la escala de valoración funcional de Harris, para determinar si la información obtenida mediante el índice de Harris y las variables biomecánicas son equivalentes.

3.4.1 Análisis visual de las relaciones

En la figura 3.27 se representan las variables analizadas en el espacio de componentes rotados.

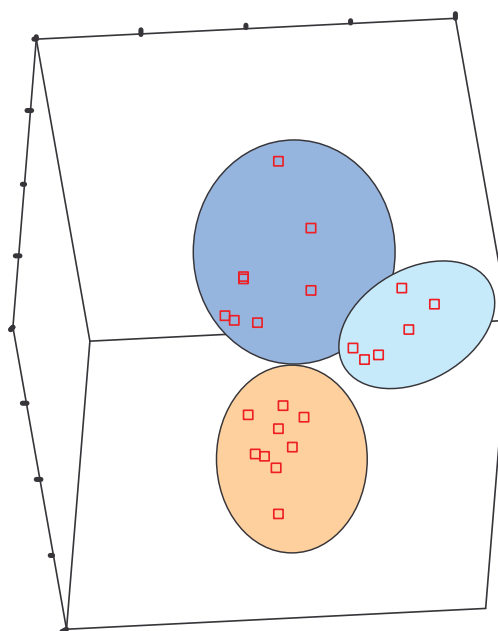


figura 3.27. Gráfico de los componentes en los tres ejes principales

Se puede ver que las variables se agrupan en torno a tres nubes.

- En la primera nube (en la parte más baja del gráfico) figuran únicamente variables de tipo cinético más la velocidad.
- En la segunda nube (situada a la derecha de la figura) figuran únicamente variables provenientes de la escala de valoración funcional de Harris.
- La tercera nube (situada en el centro y la parte superior del gráfico) es más difusa y en ellas se muestran mezcladas variables de tipo cinético y variables provenientes de la escala de valoración funcional de Harris.

Hemos incluido los distintos apartados provenientes de índice de Harris, para observar si alguna de las componentes del citado índice se acercaba más a las variables registradas que el propio índice de Harris. Por la disposición en el espacio rotado vemos que no es así.

El hecho de que las variables pertenecientes a la escala de valoración funcional de Harris y las variables pertenecientes a los datos obtenidos mediante los registros biomecánicos se agrupen en torno a dos nubes distintas nos da a entender que el ajuste que podemos obtener entre las variables no va a ser muy bueno.

3.4.2 Extracción de los ejes principales

Tal como se ha comentado con anterioridad, en este apartado vamos a extraer los ejes que explican la mayor parte de la varianza para las variables obtenidas por registro biomecánico. Nos vamos a quedar con los ejes cuyo autovalor sea mayor que 1 como ejes principales.

En la figura 3.28 se muestra el gráfico de sedimentación del Análisis por Componentes Principales. Se puede observar como los tres primeros ejes obtenidos son los que tienen un autovalor mayor que uno. Por ello son los que explican una mayor parte de la varianza.

Por lo tanto en lo que sigue nos quedamos con los tres primeros ejes del análisis. La Tabla 3.17 nos muestra las contribuciones de las variables a cada uno de los ejes extraídos. Así, vemos que la mayor contribución al **eje1** viene dado por la velocidad (VEL_AF, VEL_SA), las fuerzas de frenado (FRE_SA y FRE_AF) y las de propulsión (PROP_SA, PROP_AF). La mayor contribución al **eje2** viene dada fundamentalmente por las fuerzas de despegue (DÉS_SA, DES_AF) y en el **eje 3** vemos el género.

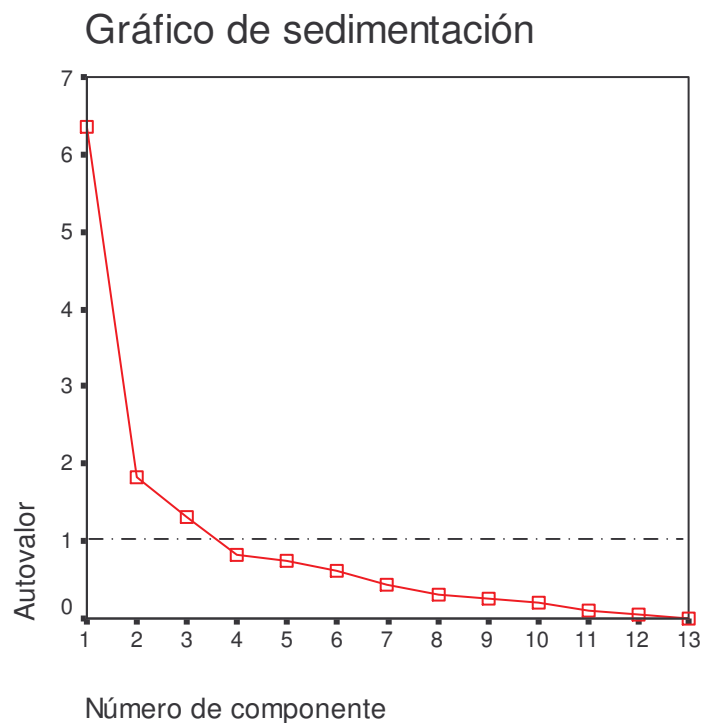


figura 3.28. Gráfico de sedimentación del análisis de componentes principales

	Eje		
	1	2	3
vel_af	.882	.353	.035
vel_sa	.869	.352	.020
fre_af	.829	.098	.026
fre_sa	.793	.112	.000
pro_af	.747	.339	.214
pro_sa	.719	.448	.222
osci_af	-.681	.504	-.221
tapo_sa	-.664	-.287	.258
des_af	.141	.924	.084
tapo_af	-.473	-.678	.268
des_sa	.387	.673	.113
género	-.166	.158	.834
osci_sa	-.353	.134	-.608

Tabla 3.17. Componentes extraídas y rotadas

3.4.3 Regresión

En este apartado intentamos cuantificar el grado de relación que existe entre las variables biomecánicas y la escala funcional de Harris. Si fuese muy alto podríamos prescindir de uno de los tipos de información dado que dicha información sería redundante. Si fuese muy bajo no deberíamos prescindir de ninguno de ellos, porque la información que aportaran sería complementaria, siendo cada una de estas variables independientes e informando de aspectos diferentes. Para ello utilizamos los ejes obtenidos en el apartado anterior para realizar una regresión multilineal respecto al índice de Harris.

La regresión multilineal se ha realizado considerando los ejes principales como las variables independientes y el valor de la escala funcional de Harris como variable dependiente.

En la figura 3.29 se muestran los resultados de la regresión mostrando los valores predichos frente a los valores reales obtenidos en el índice de Harris.

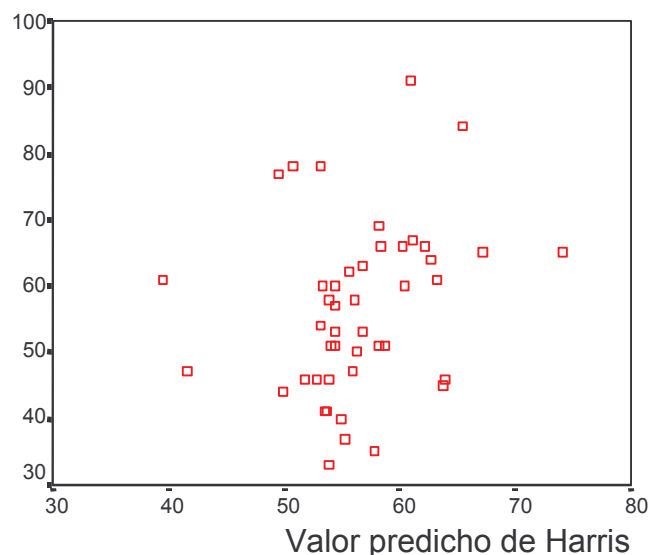


figura 3.29. Valor predicho frente al valor real

Tal como se puede apreciar en la figura 3.29 y en la Tabla 3.18 los resultados del ajuste no son demasiado buenos, siendo únicamente significativo el ajuste correspondiente al Eje 1 de acuerdo con la Tabla 3.19. Así pues, la relación que existe entre las variables biomecánicas y el índice de Harris

es muy baja, por lo que la información del índice de Harris y de las variables biomecánicas es complementaria. Además, las variables más relacionadas con el índice de Harris son las correspondientes al Eje 1: Velocidad, fuerza de frenado y propulsión.

R	R cuadrado	R cuadrado corregida	Error típ. de la estimación
.410(a)	.168	.107	12.284

Tabla 3.18. Resultado del ajuste. Modelo.

	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados		
	B	Error típ.	Beta	t	Sig
(Constante)	57.294	1.897		30.204	.000
Eje 1	4.772	1.737	.392	2.747	.009
Eje 2	-.975	1.656	-.086	-.588	.559
Eje 3	.672	1.703	.058	.394	.695

Tabla 3.19. Resultados del ajuste. Coeficientes

3.4.4 Resumen

Los parámetros biomecánicos analizados están poco relacionados con las variables del índice funcional de Harris por lo que están recogiendo un tipo de información de diferente orden. Así pues, la información ofrecida es complementaria y no debemos prescindir de ninguna de ellas.

3.5 Extracción de criterios diagnósticos de artrosis de cadera monolateral en base a los registros biomecánicos

El objetivo de este apartado es investigar el poder de discriminación de las variables biomecánicas analizadas respecto de la existencia o no de patología. La herramienta elegida para realizar el análisis ha sido la regresión logística binaria. El método utilizado para la generación del modelo ha sido el StepWise (paso a paso). En la primera iteración no se incluye ninguna de las variables en el modelo, con lo que el parámetro de significación de Wald (columna Sig. De la Tabla 3.20) nos da una idea de las variables que más relacionadas están a priori con la existencia o no de patología (a menor valor de Sig. mayor influencia respecto a la existencia de patología).

Variables	Puntuación	gl	Sig.
PRO_SA	18.577	1	0.000
PRO_AF	14.938	1	0.000
VEL_SA	9.319	1	0.002
DES_AF	6.673	1	0.010
DES_SA	5.161	1	0.023
TAPO_AF	1.747	1	0.186
OSCI_AF	1.314	1	0.252
TAPO_SA	1.005	1	0.316
OSCI_SA	0.651	1	0.420
FRE_AF	0.603	1	0.437
EDAD	0.588	1	0.443
GÉNERO	0.471	1	0.492
FRE_SA	0.216	1	0.642

Tabla 3.20. Variables analizadas respecto de la existencia de patología

Los valores de los distintos coeficientes del modelo son los que se muestran en la tabla Tabla 3.21.

	B	E.T.	Wald	gl	Sig.	Exp(B)
PRO_AF	149.254	57.575	6.72	1	0.010	6.61 10 ⁶⁴
FRE_SA	-157.178	63.472	6.132	1	0.013	0
TAPO_SA	24.128	10.613	5.168	1	0.023	3.01 10 ¹⁰
GÉNERO	-2.722	1.301	4.377	1	0.036	0.066
VEL_SA	15.105	7.56	3.992	1	0.046	3.63 10 ⁶
PRO_SA	69.088	36.08	3.667	1	0.056	1.01 10 ³⁰
DES_SA	-36.48	20.585	3.14	1	0.076	0
OSCI_SA	-13.762	7.744	3.158	1	0.076	0
DES_AF	22.885	15.731	2.116	1	0.146	8.68 10 ⁹
EDAD	0.101	0.08	1.611	1	0.204	1.107
TAPO_AF	-16.571	14.197	1.362	1	0.243	0
OSCI_AF	-4.442	20.493	0.047	1	0.828	0.012
FRE_AF	-2.231	47.948	0.002	1	0.963	0.107
Constante	-6.134	29.655	0.043	1	0.836	0.002

Tabla 3.21. Variables incluidas en el modelo

Los parámetros B son los coeficientes de los parámetros en el modelo. La ecuación del modelo es la siguiente:

$$Salida = \frac{1}{1 + e^{-\sum B_i X_i}}$$

Donde las B_i representan los coeficientes y las X_i el valor de cada una de las variables del sistema (más el valor de la constante). Cuando la Salida es mayor de 0.5 el sistema considera que la medida procede de un sujeto sano. Cuando es menor que 0.5 el sistema considera que la medida pertenece a un sujeto patológico.

Con todo ello se han clasificado todos los sujetos analizados en el estudio. La Tabla 3.22 muestra los resultados de la clasificación.

Observado	Pronosticado		%
	Patológicos	Sanos	
Patológicos	42	3	93.3
Sanos	3	25	89.3
Porcentaje global		91.8	

Tabla 3.22. Clasificación utilizando la ecuación de la regresión logística

De acuerdo con el criterio de Wald todas las variables con Sig > 0.1 deben ser quitadas del modelo. Por ello se ha construido un segundo modelo que es el que se muestra en la Tabla 3.23.

	B	E.T.	Wald	gl	Sig.	Exp(B)
PRO_SA	86.596	33.359	6.739	1	0.009	4.06 10 ³⁷
VEL_SA	9.698	5.605	2.993	1	0.084	1.63E+04
DES_SA	-7.395	8.881	0.693	1	0.405	0.001
TAPO_SA	9.986	7.396	1.823	1	0.177	2.17 10 ⁴
FRE_SA	-116.633	35.221	10.966	1	0.001	0
OSCI_SA	-6.636	4.02	2.725	1	0.099	0.001
PRO_AF	83.43	34.725	5.772	1	0.016	1.71 10 ³⁶
GÉNERO	-2.379	1.12	4.513	1	0.034	0.093
Constante	-11.21	11.84	0.897	1	0.344	0

Tabla 3.23. Modelo reducido

Los resultados de la clasificación de los sujetos se muestran en la tabla Tabla 3.24.

Observado	Pronosticado		%
	Patológicos	Sanos	
Patológicos	43	2	95.6
Sanos	3	25	89.3
Porcentaje global		93.2	

Tabla 3.24. Resultados de la clasificación con el modelo reducido

Se ha realizado una nueva iteración en el modelo hasta que el menor valor de significación estaba en torno al valor de 0.1. Esto se ha conseguido en la tercera iteración, cuyos resultados se muestran en la Tabla 3.25 y la Tabla 3.26.

	B	E.T.	Wald	gl	Sig.	Exp(B)
PRO_SA	66.667	25.952	6.599	1	0.01	8.98E+28
VEL_SA	7.169	4.87	2.167	1	0.141	1.30E+03
FRE_SA	-112.469	33.958	10.969	1	0.001	0
OSCI_SA	-7.3	4.231	2.977	1	0.084	0.001
PRO_AF	85.641	33.692	6.461	1	0.011	1.56E+37
GÉNERO	-2.589	1.104	5.504	1	0.019	0.075
Constante	-6.347	4.558	1.939	1	0.164	0.002

Tabla 3.25. Resultados de clasificación con el modelo final

Podemos comprobar que los resultados de clasificación del modelo en el tercer paso son idénticos a los obtenidos en el segundo paso, con el aliciente de un menor número de variables incluidas en el modelo, por lo que el comportamiento global del modelo es más robusto. Por ello elegimos éste.

Observado	Pronosticado		%
	Patológico	Sano	
Patológico	43	2	95.6
Sano	3	25	89.3
Porcentaje global		93.2	

Tabla 3.26. Resultados de la clasificación del modelo final

Vemos que las variables que mejor discriminan la existencia de patología son las relativas a la velocidad (VEL_SA) las fuerzas horizontales de propulsión y frenado (PRO_SA, PRO_AF, FRE_SA), las fuerzas verticales correspondientes con la oscilación del miembro contralateral (OSCI_SA) y el género del usuario. Con ellas el modelo es capaz de discriminar con un porcentaje de aciertos de 93.2%.

Así pues, las variables Velocidad, Propulsión y Frenado se relacionan bien con la existencia o no de patología (coxartrosis monolateral de cadera).

3.6 Resumen

Los resultados obtenidos en este trabajo, reflejan que por medio de un número reducido de parámetros cinéticos, hemos podido diferenciar la marcha de los pacientes afectados de artrosis monolateral de cadera de la marcha de la población normal. Si bien, esta herramienta metodológica no está pensada como un método diagnóstico (pues existen otros más adecuados) ha quedado patente que los parámetros biomecánicos analizados son capaces de discriminar a los sujetos patológicos afectados de coxartrosis monolateral de los sujetos sanos.

Así pues, estos parámetros biomecánicos están muy relacionados con la existencia o no de coxartrosis monolateral. Aunque hoy día no tenga mucho sentido esta aplicación para la práctica clínica, si que puede abrir una vía futura para evaluar la evolución de la enfermedad, el despistaje de simuladores, la valoración del daño corporal, etc.



4. Conclusiones

Índice

4	CONCLUSIONES.....	129
4.1	CONCLUSIONES	129
4.2	LÍNEAS FUTURAS.....	130

4 Conclusiones

4.1 Conclusiones

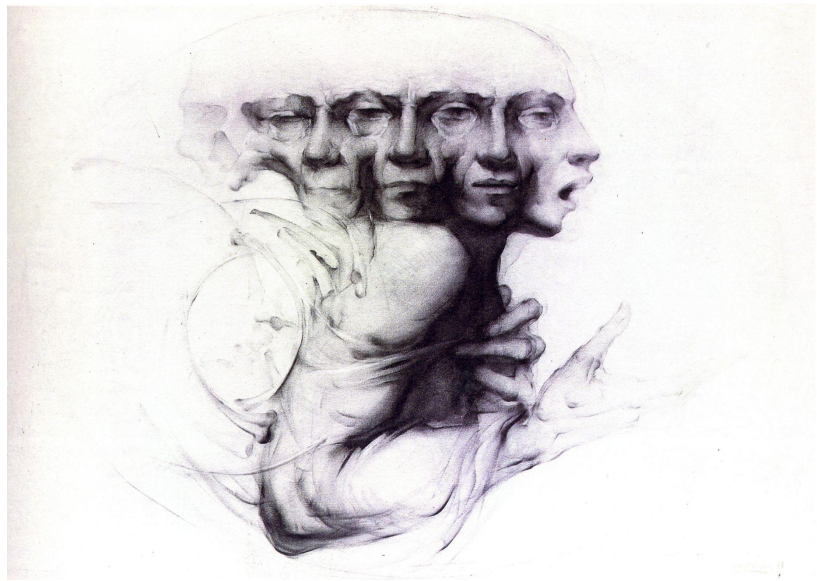
En este apartado se exponen las conclusiones que se extraen de esta Tesis Doctoral pudiendo comprobar que los objetivos que nos planteamos inicialmente, expuestos en el apartado 1.3.1. se han cumplido plenamente y se aportan las posibles líneas futuras de investigación que de las mismas se derivan.

- 1.- Se ha logrado caracterizar la marcha de pacientes afectados de artrosis de cadera monolateral:
 - Desde el punto de vista clínico lo más destacable es el menor tiempo de apoyo del miembro inferior afecto respecto del miembro inferior sano, así como la disminución de la velocidad de marcha espontáneamente adoptada por el paciente.
 - Desde el punto de vista cinético lo más característico es una disminución de la propulsión del miembro afecto (PROP_AF), un aumento de la del miembro sano (PROP_SA) y un aumento del frenado del miembro afecto (FRE_AF). Es decir, el paciente coxartrosico se impulsa con el miembro sano (que se comporta como más activo y energético) y frena con el miembro afecto (que se comporta más pasivamente). Por ello, no es extraño que el miembro inferior sano de un sujeto coxartrosico ofrezca un registro cinético diferente al de los sujetos normales. De hecho, al comparar los datos con los de un sujeto normal encontramos diferencias en todas las variables excepto en el tiempo de apoyo (TAPO).
- 2.- Al contrario de lo que inicialmente suponíamos, y a diferencia de lo encontrado en pacientes con artrosis de rodilla y tobillo, el análisis cualitativo de los registros cinéticos pone de manifiesto que no existe un único patrón cinético de marcha en los pacientes afectados de artrosis de cadera, sino tres patrones bien definidos. Este hallazgo no está referido en la literatura. Aunque no se puede demostrar con esta tesis, elaboramos la hipótesis de que podrían corresponderse con los tipos de marcha claudicante (o cojera) descritos.
- 3.- La metodología descrita en esta tesis es adecuada para:
 - Analizar la evolución de la marcha a lo largo del tiempo.
 - Aumentar el conocimiento sobre la evaluación funcional. Se ha podido comprobar que los parámetros biomecánicos analizados son independientes y complementan la información suministrada por las variables del índice funcional de Harris.
 - Aunque por el momento carezca de utilidad en la práctica clínica, ha quedado demostrado que puede ser útil para fines de diagnóstico automático de patologías, distinguiendo con bastante acierto los registros normales de los de artrosis de cadera.
- 4.- Mediante el trabajo de esta tesis doctoral se ha ampliado la base de datos de registros objetivos y cuantificables de marcha patológica y de marcha normal del laboratorio de análisis del movimientos del IBV, incorporando los registros de pacientes afectados de coxartrosis monolateral. Se trata de registros obtenidos con medios no invasivos ni perturbadores de la marcha (plataformas dinamométricas).

4.2 Líneas futuras

Apuntamos a continuación una serie de líneas futuras de investigación que se desprenden de los resultados obtenidos en la presente Tesis Doctoral.

1. Merece la pena plantear un futuro trabajo para comprobar si los tipos de cojera descritos en la marcha del paciente con artrosis de cadera monolateral se corresponden y relacionan con los tipos de patrones cinéticos descritos en esta tesis. Para poder confirmar o descartar esta hipótesis sería necesario completar el estudio mediante sistemas de registro cinemático.
2. La progresiva incorporación de este tipo de laboratorios de análisis del movimiento en centros hospitalarios, supone la apertura de una vía nueva en el estudio de las patologías del aparato locomotor. Aunque está por ver, podría suponer una mejora en el diagnóstico funcional de la marcha, en el de la discapacidad, así como en la evaluación de los diferentes tratamientos.



5. Bibliografía

Bibliografía

Las referencias bibliográficas a continuación expuestas, se reseñan según las normas marcadas por el Comité Internacional de Editores de Revistas Médicas (Normas de Vancouver), por ser la modalidad más empleada en los escritos biomédicos (Arranz, 1995; Rodríguez, 2002).

Adrian MJ. y Karpovich PV. Foot instability during walking in shoe with high heels. *Res. Q.*1965; **37**, 168-175.

Anderson TW. An introduction to multivariate statistical methods, 2nd ed., Eiley & Sons, New York.1988.

Andriacchi TP, Ogle JA, Galante JO. Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *J. Biomech.* 1977; 10(4):261-268.

Arranz M. Estilo y normas en las referencias bibliográficas. Quaderns de salut pública i administració de serveis de salut. I.V.E.S.P. 1995; 6.

Ayora M. Contribución al Análisis Paramétrico de la Marcha Humana Normal: Influencia de la Cadencia, Sexo, Edad y Morfología de la Huella Plantar. Tesis Doctoral, Universidad Autónoma de Barcelona 1990.

Bader JM. Talon hauts: La verité. *Scie and Vie* 1987 ; 848, 10-18.

Barceló P, Sanz P, Marine T, Barceló P y Obach J. Artrosis. Generalidades. En Unidad Didáctica II. PPR. Plan de Perfeccionamiento para Médicos Generales. Pfizer. Edit. Médica Internacional. S.A..Barcelona, 1983; 181-197.

Beck R, Andriacchi TJ, Kuo KW, Fernier RW, Galante JO. Changes in the gait patterns of growing children. *J. Bone Joint Surg* 1981; 63A (9): 1452-1457.

Benito P y Monfort J. Etiopatogenia, clasificación y epidemiología de la artrosis. En: Manual de la S.E.R. de las Enfermedades Reumáticas, 3ª Edición, Edit.Med. Panamericana, Madrid 2000;63:463-475.

Béseler MR. Estudio de los Parámetros Cinéticos de la Marcha del Paciente Hemipléjico Mediante Plataformas Dinamométricas. (Tesis Doctoral). Universidad de Valencia 1997.

Biden E, Olshen R, Simon S, Sutherland, D, Gage J. y Kadaba M. Comparison of gait data from multiple labs. *Trans. Orthop. Res. Soc* .1987; 12, 504.

Boccardi S, Chiesa G y Pedotti A. New procedure for evaluation of normal and abnormal gait. *Am. J. phys. Med.*1977; **56(4)**, 163-182.

Boccardi S., Pedotti A., Rodano R. y Santambrogio, G.C. Evaluation of muscular moments at the lower limb joints by an on-line processing of kinematic data and ground reaction. *J. Biomech.*1981; 14, 35-45.

Bonney G. y Macnab I. Hallux valgus and hallux rigidus: a critical survey of operative results. *J. Bone Joint Surg.*1952; 34B, 366-385.

Borrachero C. Fisiopatología de la Artosis. En: Artrosis, Tomo I, Monografías Pathos, Jarpyo Editores S.A., Madrid 1981;14:42-52.

Bransby-Zachary M A P, Stother I G y Wilkinson R W. Peak pressures in the forefoot. *J. Bone Joint Surg.*1990 ; 72B, 718-721.

Braune W, Fischer O. Der Gang des Menschen. *Abh. Sächs. Ges. Wiss* 1987 ;21 :151.

- Breakey J. Gait of unilateral below-knee amputees. *Orthot. Prosthet.* 1976;30(3):17-24.
- Calve J, Galland M, De Cagny R. Pathogenesis of the limp due to coxalgia: The antalgic gait. *J. Bone Joint Surg.* 1939; 21(A): 12.
- Cappozzo A, Leo T y Pedotti A. A general computing method for the analysis of human locomotion. *J. Biomec.* 1975; 8(5): 307-320.
- Caranasos GJ. e Israel R. Trastornos de la marcha del anciano. *Hosp. Pract.* 1991; 6(10), 15-26.
- Castillo Ojugas A. Artrosis. En *Reumatología*. Aula Médica, Edit. Moleres Ferrandis R, 1987; 11:119-130.
- Cavanagh PR, Williams KR y Clarke TE. A comparison of ground reaction forces during walking barefoot and in shoes. En *Biomechanics VII-B*, (Editado por Morecki, A., Fidelus, K., Kedizor, K. y Wit, A.), University Park Press, Baltimore, 1981; 151-156.
- Celoria F y Carnevale V. Articulación de la cadera (II). En *Patología Quirúrgica*. Tercera Edición. Edit. El Ateneo. Buenos Aires, 1977;2(28):421-439.
- Clarke T.E.; Frederick E.C.; Cooper L.B. Biomechanical measurement of running shoe cushioning properties. En *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*, University Printing, Calgary 1983; 25-33.
- Comité Internacional de Editores de Revistas Médicas. Normas Vancouver. Requisitos uniformes para los manuscritos presentados a revistas biomédicas. Traducción Masson 1997 de : *N Engl J Med* 1997;336:309-16.
- Cortes A. Análisis biomecánico de distintos mecanismos de tobillo para amputados de miembro inferior por debajo de la rodilla. (Tesis Doctoral). Universidad de Valencia 1993.
- Chao EY., Laughman RK., Schneider E. y Stauffer RN. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *J. Biomech.* 1983; **16(3)**, 219-233.
- De Miguel E. Clínica y tratamiento de la artrosis periférica. En: *Manual S.E.R. de las Enfermedades Reumáticas*. 3ª Edición, Edit. Med. Panamericana, Madrid 2000;64:476-491.
- Dean G A. An analysis of the energy expenditure in level and grade walking. *Ergonomics*, 1965; 8, 31.
- Del Castillo R. Coxartrosis. En *Artrosis*, Tomo I, Monografías Pathos, Jarpyo Editores. S.A., Madrid 1981;14:63-70.
- Dyer ChD. Visco-elastic insoles in long distance walking. *Br. Osteopat.* 1985 J. 15, 79-82.
- Fischer LD y van Belle G. *Biostatistics*, Wiley & Sons Inc., New York. 1993.
- Gage JR. Surgical treatment of knee dysfunction in cerebral palsy. *Clin. Orthop.* 1990; **253**, 45-54.
- Gastwirth BW, O'Brien TD, Nelson RM, Manger DC y Kindig SA. An Electrodynographic study of foot function in shoes of varying heel heights. *J. Am. Podiatric. Med. Assoc.* 1991; 81(9), 463-472.
- Gómez Pellico L, Forriol Campos F, Danklofsmora C. Kinetic study of normal gait / Estudio cinético de la marcha normal. *Rev. Ortop. Traum.* 1990; 34 IB(6): 699-703.
- Harris WH. Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by mold arthroplasty. An end-result study using a new method of result evaluation. *J. Bone Joint Surg.* 1969; **51-A(4)** 737-755.
- Hennig EM, Rosenbaum D. Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. *Foot & Ankle.* 1991 11(5): 306-11.

Holmes GB, Jr, Timmerman L., Willits NH. Practical considerations for the use of the pedobarograph. *Foot Ankle*. 1991; 12(2): 105-8.

Hoyos JV. *Aportación al Estudio de la Marcha Humana mediante el Diseño y Construcción de un Sistema Automatizado de Análisis*, Tesis, Universidad Politécnica de Valencia, Valencia 1984.

Hoyos JV, Vera P, Prat J, Viosca E. Introducción a la Biomecánica en : *Biomecánica de la Marcha Humana normal y patológica*. Edit. Instituto de Biomecánica de Valencia 1993:2-18.

Hoyos JV, Lafuente R, Sanchez-Lacuesta J, Prat J y Soler-García C. El laboratorio de análisis de la marcha humana. En Sanchez-Lacuesta J, Prat J, Hoyos JV, Viosca E, Soler-García C, Comin M, Lafuente R, Cortes A y Vera P. *IBV Valencia: Martín Impresores SL*, 1993:320-368.

Inman VT, Ralston HJ, Todd F. *Human walking*. Williams and Wilkins, Baltimore, USA 1981.

Inman VT, Ralston HJ, Todd F. *Human Walking*. Reedition. Baltimore: Williams & Wilkins. USA 1982.

Jacobs NA.; Skorecki J.; Charnley J. Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait. *J. Biomech.* 1972;5, 11-34.

Jansons H, Bernstein N. The microscopy of movement. En Capozzo A, Marchetti M, Tosi V eds. *Biocomotion: a century of research using moving pictures*. Roma: Promograph, 1992.

Johnson GR. The use of spectral analysis to assess the performance of shock absorbing footwear. *MEP*. 1986; 15(3), 117-122.

Johnson GR. The effectiveness of shock-absorbing insoles during normal walking. *Prosthet. Orthot. Int.* 1998; 12, 91-95.

Jorgensen U y Bojsen-Moller F. Shock absorbency of factors in the shoe/heel interaction -with special focus on the role of the heel pad. *Foot ankle*. 1989; 9(11), 294-299.

Jorgensen U y Ekstrand J. Significance of heel pad confinement for the shock absorption at heel-strike. *Int. J. Sports Med.* 1988; 9(6), 468-473.

Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wooten ME, Gainey J, Gorton G y Cochran GV. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J. Orthop. Res* 1989; 7(6): 849-860.

Kato T y Watanabe S. The etiology of hallux valgus in Japan. *Clin. Orthop.* 1981; 157, 78-81.

Kato Y, Chao EY, Laughman RK., Schneider E. y Morrey BF. Biomechanical analysis of foot function during gait and clinical applications. *Clin. Orthop.* 1983; 177, 23-33.

Kettelkamp DB, Johnson RJ, Smidt G., Chao EY y Walker M. An electrogoniometric study of knee motion in normal gait. *J. Bone Joint Surg.* 1970; 52A(4), 775-790

Lafuente MA y Hennig EM. Cushioning properties of footwear during walking: accelerometer and force platform measurements. *Clin. Biomech.* 1992; 7, 181-184.

Lafuente R. *Diagnóstico Funcional De Registros Biomecánicos De Marcha Humana Mediante Técnicas De Ingeniería De Sistemas Y De Inteligencia Artificial. Contribución A La Valoración Objetiva De La Discapacidad*. Tesis Doctoral, Universidad Politécnica de Valencia 1999.

Lamoreux LW. Kinematic measurements in the study of human walking. *Bull. Prosthet. Res.* 1971 10(15), 3-84.

Lanshammar H y Strandberg L. Horizontal floor reaction forces and heel movements during the initial stance phase. En *Biomechanics VIII-B*, (Editado por Matsui, H. y Kobayashi, K.), Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois, 1983; 1123-1128.

- Lateur BJ, De Giacconi RM, Questad K, Ko M y Lehmann J. Footwear and posture. Compensatory strategies for heel height. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 1991 ; 70(5), 246-254.
- Lavigne A y Noviel D. Causes et physio-pathologie des metatarsalgies plantaires par surcharge. En *Etude Clinique du Pied et Therapeutique pat Orthese*, Masson, París, 1992 ; 18-20.
- Lequesne M y Mery C. European guidelines for clinical trials of new antirheumatics drugs. *Edenler Byll*, 1980; 9:171-175.
- Levens AS, Berkeley CE, Inman VT, Blosser JA. Transverse Rotation of the Segments of the lower Extremity in Locomotion. *J. Bone. Jt Surg.* 1948;39A:859-872.
- Liberson WT. Biomechanics of gait: A metod of study. *Arch. Phy. Med. Reh.* 1965;46:37-48.
- Light LH, McLellan GE y Klenerman L. Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *J. Biomech.* 1980; 13(6), 447-480.
- Mann RA y Schwarzman A. Biomechanics of the earth shoe. *Orthop. Clin. North Am.* 1976; 7.
- Mann RA, Baxter DE y Lutter LD. Running Symposium Foot Ankle. 1981; 1(4): 190-224.
- May DRW y Davis B. Gait and the lower-limb amputee. *Physioterapy* 1974;60:166-171.
- McBride I, Wyss UP, Cooke TDV, Chir B, Murphy L, Philips J y Olney S J. First metatarsophalangeal joint reaction forces during high heel gait. *Foot Ankle.* 1990; 11(5), 282-288.
- Menard MR, McBride ME, Sanderson DJ y Murray DD. Comparative biomechanical analysis of energy-storing prosthetic feet. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1992; 73: 451-458.
- Merrifield HH. Female gait patterns in shoes with different heel heights. *Ergonomics* 1971; 14(3):411-417.
- Messier SP, Loeser RF, Hoover JL, Semble EL, Wise CM. Osteoathritis of the knee: effects on gait, strength, and flexibility. *Arch. Phys. Med. Rehabil* 1992; 73(1):29-36.
- Michaut E, Pelisse F y Mazas Y. Chaîne de mesure destinée à L'analyse mécanique de la marche. *Acta Orthop. Belg.* 1975 ; 41(S1) : 69-77.
- Mont MA, Maar DC, Krackow KA, Jacobs MA, Jones LC y Hungerford DS. Total hip replacement without cement for non-inflammatory osteoarthosis in patients who are less than forty-five years old. *J. Bone Joint Surg.* 1993; **75-A(5)**, 740-751.
- Murray MP, Drought AB, Kory RC. Walking patterns of normal men. *J. Bone Joint Surg* 1964; 46A(2):335-360.
- Murray MP, Kory RC, Clarkson BH. Walking patterns of healthy old men. *J. Gerontol* 1969; 24(2):169-178.
- Murray MP, Kory RC, Sepic SB. Walking patterns of normal women. *Arch. Phys. Med. Rehabil* 1970; 51(11):637-650.
- Murray MP, Gore DR. y Clarkson BH. Walking patterns of patients with unilateral hip pain due to osteo-arthritis and avascular necrosis. *J. Bone Joint Surg.* 1971; **53A**, 259-274.
- Murray MP., Mollinger LA., Gardner GM. y Sepic SB. Kinematic and EMG patterns during slow, free and fast walking. *J. Orthop. Res.* 1984; 2(3): 272-280.
- Murray MP, Mollinger, LA., Gardner GM y Sepic SB. Kinematic and EMG patterns during slow, free and fast walking. *J. Orthop. Res.* 1984; 2(3), 272-280.

- Murray MP., Mollinger L.A., Gardner GM. y Sepic SB. Kinematic and EMG patterns during slow, free and fast walking. *J. Orthop. Res.* 1984; 2(3): 272-280.
- Murray MP, Gore D R, Sepic S B y Mollinger L A. Antalgic maneuvers during walking in men with unilateral disability. *Clin. Orthop.* 1985; 199- 192.
- Obach J. Artrosis : Revisión de conceptos. Edit. Rev. Esp. Reumatología, 1993; 20: 109-116.
- Opila-Correia KA. Kinematic of high heeled gait. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1990a; 71, 304-309.
- Opila-Correia KA. Kinematics of high heeled gait with consideration for age and experience of wearers. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1990b; 71, 905-909.
- Otis JC, Lane JM y Kroll MA. Energy cost during gait in osteosarcoma patients after resection and knee replacement and after above-the-knee-amputation. *J. Bone Joint Surg.* 1985; 67A: 606-611.
- Ounpuu MS, Gage JR y Davis RB. Three-dimensional lower extremity joint kinetics in normal pediatric gait. *J. Pediatr. Orthop.* 1991; 11(3), 341-349.
- Paul JP. Techniques of gait análisis. *Proc. Roy. Soc. Med.* 1974; 67: 401-404.
- Paulino J, Rubio C y Cuadra J L. Coxartrosis. En Unidad Didáctica II. PPR. Plan de Perfeccionamiento para Médicos Generales. Pfizer. Edit. Médica Internacional. S.A..Barcelona, 1983; 199-214.
- Pauwels F. Biomechanics of locomotor apparatus. French. Springer-Verlag. Berlín, 1979.
- Perry J. Gait analysis. Normal and pathological function. New York: Slack Incorporated 1992.
- Plas F, Viel E, Blanc Y. La marcha Humana. Cinesiología Dinámica, Biomecánica y Patomecánica, Masson, Barcelona 1984.
- Prat J. Biomecánica de la marcha humana patológica. En: Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. IBV 1993;3:115-191.
- Rhodes A, Sherk H H, Black J, Margulies C. High resolution analysis of ground reaction forces. *Foot Ankle.* 1988; 9(3): 135-138.
- Rodríguez J. Rehabilitación de las artrosis en general. En: Docencia de Médicos Residentes, Parte Tercera, Ciudad Sanitaria de la Seguridad Social "La Paz", Madrid 1975 :1024-1041
- Rodriguez MJ. ¿Como se debe citar un artículo científico?. *Rehabilitación* 2002; 36(2):67-69.
- Roig Escocef D. Clínica de la Artrosis En Artrosis. Rev. Medicine. N° Extraordinario. Septima Edición. Edip. IDEPSA. Madrid, 1999; 17-21.
- Roig Escocef D. Introducción. En Artrosis. Rev. Medicine. N° Extraordinario. Septima Edición. Edip. IDEPSA. Madrid, 1999.
- Rosenrot P, Wall JC y Charteris J. The relations hip between velocity, stride time, support time and swing time during normal walking. *J. Human. Mov. Studies* 1980;323_335.
- Rozendal RH, Heerkens YF, Schenau VI, Rabensberg CD y Woude LH. Vector diagrams in the evaluation of human gait. *Arch.Phys. Med. Rehabil.* 1985; 66: 682-686.
- Salathé EP, Jr, Arangio GA y Salathé EP. The foot as a shock absorber. *J. Biomech.* 1990; 23(7), 655-659.

Sánchez-Lacuesta J, Prat J, Soler C, Hoyos J V y Vera P. Técnicas instrumentales para la valoración biomecánica de los movimientos humanos. En Ponencias del IV Congreso Nacional y I Internacional de técnicas ortoprotésicas (ORTO 92), Valencia 1992; 34-42

Sánchez-Lacuesta J, Vera P, Hoyos JV, Viosca E y Cortes A. Plataformas dinamométricas Dinascan, Criterios de diseño. En: Generalitat Valenciana. Conselleria de Sanitat y Consum ed. Primeras jornadas sobre el Desarrollo de Tecnología Sanitaria en la Comunidad Valenciana;1991 Jun 21-22:189-196.

Sanchez-Lacuesta J. Análisis cinético de la marcha humana. Elaboración de criterios en patologías degenerativas del miembro inferior. (Tesis Doctoral). Universidad de Valencia 1997.

Sánchez-Lacuesta J: Biomecánica de la Marcha Humana Normal. En Sanchez-Lacuesta J, Prat J, Hoyos JV, Viosca E, Soler-García C, Comin M et al. IBV Valencia: Martín Impresores SL,1993:19-112.

Santanbrogio, GL. Procedure for quantitative comparison of ground reaction data. IEEE Trans. Biomed. Eng. 1989;36(2):247-255.

Saunders M, Inman V, Eberhart HB. The mayor determinants normal and pathological gait. Jour. Of Bone and Joint Surg. 1953;35A.

Schmidt GL, Arora JS, Johnston RC. Accelerographic analisis of several tipos of walking. Am. Jour, Phys. Med. 1971;50:285-300.

Schneider E, Chao E Y. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. J. Biomech. 1983; 16(8):591-601.

Schwartz RP, Heath AL y Misiek WJ. The influence of the shoe in gait. J. Bone Joint Surg.1935; 17, 406-418.

Seliktar R y Mizrahi J. Some gait characteristics of below-knee amputees and their reflection on the ground reaction forces. Eng.Med.1986;27-34.

Skinner HB y Effeney DJ. Special reiew: Gait analysis in amputees. Am. J. Phys: Med:1985;64:82-89.

Skinner HB, Antonelli DJ, Perry J y Lester DK. Functional demands on the stance limb in walking. Trans. Orthop. Res. Soc. 1980; 5:274.

Smidt GL y Wadsworth JB. Floor reaction forces during gait: comparison of patients with hip disease and normal subjects. Phys. Ther. 1973; 53: 1056-1062.

Smidt G. Gait in Musculoskeletal Abnormalities. En Gait in Rehabilitation. Churchill Livingstone. New. York, Edimburgh, London, Melbourne, 1990; 199-252.

Snow RE, Williams K y Holmes G. The effects of wearing high heeled shoes on pedal pressure in women. Foot Ankle. 1992; 13(2).

Soames RW y Evans AA. Female gait patterns: the influence of footwear. Ergonomics 1987; 30(6):893-900.

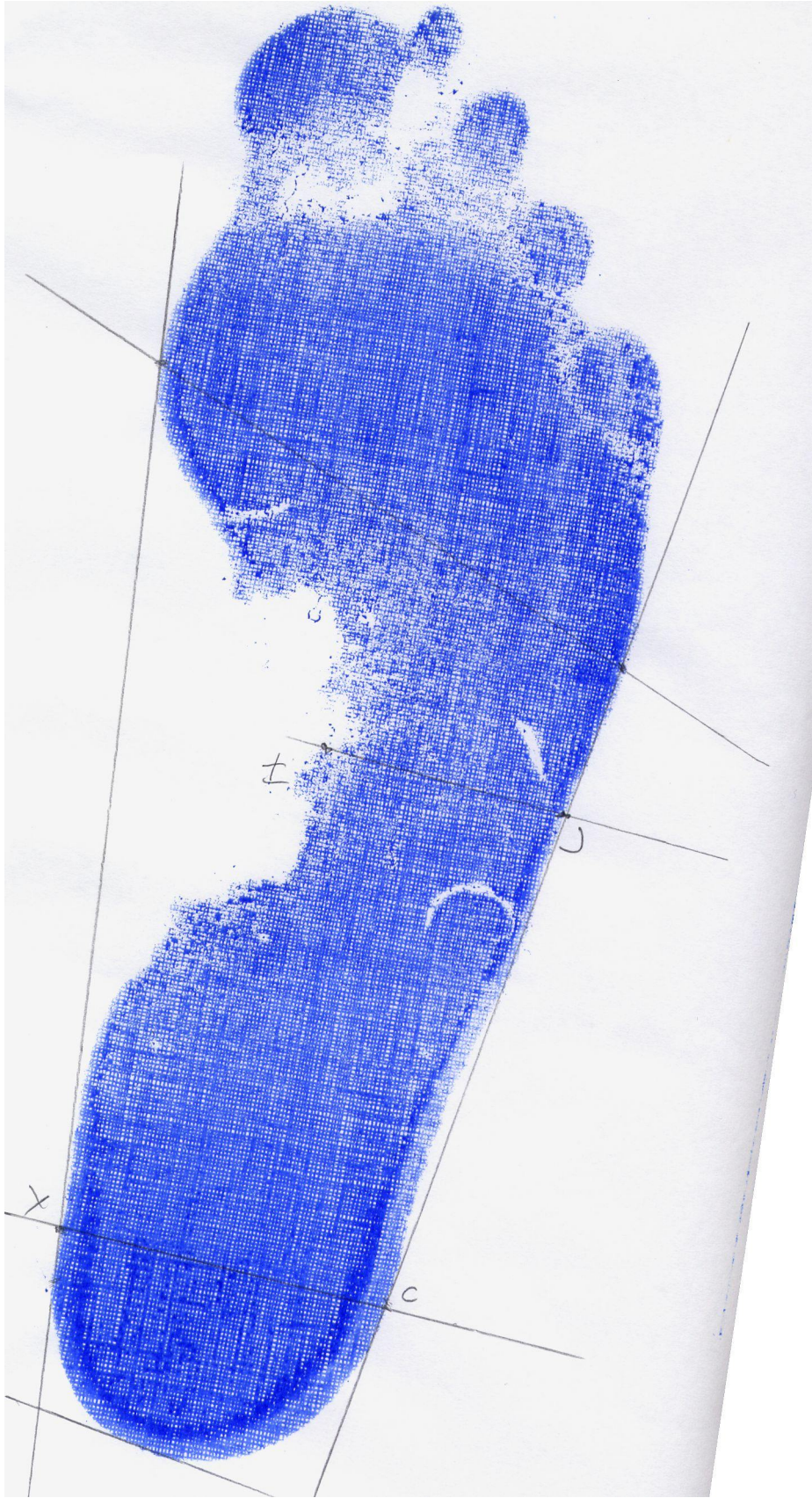
Soames RW y Clark C. Heel height-induced changes in metatarsal loading patterns during gait. En Biomechanics IX-A, (Editado por Winter, D.A., Norman, R.W., Wells, R.P., Hayes, K.C. y Patla, A.E.), Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois, 1985; 446-450.

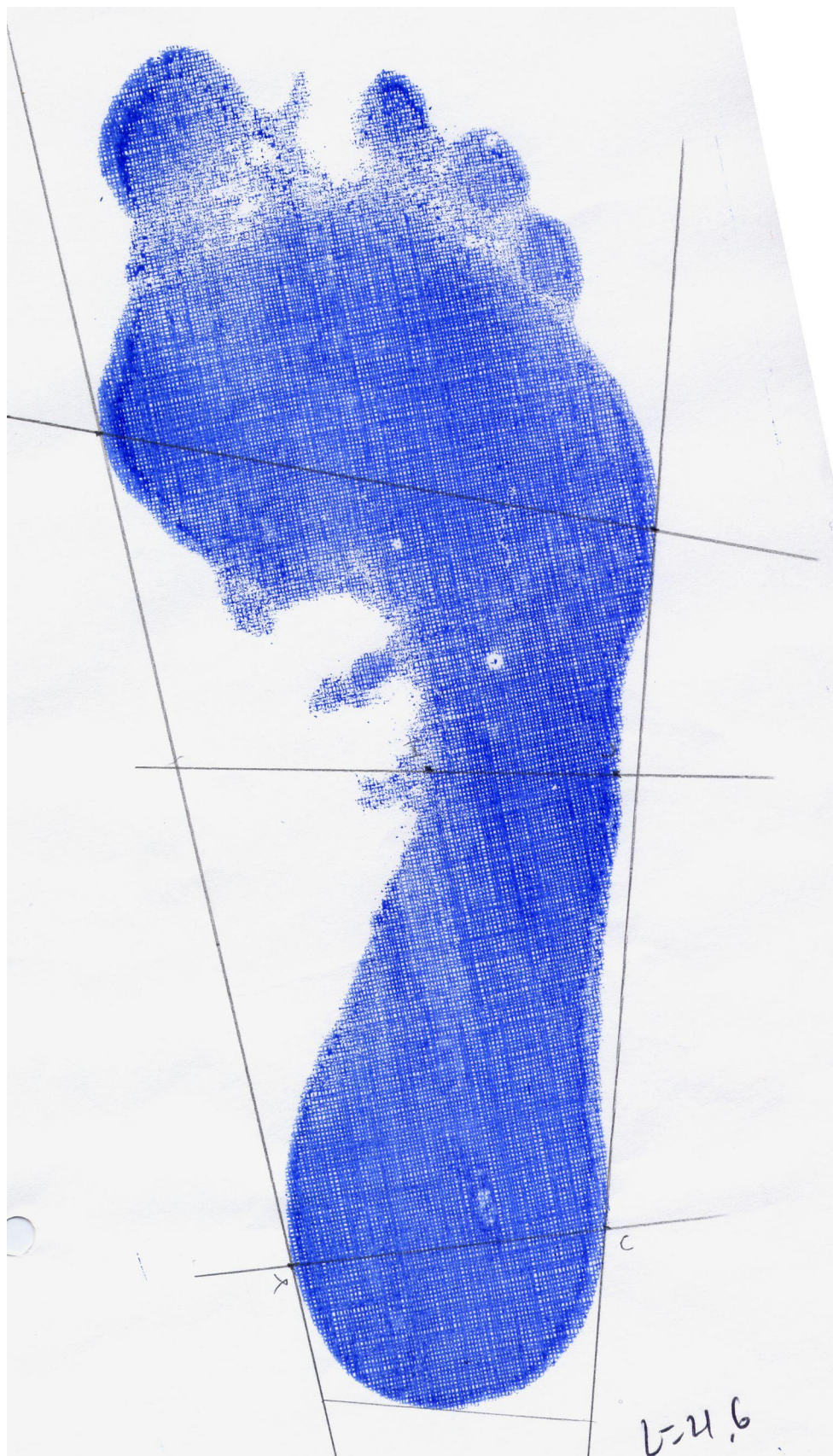
Stanic U, Bajd T, Valencic V, Kljajic M Y Acimovic R. Standardization of kinematic gait measurements and automatic pathological gait pattern diagnostics. Scand. J. Re haz. Med. 1977;9:95-105.

Stokes VP, Andersson C y Forssberg H. Rotational and translational movement features of the pelvis and thorax during adult human locomotion. *J. Biomech.* 1989; **22(1)**, 43-50.

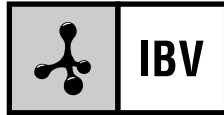
- Stott JR, Hutton WC y Stokes IA. Forces under the foot. *J. Bone Joint Surg.* 1973; **55B(2)**, 335-344.
- Sutherland DH. An electromyographic study of the plantar flexors of the ankle in normal walking on the level. *J. Bone Joint Surg.* 1966; 48A: 66-71.
- Sutherland DH, Olshen R, Cooper L y Woo SLY. The Development of Mature Gait. *J. Bone Joint Surg.* 1980; 62-A(3), 336-353.
- Sutherland DH, Olshen RA, Biden EN y Wyatt MP. *The Development of Mature Walking*, McKeith, Londres. 1988.
- Thurston A J. Spinal and pelvic kinematics in osteoarthritis of the hip joint. *Spine* 1985; 10(5):467-471.
- Valenti V. El Tacón. En *Ortesis del Pie*, Panamericana, Buenos Aires, 1987; 35-39.
- Viosca E. Estudio Biomecánico comparativo entre el Patrón de Marcha Humana Normal y del Amputado Tibial. (Tesis Doctoral). Universidad de Valencia 1993.
- Voloshin A y Wosk J. An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *J. Biomech.* 1982; 15(1), 21-27.
- Wagenaar RC, Beek WJ. Hemiplegic gait: a kinematic analysis using walking speed as a basis. *J Biomechanics* 1992; 25(9):1007-1015.
- Watelain E, Dujardin F, Babier F, Dubois D, Allard P. Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis. *Arch.Phys. Med Rehabil* 2001;82:1705-11.
- Weber W y Weber E. *Mechanics of the Human Walking Apparatus*, Springer, Berlin 1992.
- Whittle M W. *Gait Analysis: An Introduction*, Butterworth-Heinemann, Oxford. 1991.
- Winter DA. The locomotion Laboratory as a Clinical Assessment System. *Med prog Technol* 1976; 4:95-106.
- Winter DA. *The biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 2nd. Jhon Wiley and sons, New York 1990.
- Winter DA. *The biomechanics and Motor Control of Human gait: Normal, Elderly and Pathological*, 2nd, University of Waterloo Press, Waterloo, Ontario 1991.
- Winter DA. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Phys. Ther.* 1992; **72(1)**, 45-53 y 54-56.
- Wosk J y Voloshin A. Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *J. Biomech.* 1981; 14(4), 261-268.
- Wright D G, Desai S M y Henderson W H. Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking. *J. Bone Joint surg.* 1964; 46A(2):361-382.
- Wu K K. Potentially harmful effects of pointed-toe and spike-heeled shoes. En *Foot Orthoses*, Williams and Wilkins, Baltimore, 1990; 84-85.
- Wyss U P, McBride I, Murphy L, Cooke T D V y Olney S J. Joint reaction forces at the first MTP joint in a normal elderly population. *J. Biomech.* 23(10), 1990; 977-984.

6.1 Pedigrafías





6.2 Hoja informativa



INSTITUTO DE
BIOMECÁNICA
DE VALENCIA

HOJA DE INFORMACIÓN PARA EL PARTICIPANTE EN EL ENSAYO (NO TERAPÉUTICO): Determinación de los parámetros que definen la marcha humana patológica..... PROMOVIDO POR EL INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA (IBV)

A) OBJETIVOS: Caracterizar patologías significativas del aparato locomotor que entrañan un mayor número de afecciones de la marcha. Estas patologías propician una mayor casuística clínica y una mayor posibilidad de diagnóstico automatizado. El diagnóstico automatizado de estas patologías será posible mediante la creación de un sistema inteligente (red neuronal).....

B) INVESTIGADOR RESPONSABLE DEL ENSAYO: Ramón Gómez-Ferrer, Juan Manuel Belda.

C) METODOLOGÍA:

1. medidas antropométricas del paciente.....
2. marcha a diferentes cadencias en el pasillo de marcha del IBV.

D) POSIBLES RIESGOS DERIVADOS DEL ENSAYO: ninguno.....

E) LA PARTICIPACIÓN EN ESTE ENSAYO ES DE CARÁCTER VOLUNTARIO POR LO QUE CABE LA POSIBILIDAD DE RETIRARSE DEL MISMO EN CUALQUIER MOMENTO.

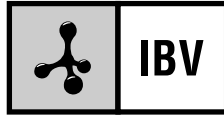
F) LA RESPONSABILIDAD DEL ENSAYO RECAE SOBRE EL INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA.

G) EL INSTITUTO DE BIOMECÁNICA DE VALENCIA SE COMPROMETE A ASEGURAR LA CONFIDENCIALIDAD DE LOS DATOS DEL PARTICIPANTE Y A MANTENER EL ANONIMATO DE LOS MISMOS EN EL CASO DE HACER PÚBLICOS LOS RESULTADOS DEL ENSAYO.

H) EL INVESTIGADOR RESPONSABLE INFORMARÁ AL POSIBLE PARTICIPANTE Y CONTESTARÁ A SUS PREGUNTAS ANTES DE QUE ESTE OTORQUE SU CONSENTIMIENTO PARA SER INCLUIDO EN EL ENSAYO.

I) EL SUJETO O SUS REPRESENTANTES LEGALES SON LIBRES DE RESPONDER A LAS PREGUNTAS QUE SE LE REALICEN.

6.3 Manifestación de consentimiento



INSTITUTO DE
BIOMECÁNICA
DE VALENCIA

MANIFESTACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Yo, D./Dña. habiendo leído la hoja de información del ensayo: *Determinación de los parámetros que definen la marcha humana patológica* que me ha sido entregada, y habiendo recibido suficiente información sobre el ensayo, he podido hacer preguntas sobre el mismo a(investigador responsable del ensayo).

Comprendo que mi participación es voluntaria, y que puedo retirarme del ensayo en cualquier momento.

Doy libremente mi conformidad para participar en este ensayo.

Paterna, a de de 1994

Fdo:

6.4 Hoja de control personal

REFERENCIA:



DATOS PERSONALES:

Nombre y Apellidos			
Lugar residencia			
Profesión			
Sexo		Edad	
Capacidad deambulaci3n (h)		(D)Diestro/(Z)urdo	

DATOS ANTROPOMÉTRICOS:

Altura (cm)		Perímetro t3rax (cm)	
Peso (Kg)		Índice de Chipeaux (pie drcho.)	
Anchura caderas (cm)		Índice de Paterna (pie drcho.)	
Anchura hombros (cm)		Longitud del pie (drcho.)(cm)	
Perímetro abdomen (cm)		Dismetría miembros inf. (cm)	

DATOS CALZADO:

Largo (talla)	
Ancho (mm)	
Altura tac3n (mm)	
Suela: (R)ígida ó (F)lexible	
Amortiguaci3n: (D)ura, (B)landa ó (A)mortiguador	
Control movim.: (N)ulo, (M)edio ó (A)lto	
Tipo de ajuste: (M)ocasín ó (A)nudado	
Tipo de caña: (B)aja, (M)edia ó (A)lta	

TEST DE NORMALIDAD (Test de Romberg, Marcha en tándem, Diagn3stico oral):

Num. Pisos por escalera sin fatiga	
Diabetes y ańos de padecimiento	
Antecedentes neurol3gicos	
Antecedentes osteoarticulares	

6.5 Hoja de ruta

REFERENCIA:



DATOS DE MEDIDA:

Responsable		
Lugar		
Fecha (DD/MM/AA)		
Hora (HH:MM)		
Duración procesos (min)		

PROTOCOLO CADENCIA LIBRE (C_0):

	1	2	3	4	5
Cadencia sujeto calzado					
Fiabilidad (B/R/M)					
Cadencia sujeto descalzo					
Fiabilidad (B/R/M)					

PROTOCOLO CADENCIA LENTA (C_l):

	1	2	3	(4)	(5)
Cadencia sujeto calzado					
Fiabilidad (B/R/M)					
Cadencia sujeto descalzo					
Fiabilidad (B/R/M)					

PROTOCOLO CADENCIA RÁPIDA (C_r):

	1	2	3	(4)	(5)
Cadencia sujeto calzado					
Fiabilidad (B/R/M)					
Cadencia sujeto descalzo					
Fiabilidad (B/R/M)					

6.6 Índice de Harris

CADERA – Índice de Harris

<ul style="list-style-type: none"> • Dolor caminando (44 p) <ul style="list-style-type: none"> □ Nulo 44 □ Leve 40 □ Moderado 20 □ Severo 10 □ Incapacitante 0 • Función (47 p) <ul style="list-style-type: none"> □ Marcha (33 p) <ul style="list-style-type: none"> Cojeo <ul style="list-style-type: none"> No 11 Leve 8 Moderado 5 Severo 0 Ayudas <ul style="list-style-type: none"> No 11 Bastón en marchas largas 7 Bastón en marchas cortas 5 1 muleta 3 2 bastones 2 Andador ó 2 muletas 0 Incapaz de andar 0 Distancia caminada <ul style="list-style-type: none"> Ilimitada 11 6-20 manzanas 9 2-5 manzanas 7 1 manzana 5 Interior 2 Incapaz de andar 0 □ Actividad (14 p) <ul style="list-style-type: none"> Escaleras (subir/bajar) <ul style="list-style-type: none"> Normal 4 Apoyo unilateral 2 De cualquier forma 1 Incapaz 0 Nivel de actividad 	<ul style="list-style-type: none"> Deportes (énfasis cadera)¹10 <ul style="list-style-type: none"> Cotidiana en exterior 8 Cotidiana en interior 6 Independiente 4 Asistencia 0 • Ausencia de deformidad (4 p) <ul style="list-style-type: none"> □ Contractura en flexión < 30° 1 □ Contractura en flexión < 10° 1 □ Rotación interna en extensión < 10° 1 □ Dismetría miembro < 3.2 cm 1 • Rango de movimiento (5p) <ul style="list-style-type: none"> □ Flexión <ul style="list-style-type: none"> ≥ 90° 1 < 90° 0 □ Abducción <ul style="list-style-type: none"> ≥ 15° 1 < 15° 0 □ Adducción <ul style="list-style-type: none"> ≥ 15° 1 < 15° 0 □ Rotación externa <ul style="list-style-type: none"> ≥ 15° 1 < 15° 0 □ Rotación interna <ul style="list-style-type: none"> ≥ 15° 1 < 15° 0
--	---

MAXIMO TOTAL = 100

TOTAL

¹ Por ej.: Tenis, natación, ciclismo, golf,

6.7 Protocolo de marcha

PROTOCOLO DE MARCHA PARA PLATAFORMAS DINASCAN-IBV

El siguiente es un protocolo propuesto por la Sección de Ayudas Técnicas del IBV para el desarrollo de una sesión de medida de marcha humana mediante las plataformas dinamométricas DINASCAN-IBV.

MATERIAL NECESARIO PARA LA REALIZACIÓN DE LAS MEDIDAS

El inventario del material necesario para el ensayo de marcha se resume en:

- Pasillo de marcha de dimensiones apropiadas, con un foso en su zona central.
- Dos plataformas dinamométricas DINASCAN-IBV.
- Una cubierta de madera para el foso del pasillo de marcha, a ser posible, del mismo color que el resto del pasillo.
- Una diana de colores llamativos para situar al fondo del pasillo de marcha.
- Un PC con la tarjeta de adquisición de datos y el software del DINASCAN-IBV.
- Dos fotocélulas de reflexión con sus respectivos catadióptricos.
- 4 trípodes para utilizar como soporte de las fotocélulas.
- La unidad de control de las fotocélulas que se conecta a la unidad de control de las plataformas por el canal digital número 3.
- Un cronómetro digital.
- Un metro metálico con visor y prolongaciones en los extremos para la medida de anchuras de hombros, caderas y longitud de pies.
- Una cinta métrica flexible para la medida de perímetros.
- Una balanza y un metro vertical para medir el peso y la talla de los sujetos.

CRITERIOS DE SELECCIÓN DE LA MUESTRA

Cuando se trate de **población de interés clínico**, el criterio de selección de los pacientes dependerá obviamente del objetivo del estudio y deberá ser claramente definido por el personal investigador. No obstante, conviene recordar unos requisitos mínimos indispensables a la hora de escoger los sujetos.

- Los sujetos deben disponer de una capacidad de locomoción conservada, que les permita soportar sin demasiada fatiga una sesión de medida. Para ello, se requiere que el paciente camine independientemente sobre suelo llano al menos 500 m sin parar.

- Las medidas pueden efectuarse con el sujeto portando ortesis, siempre y cuando su peso sea conocido. El presente protocolo deberá ser modificado cuando el sujeto lleve muletas, bastones u otras ayudas técnicas que descarguen peso fuera de las plataformas.
- La longitud del paso deberá ser suficiente como para poder registrar una pisada de cada pie sobre una única plataforma, consecutivamente.
- El sujeto deberá tener sus facultades mentales intactas y ser capaz de comprender al personal encargado de la realización de las medidas.

Cuando el ensayo vaya dirigido al registro de patrones de normalidad (**población de control**), los criterios de selección serán más rigurosos y se resumen en los siguientes:

- La edad de los sujetos deberá cubrir el rango de edad de la población de interés clínico. El sexo de los sujetos de control deberá estar repartido. No deben imponerse restricciones sobre el peso y la talla de los sujetos, salvo en casos extremos (percentil menor de 5 ó mayor de 95).
- Se descartarán sujetos con cualquier tipo de dolor agudo de origen músculoesquelético (incluso agujetas, calambres, etc), síntomas de fatiga, nerviosismo, estrés, histeria, etc. Asimismo, se deberán descartar sujetos con antecedentes neurológicos, osteoarticulares o metabólicos, de los que se sospeche razonablemente la presencia de secuelas en su patrón de marcha (por ejemplo, fracturas de miembro inferior, esguinces recientes, diabetes con afectación periférica, artrosis, etc).
- Se incluirán en la muestra todos aquellos sujetos que superen una sencilla prueba de normalidad, descrita en la sección 4 del próximo epígrafe.
- En la medida de lo posible, se deberá evitar el sesgo introducido en el proceso de selección de los sujetos de control, intentando que sus características personales y antropométricas se asemejen a los de la población de interés clínico.

PROTOCOLO DE MEDIDA

Se describen a continuación los pasos que deben seguirse para proceder al registro del patrón de marcha. Las particularidades en el caso de registros de población de control se mencionan expresamente. El proceso de medida consta de las siguientes partes:

1. Configuración del laboratorio de Análisis de Movimientos
2. Configuración del software
3. Lectura de la hoja de información y manifestación de consentimiento.
4. Test de normalidad (población de control) o evaluación funcional (población de interés clínico).
5. Cumplimentación del formulario de datos personales.
6. Medición antropométrica, examen del calzado, ortesis, etc.
7. Registro del patrón cinético de marcha en distintas condiciones.

1. Configuración del laboratorio

En primer lugar, se comprueba que el pasillo de marcha haya quedado libre de cualquier objeto que pueda molestar al sujeto de experimentación. Es necesario que el sujeto no se sienta observado, por lo que se recomienda que no permanezca más personal en la sala que el estrictamente necesario.

No es necesario cubrir las plataformas con ningún tipo de alfombra, ya que los experimentos realizados hasta la fecha no demuestran las ventajas que esto puede aportar, aunque sí los inconvenientes potenciales, como el deslizamiento del tejido entre la planta del pie y la plataforma, la mayor curiosidad del sujeto analizado, mayor tiempo de exploración, etc.

Dos barreras de células fotoeléctricas se sitúan delante y detrás del foso respectivamente, a una distancia entre sí de 3000 mm. La primera de ellas activa el sistema de registro de las plataformas, mientras que la segunda permite determinar el tiempo transcurrido entre el paso por ambas barreras y, a partir de éste, la velocidad media de progresión. Se fija una diana al fondo del pasillo de marcha a unos 2 m de altura, para que el sujeto centre su mirada en ella durante las pruebas.

Conectar los cables de las fotocélulas a su unidad de alimentación y ésta a su vez a la unidad de control de las plataformas por la toma digital número 3 (D3). Encender la unidad de alimentación de las fotocélulas y la de control de las plataformas. Arrancar el PC con el software. Las plataformas dinamométricas deberán encenderse, al menos, 15 minutos antes del inicio de las medidas de marcha, para evitar el efecto transitorio debido al calentamiento de la electrónica.

2. Configuración del software

Estos parámetros se definen en la opciones correspondientes del software proporcionado con las plataformas DINASCAN-IBV. En concreto deberán introducirse los siguientes parámetros:

- Frecuencia de muestreo a 200 Hz.
- Intervalo de análisis entre 3-5 s (lo mínimo necesario para que el sujeto recorra una distancia de 3 m equivalente a la distancia entre fotocélulas).
- 2 plataformas cuya configuración espacial relativa en el foso deberá indicarse.
- 1 entrada digital por el canal 3 proveniente de la unidad de las fotocélulas.

3. Lectura de la hoja de información y manifestación de consentimiento

Se procederá a la lectura y explicación al sujeto de experimentación de los objetivos de la investigación y de los métodos aplicados. Se informará de la inocuidad de las plataformas como sistema de medida y del derecho del sujeto a interrumpir en cualquier momento la sesión de medida. Se comentará la secuencia de actividades dentro del protocolo de medida. Finalmente, el sujeto deberá firmar una manifestación de consentimiento en la que

acepte expresamente la realización de las pruebas y se identifique al centro investigador como responsable de cualquier trastorno que pudiera producirse.

4. Test de normalidad / Evaluación funcional

Para **población de control** se llevará a cabo una sencilla prueba de normalidad para descartar a sujetos con trastornos evidentes del equilibrio y la marcha, consistente en los siguientes pasos:

- Caminar 50 m y observar la marcha. Descartar a sujetos con un patrón evidentemente anormal.
- Cerrar los ojos y con los pies juntos y los brazos unidos al tronco, mantener la postura 1 min.
- Recorrer una distancia de 2 m andando con los pies en tándem sin perder el equilibrio, es decir, el talón del pie adelantado tocando la puntera del más atrasado.

Previamente, se habrán descartado todos aquellos sujetos que cumplan los criterios de selección indicados anteriormente.

Con objeto de caracterizar funcionalmente a la **población de interés clínico** es muy recomendable la realización de algún test clínico que evalúe el grado de discapacidad del sujeto. La elección de la escala clínica dependerá obviamente de los objetivos de la investigación, aunque sería importante poder correlacionar las medidas de marcha con alguna medida de estado de salud del sujeto, con independencia de la patología o deficiencias padecidas.

Sin ánimo de excluir ninguna prueba de evaluación clínica más específica, se sugiere el índice de Barthel¹ y las pruebas de marcha y equilibrio de Tinetti² como las más idóneas para la caracterización de la capacidad funcional de los sujetos. Se aconseja también anotar la calidad de la marcha según la impresión subjetiva del médico especialista (por ejemplo, con una calificación de 0-10), para así poder compararla con la de otros sujetos u otras sesiones.

5. Complimentación del formulario de datos personales

Se anotará en un formulario de ensayo normalizado, como mínimo, la siguiente información por cada sujeto:

- Lugar y fecha de la exploración.

¹ Mahoney, F.I.; Barthel, D.W. (1965) Functional evaluation: The Barthel Index, *Med. St. Med. J.* **14**, 61-65.

² Tinetti, E.M. (1986) Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *J. Am. Geriatr. Soc.* **34**, 119-126.

- Persona responsable de los ensayos.
- Nombre y apellidos del sujeto.
- Domicilio y teléfono de contacto.
- Sexo, edad y profesión.
- Brazo y pierna dominantes.
- Otros datos clínicos de relevancia.

Se otorgará un **código** al sujeto de 8 cifras. Los dígitos tendrán el siguiente significado:

- *1º DÍGITO*: TIPO DE POBLACIÓN (p.ej.: C: control; H: hemiplejía; P: Parkinson, etc).
- *2º-4º DÍGITO*: NÚMERO IDENTIFICADOR DEL SUJETO (000-999).
- *5º DÍGITO*: CONDICIÓN VELOCIDAD DE MARCHA (N: cadencia normal espontánea; L: cadencia más lenta que la habitual; R: cadencia más rápida que la habitual).
- *6º DÍGITO*: CONDICIÓN CALZADO/DESCALZO (C/D).
- *7º DÍGITO*: CONDICIÓN OPCIONAL (p.ej. puede identificar el número de sesión, la presencia de ortesis, etc).
- *8º DÍGITO*: NÚMERO DE REPETICIÓN DE MEDIDA (1-9).

A modo de ilustración, el código "C005DRO3" se podría referir a un sujeto de control, el quinto en una serie experimental, medido descalzo, a cadencia más rápida que su cadencia espontánea y con una ortesis de rodilla en su pierna dominante. El último dígito indicaría que se trata de la tercera repetición de medida bajo tales condiciones.

6. Medición antropométrica, examen del calzado, ortesis, etc

Es aconsejable conocer datos sobre la **antropometría** de los sujetos medidos con un doble propósito: normalizar los registros por algunas variables dimensionales y descartar artefactos en los registros que pudieran deberse a un somatotipo inusual. El protocolo de medición antropométrica que proponemos es muy sencillo y puede realizarse en unos 10 min. Las dimensiones a determinar con cinta métrica flexible o con cinta provista de prolongaciones en los extremos son las siguientes:

- Estatura (con el sujeto descalzo), redondeada al medio centímetro más próximo.
- Peso (con el sujeto descalzo), redondeado al medio kilogramo más próximo.
- Longitud de ambos pies, redondeada al medio centímetro más próximo.
- Anchura de hombros (entre las caras más externas de los deltoides), redondeada al medio centímetro más cercano.
- Anchura de caderas (entre ambos trocánteres, el sujeto sentado con las rodillas en 90° de flexión, y alineadas con las articulaciones de cadera), redondeada al medio centímetro más cercano.

- Perímetro máximo abdominal (medido por encima de las apófisis espinosas y alrededor de la altura del ombligo), redondeado al medio centímetro más cercano.

Tras esta medición, se anotará la talla de **calzado** del sujeto, la altura del tacón, el tipo de calzado y la altura de la caña. Para el tipo de calzado, se debe distinguir entre calzado deportivo con suela de goma, zapato de calle con suela rígida o zapato de calle con suela amortiguadora. Para la altura de la caña, debe diferenciarse únicamente entre caña baja (por debajo del tobillo, por ejemplo mocasines), caña intermedia (a la altura del tobillo, por ejemplo botines) y caña alta (por encima del tobillo, por ejemplo botas).

ADVERTENCIA: No deberían admitirse medidas de sujetos calzando zapatos con un tacón demasiado alto, ni con botas que restrinjan excesivamente la movilidad del pie. Se debería aconsejar a los sujetos calzar el día de las pruebas un tipo de zapato cómodo, flexible y con tacón bajo.

Por último, en el caso de que el sujeto a medir precise el apoyo de una **ortesis** se deberá anotar el tipo de ortesis, su posición y modo de fijación y su peso (redondeado al $\frac{1}{4}$ kg más próximo).

ADVERTENCIA: Este protocolo no está diseñado para el uso de muletas, andadores, bastones, ni ningún tipo de ayuda técnica que pudiera provocar una descarga que no sea registrada por las plataformas.

7. Registro del patrón cinético de marcha en distintas condiciones

Para familiarizar al sujeto de experimentación con el uso de las plataformas, se le pedirá que camine a cadencia normal por el pasillo de marcha, dando la vuelta para regresar al punto de partida a unos 2 m por detrás de la segunda barrera de fotocélulas.

Debe evitarse que el sujeto fuerce el paso para pisar correctamente sobre las plataformas. Por ello, el personal encargado deberá variar la distancia entre el punto de partida y la primera plataforma hasta que el sujeto pise de forma natural sobre ambas. Esta distancia deberá ser suficiente como para permitir que la marcha del individuo se haya estabilizado (al menos, 3 zancadas). Una vez localizado el punto óptimo de partida, se sugerirá al paciente que en ningún momento altere su forma de caminar para apuntar sobre las plataformas y que intente fijar la vista en una especie de diana situada al fondo del pasillo a una altura de unos 2 m.

Se realizarán, como mínimo, dos pasadas de **prueba** para que el sujeto se habitúe a las nuevas condiciones y su patrón de marcha se estabilice. En estas primeras pasadas se calculará la cadencia de marcha midiendo el tiempo de 5 zancadas completas (con un cronómetro de precisión de 0.1 s), pero no se registrarán las fuerzas de reacción. Cuando la cadencia sea más o menos constante, comenzará la verdadera sesión de registro del patrón de marcha. Este procedimiento de prueba se llevará a cabo siempre que se modifique alguna condición experimental.

Estas son las condiciones y la **sucesión de medidas** recomendadas para el análisis del patrón cinético de marcha:

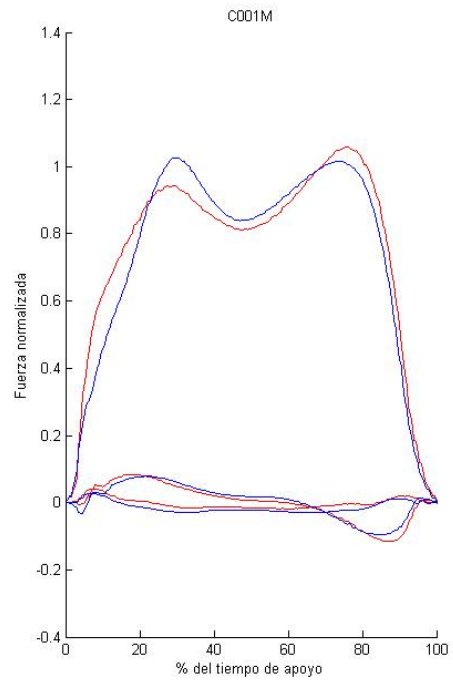
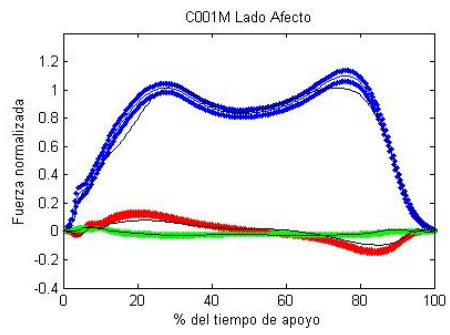
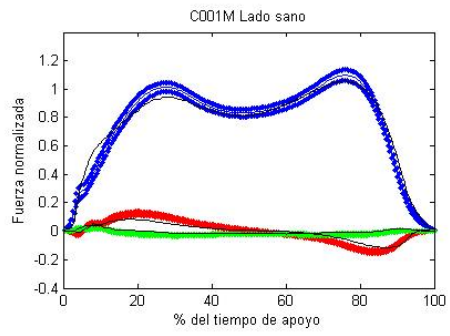
- Al menos 6 registros con el sujeto CALZADO y a cadencia LIBRE.
- Al menos 4 registros con el sujeto CALZADO y a cadencia ALGO MÁS RÁPIDA QUE LA ESPONTÁNEA (también en pacientes, siempre que esto sea factible).
- Al menos 4 registros con el sujeto CALZADO y a cadencia ALGO MÁS LENTA QUE LA ESPONTÁNEA (sólo en población de control, pero no en pacientes).
- Al menos 6 registros con el sujeto DESCALZO y a cadencia LIBRE (también en pacientes, siempre que esto sea factible).
- Al menos 4 registros con el sujeto DESCALZO y a cadencia ALGO MÁS RÁPIDA QUE LA ESPONTÁNEA (también en pacientes, siempre que esto sea factible).
- Al menos 4 registros con el sujeto DESCALZO y a cadencia ALGO MÁS LENTA QUE LA ESPONTÁNEA (sólo en población de control, pero no en pacientes).

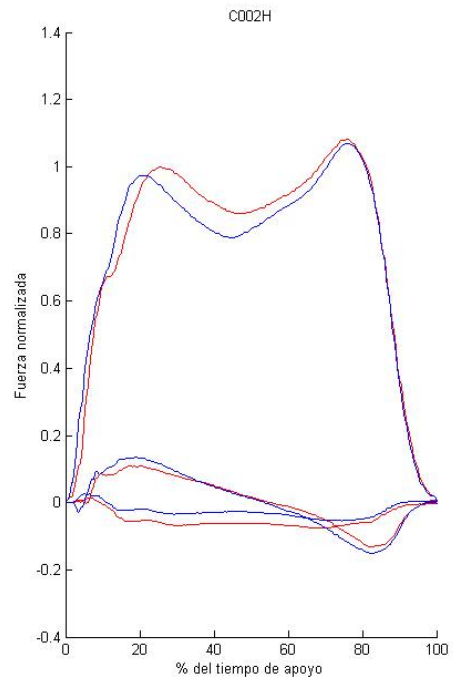
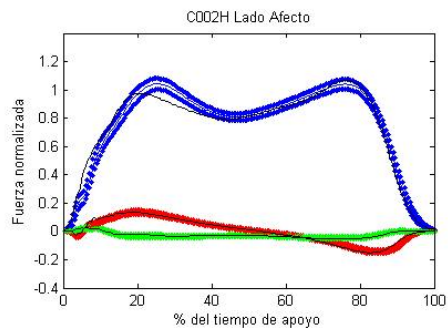
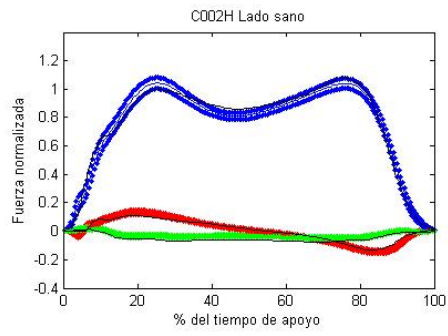
ADVERTENCIA: Las medidas con el sujeto descalzo deben realizarse siempre después de las medidas calzado, ya que el patrón de marcha suele variar tras caminar largo rato descalzo.

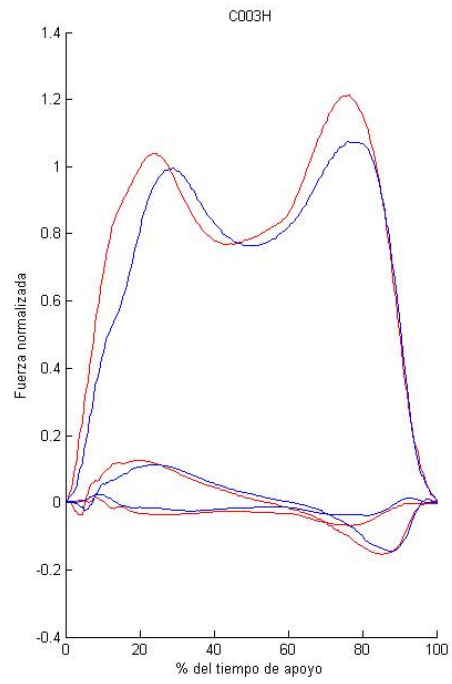
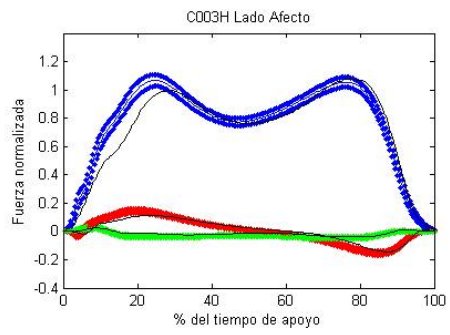
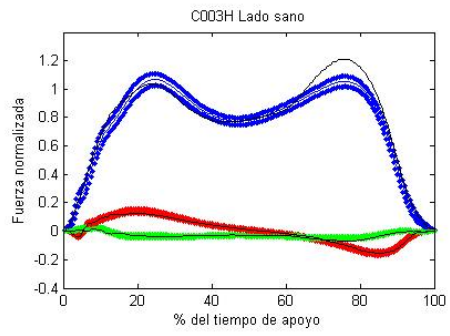
Tras cada medida, el personal encargado visualizará la trayectoria del centro de presiones para verificar que las pisadas hayan sido correctas. Se descartarán las medidas en las que se haya detectado un comportamiento anómalo en el sujeto, o cuando los pies no hayan contactado por completo dentro del área instrumentada de las plataformas.

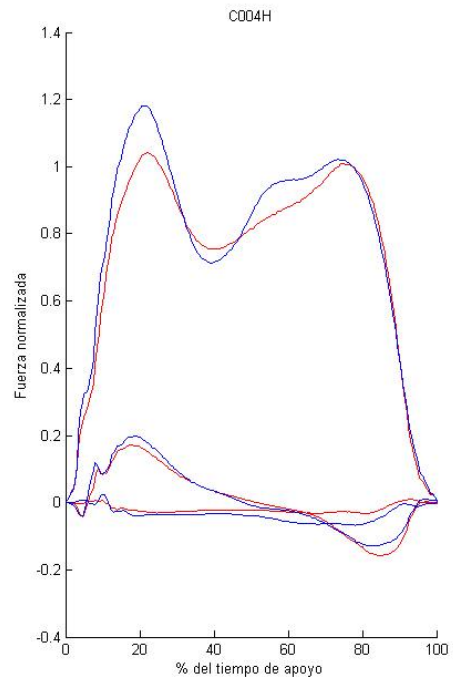
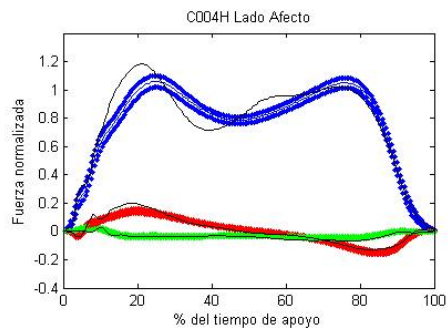
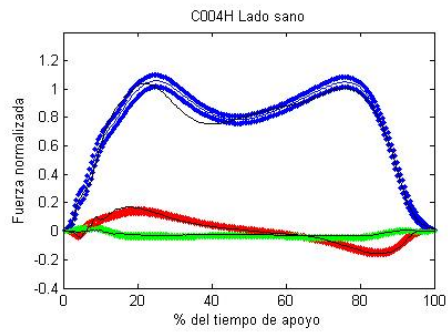
Entre cada grupo de medidas, se permitirá al sujeto de experimentación que se siente en una silla para minimizar el efecto del cansancio. En todo caso, debe anotarse cualquier incidencia reseñable que se produzca durante el desarrollo del ensayo. En total, se podrán registrar unas 20 medidas en pacientes y unas 28 en población de control. El tiempo estimado ronda los 30-40 min.

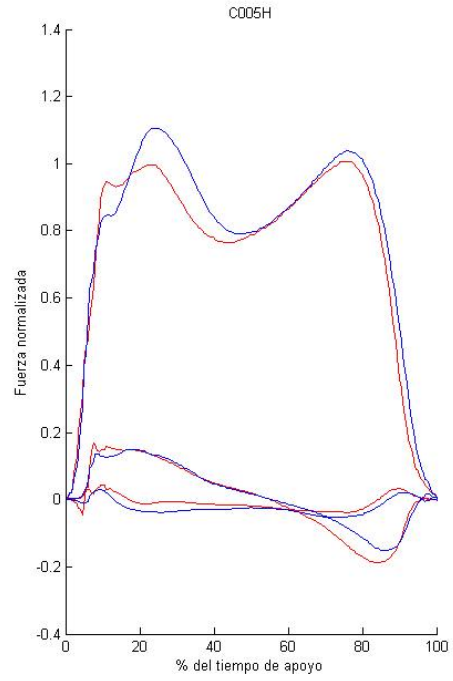
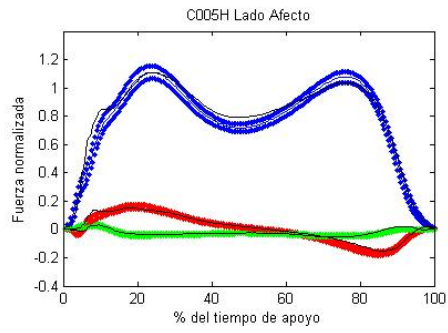
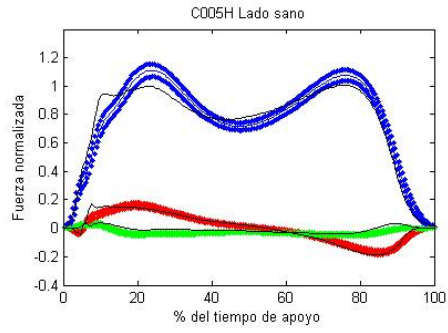
6.8 Curvas medias de los pacientes con coxartrosis monolateral

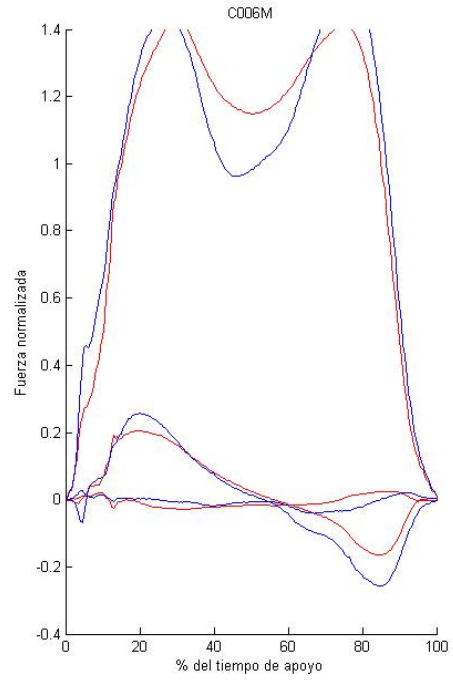
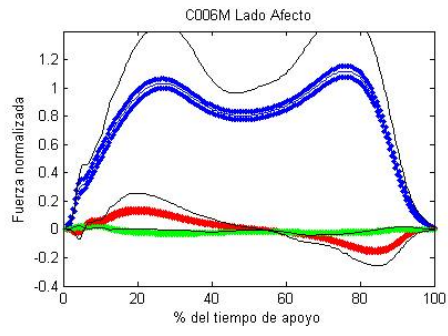
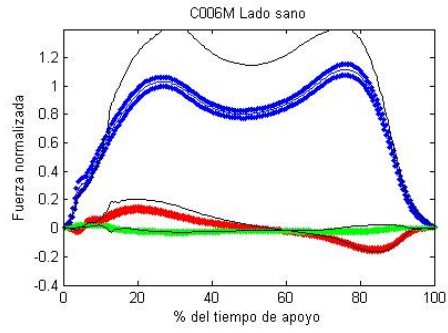


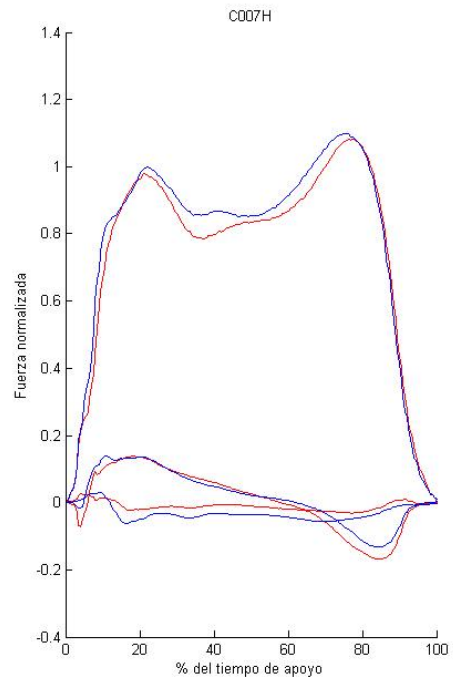
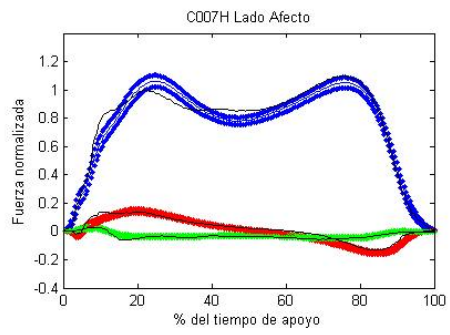
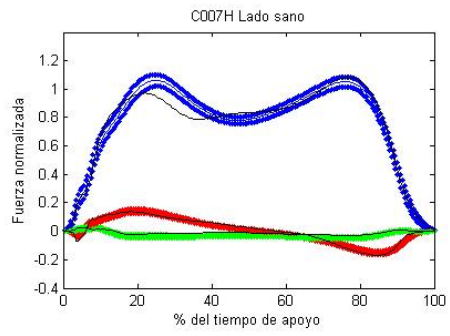


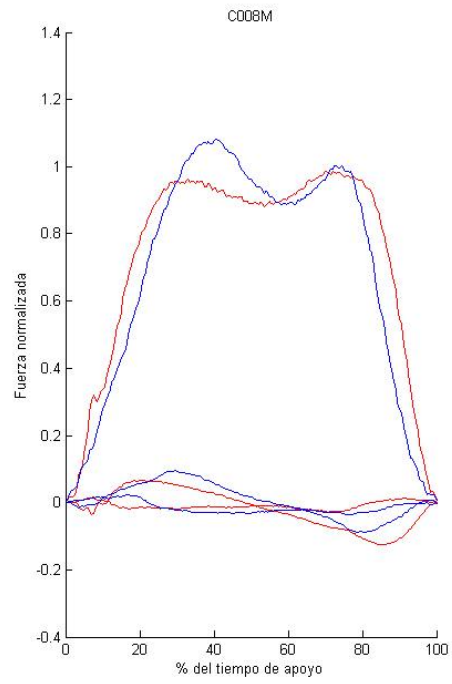
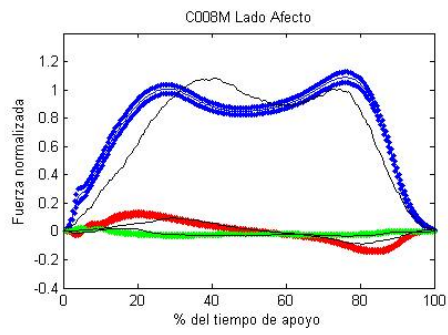
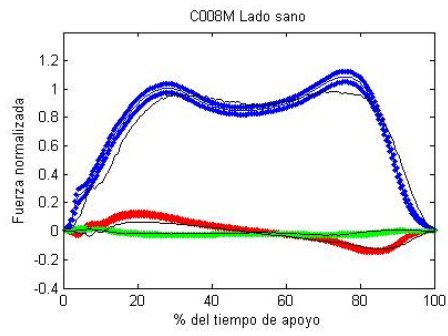


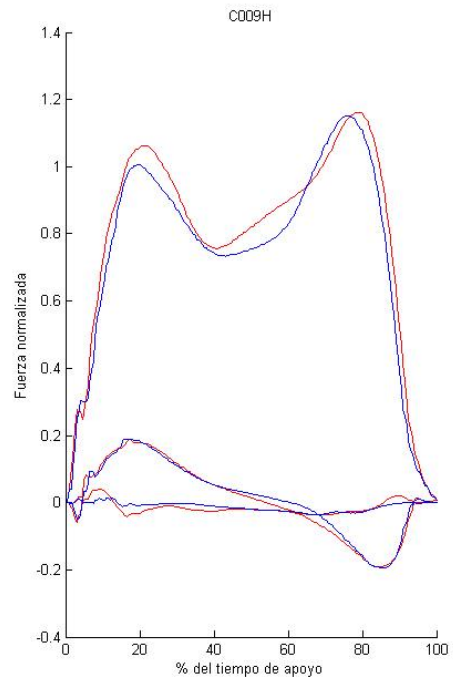
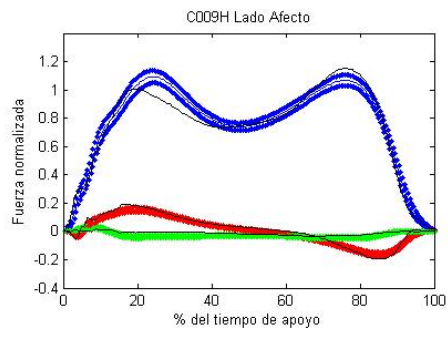
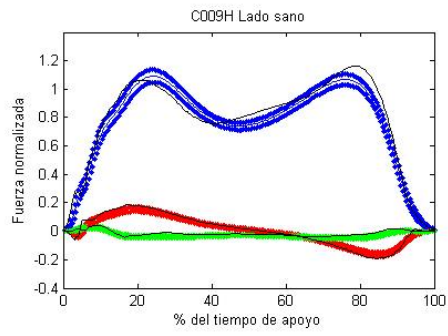


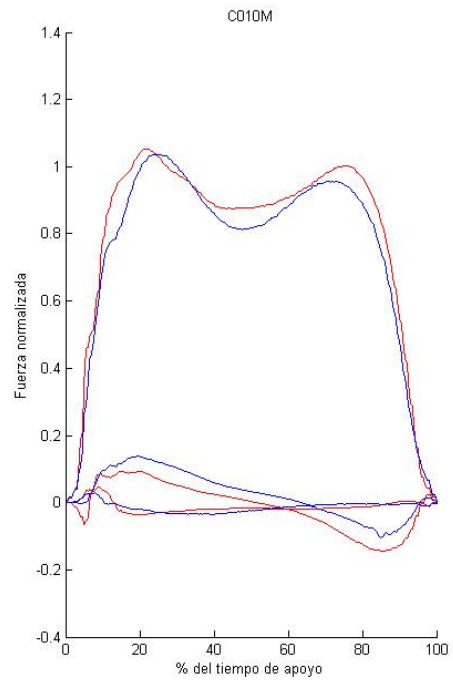
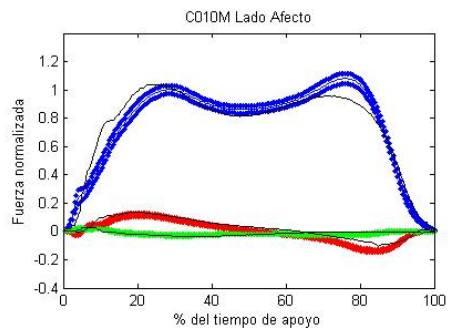
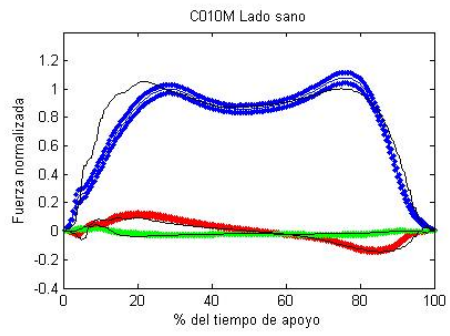


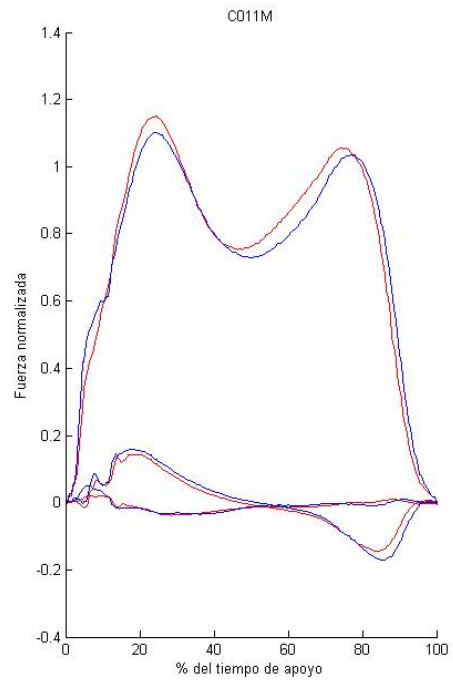
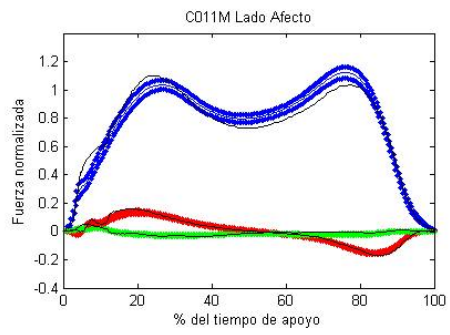
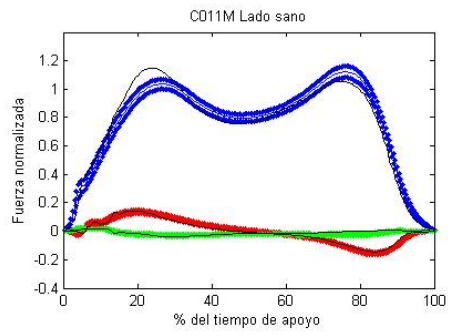


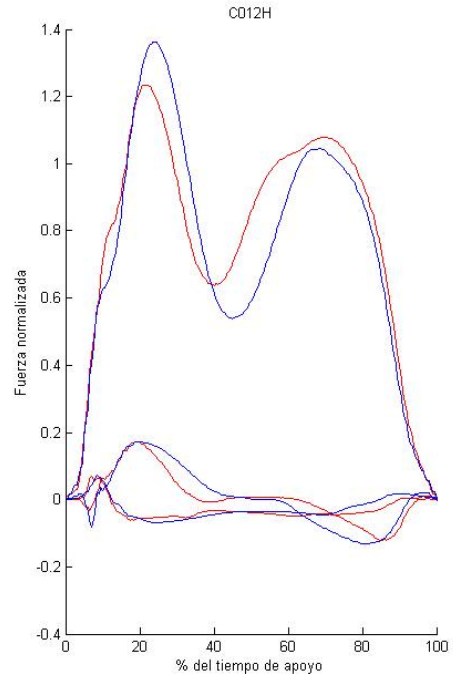
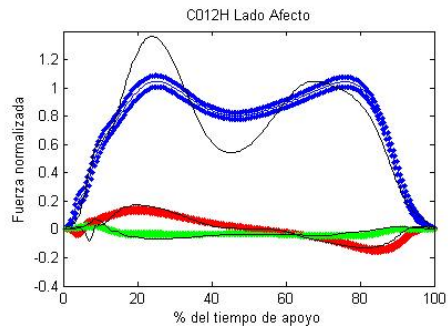
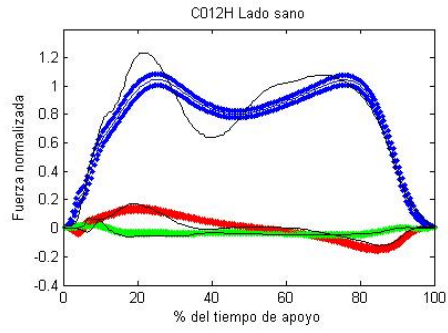


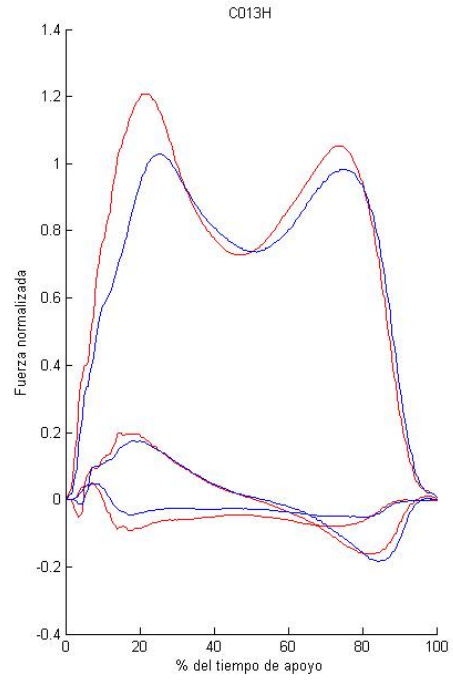
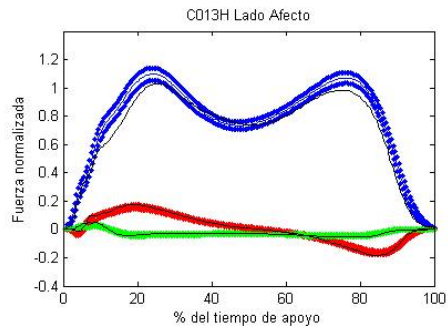
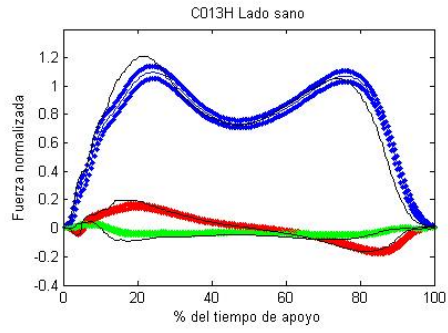


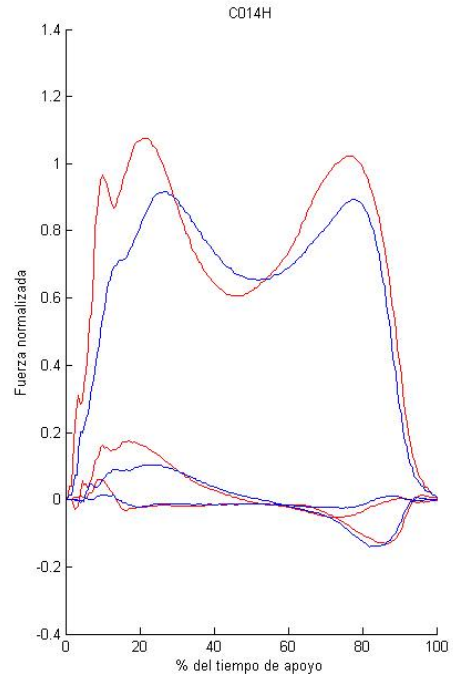
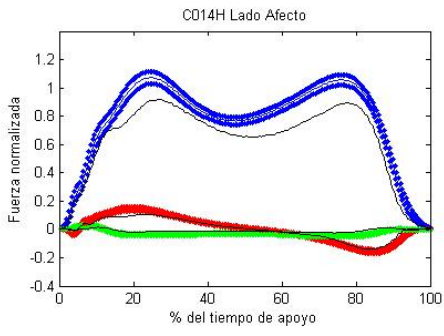
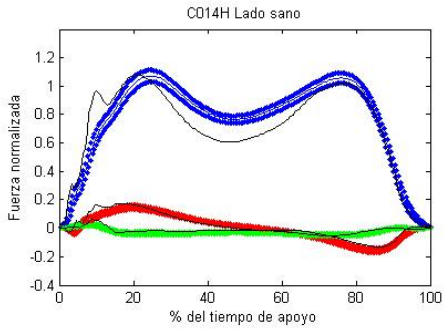


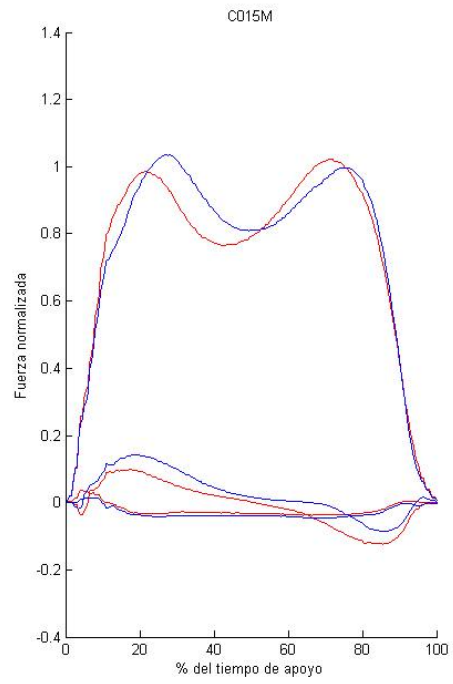
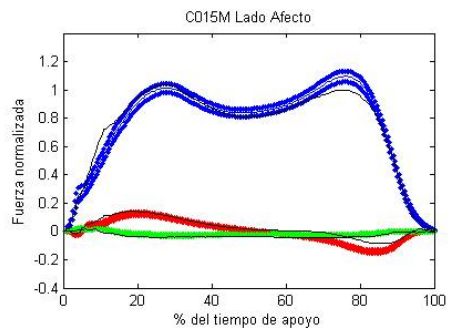
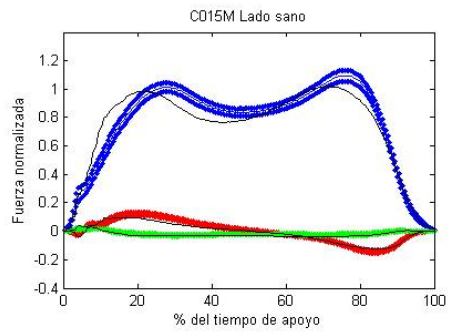


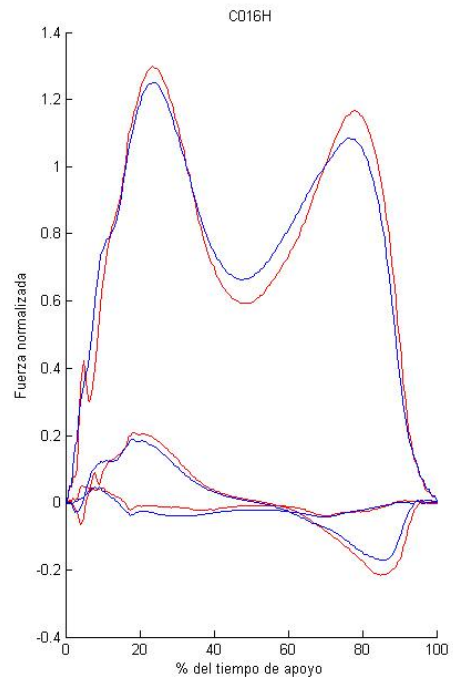
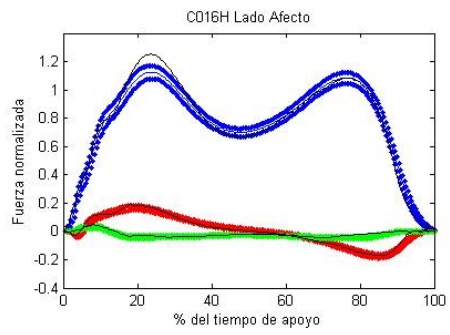
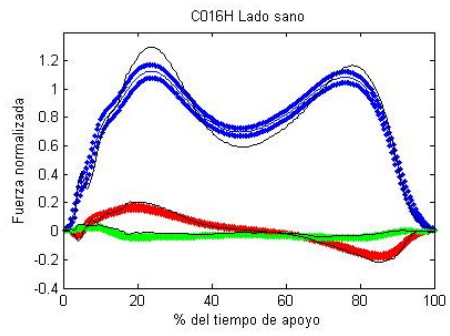


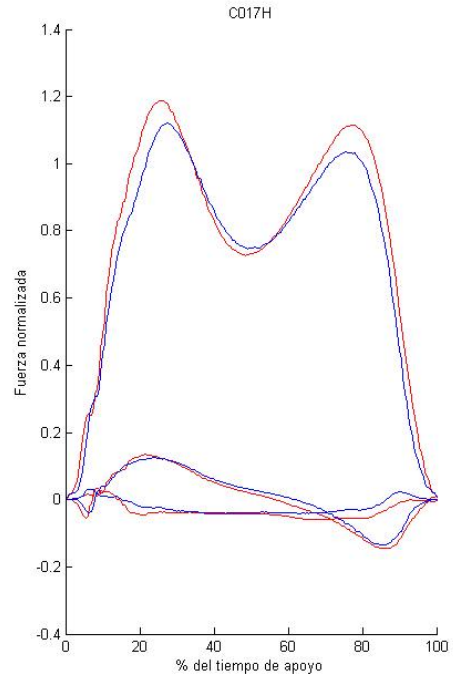
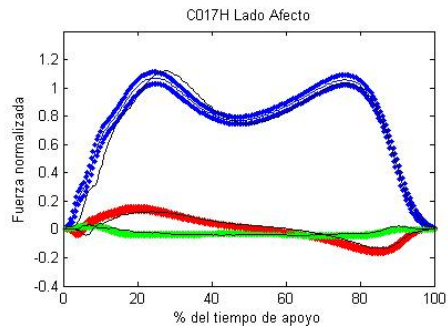
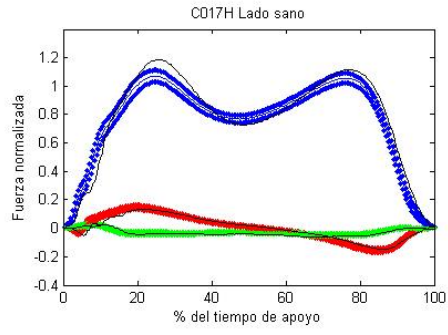


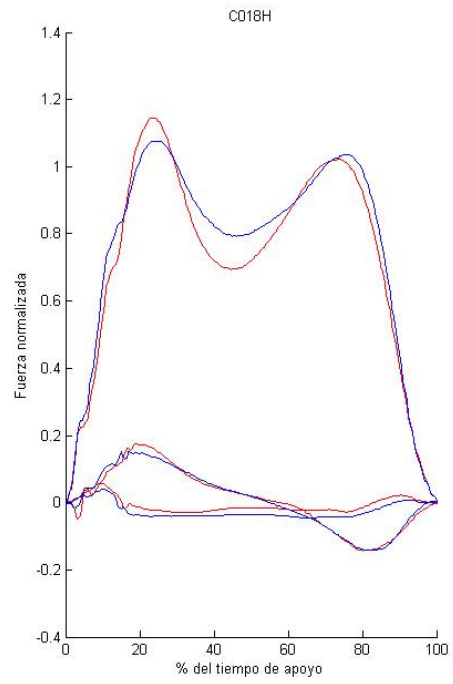
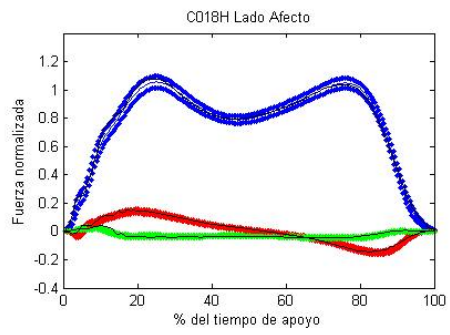
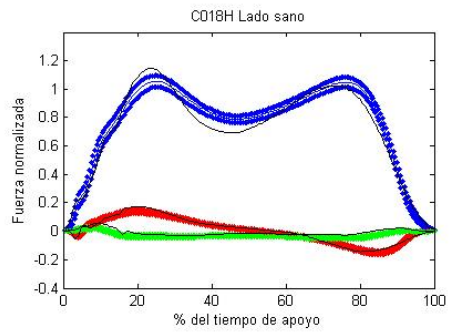


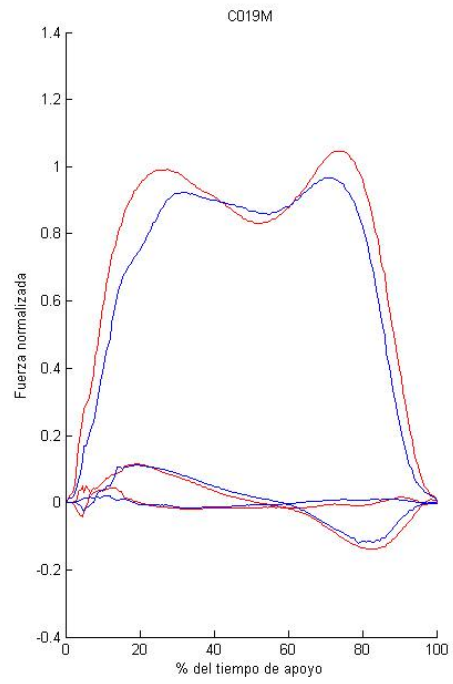
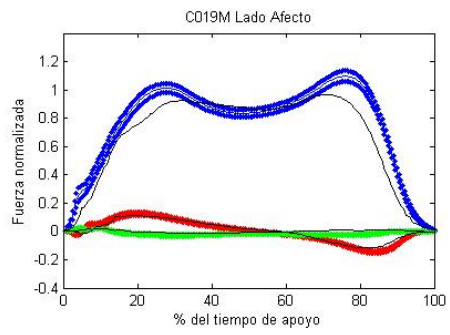
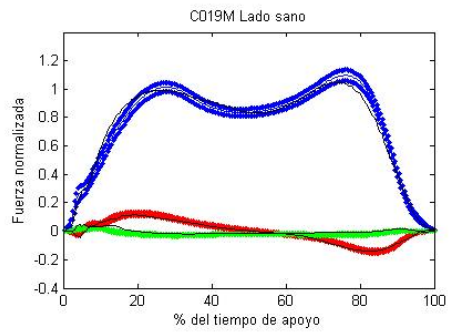


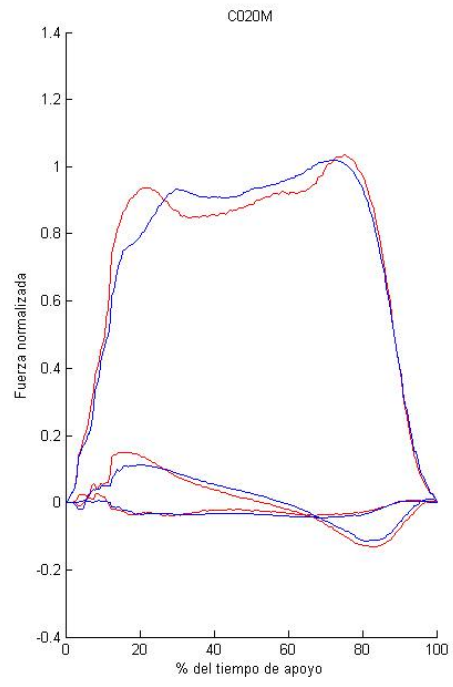
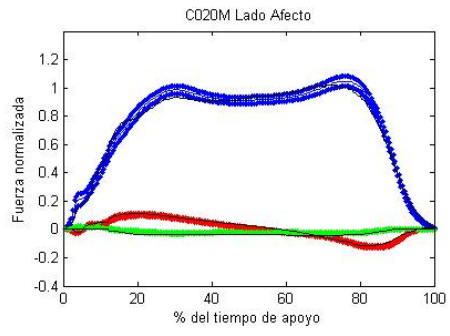
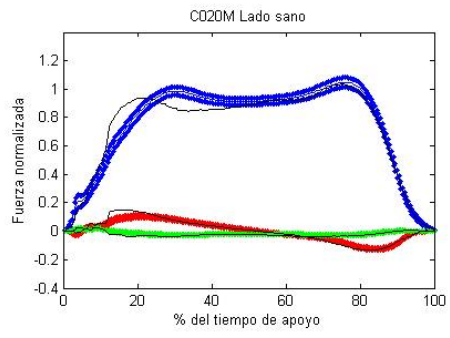


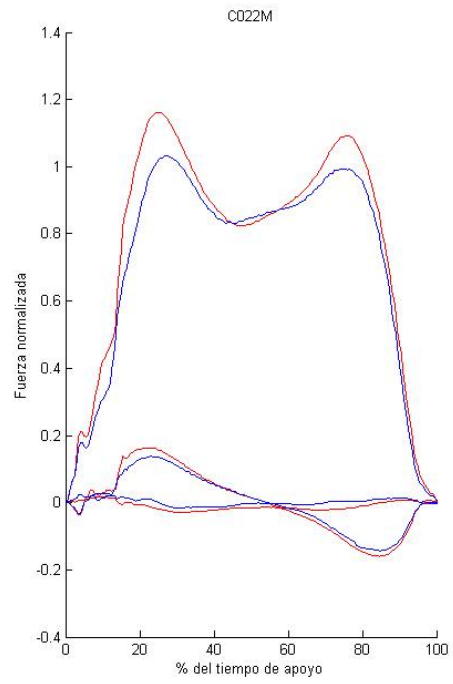
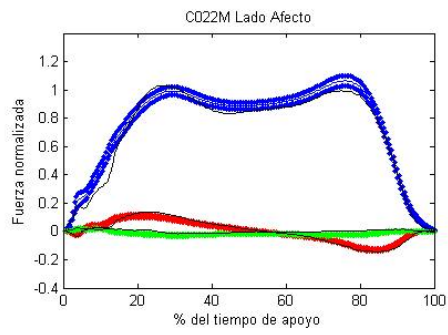
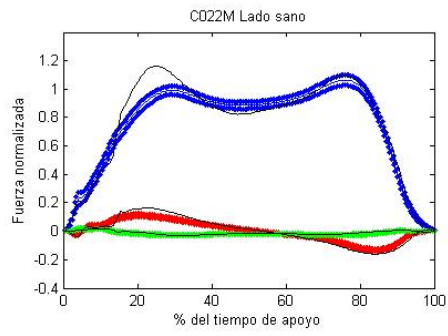


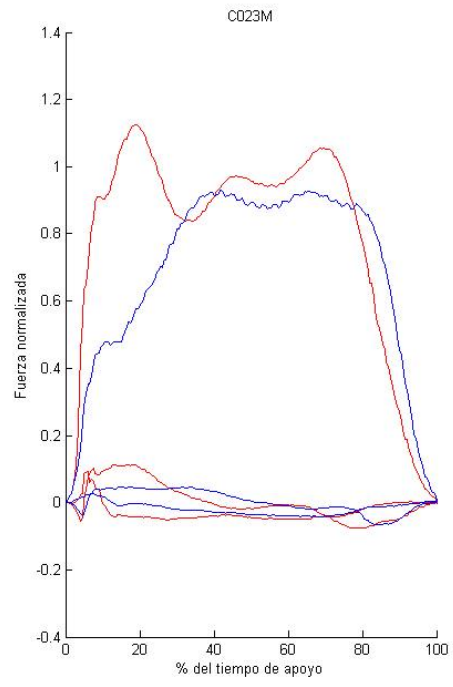
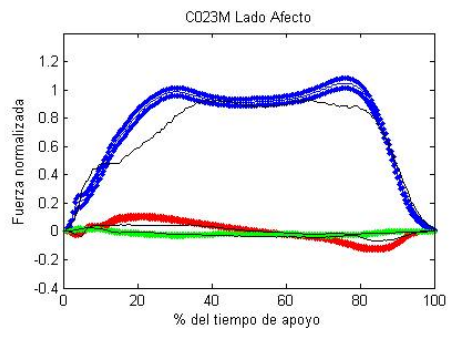
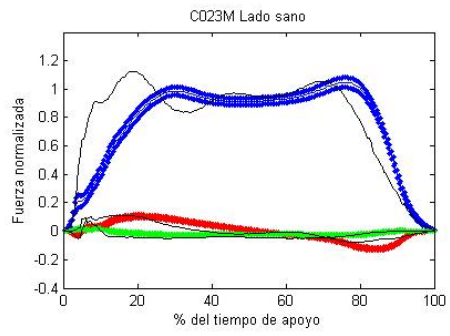


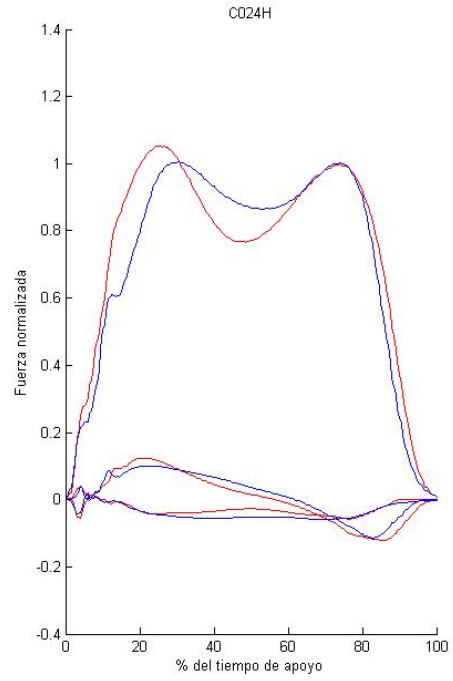
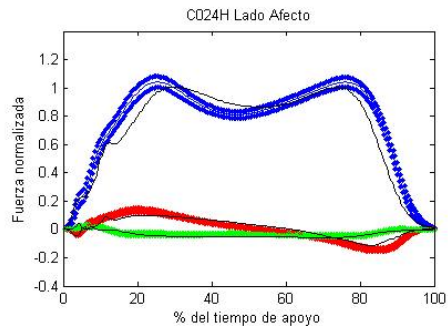
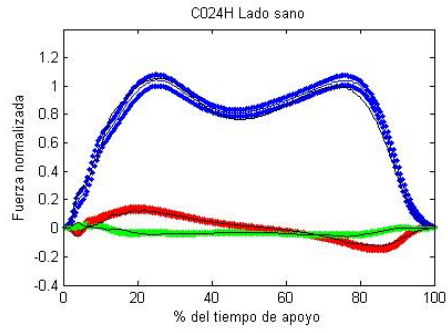


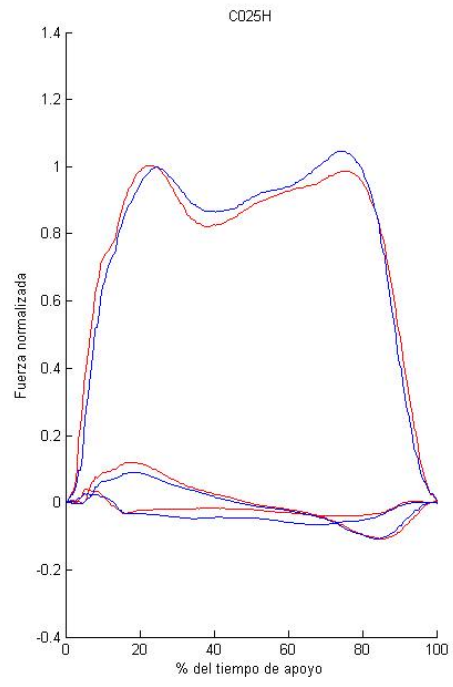
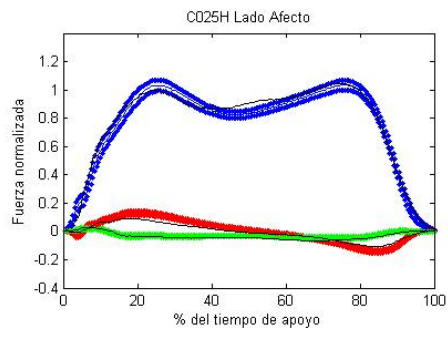
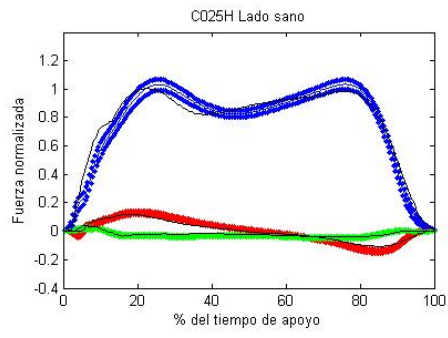


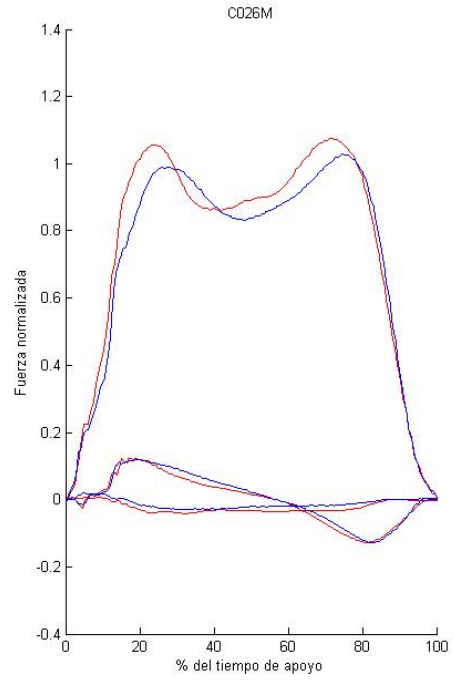
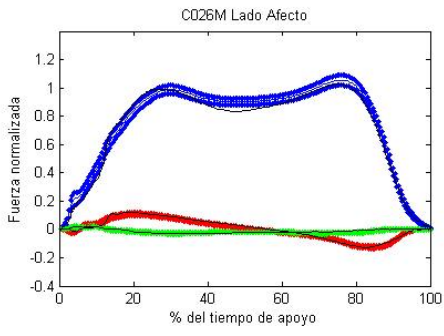
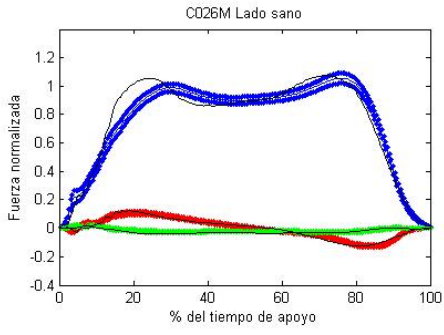


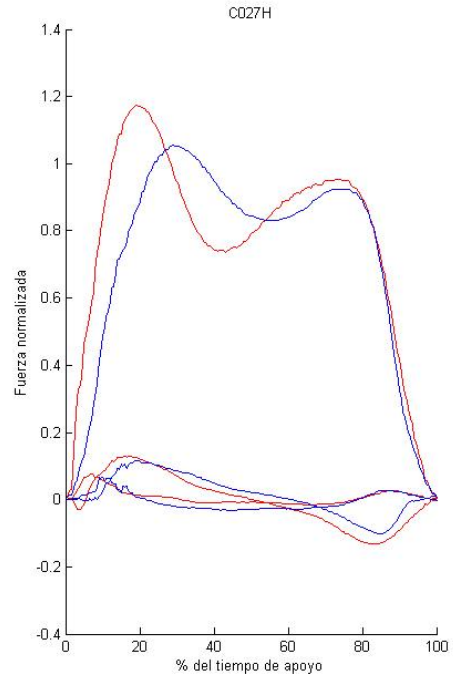
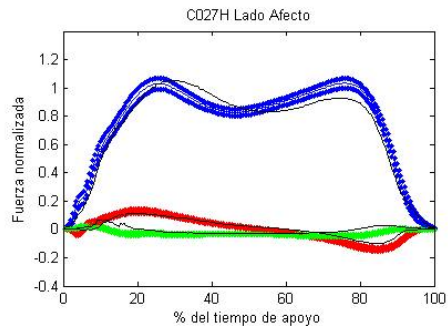
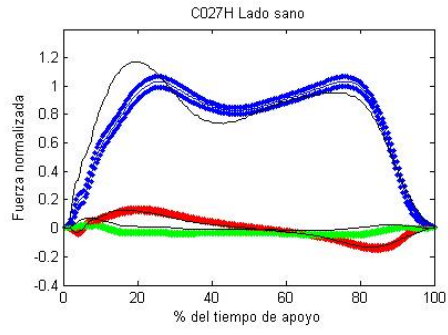


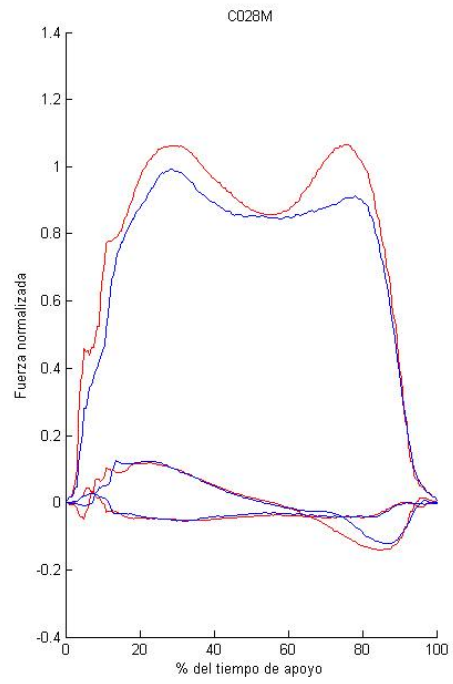
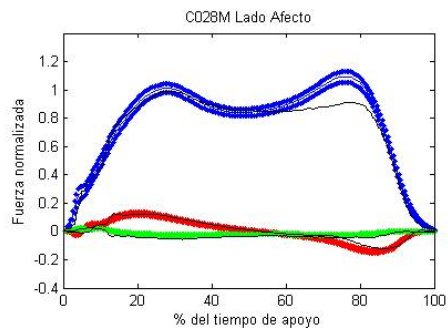
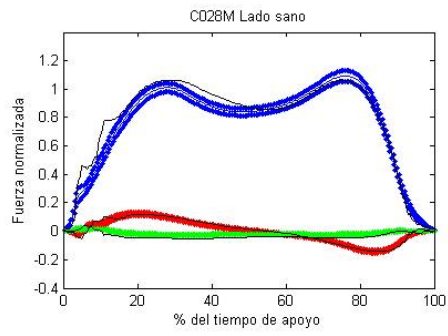


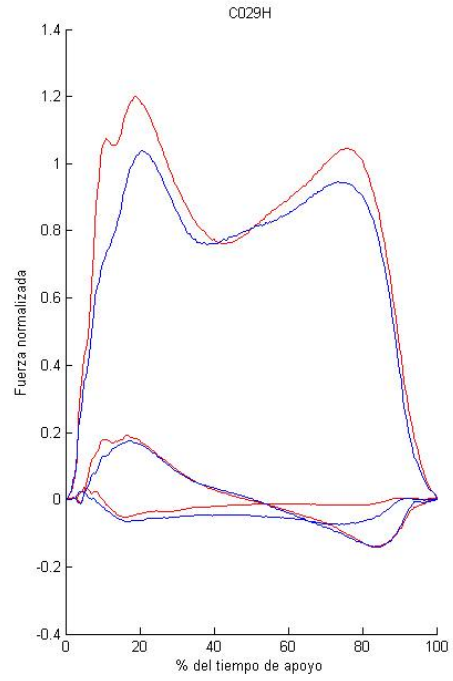
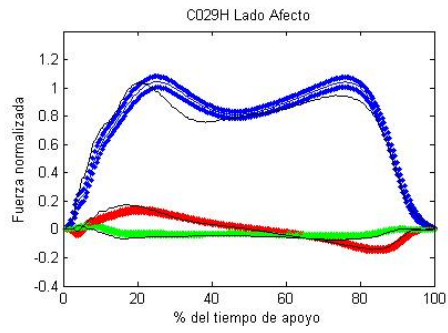
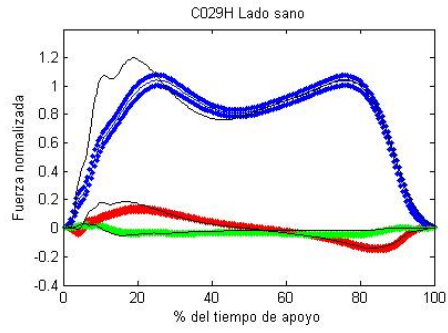


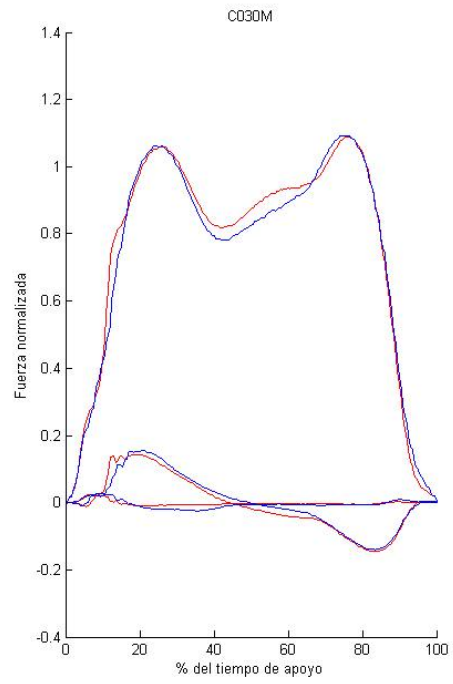
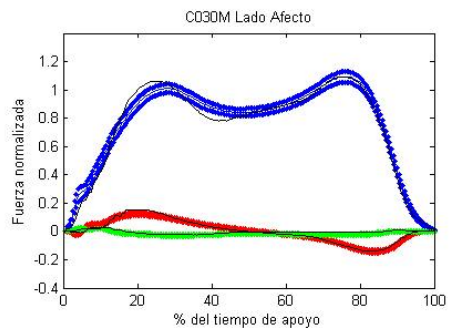
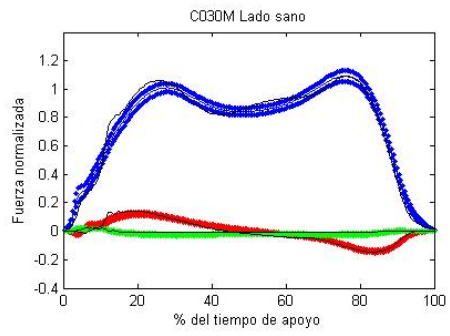


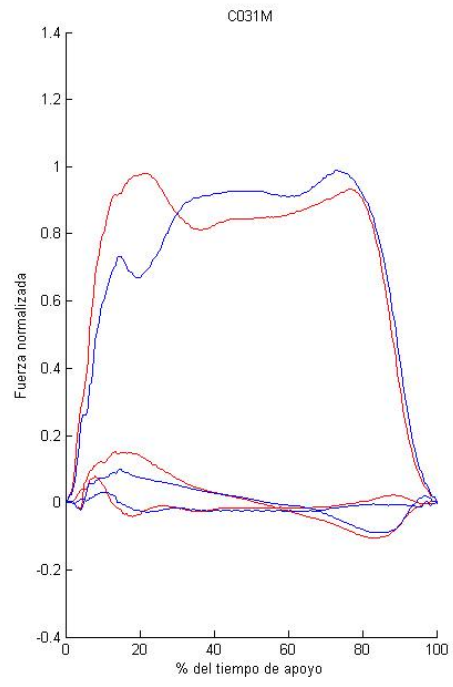
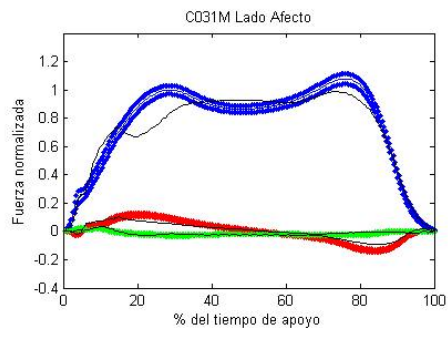
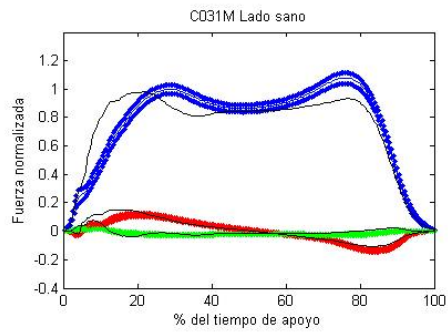


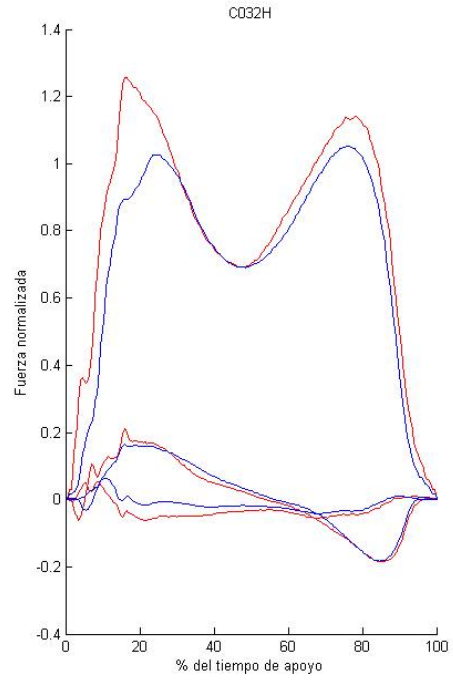
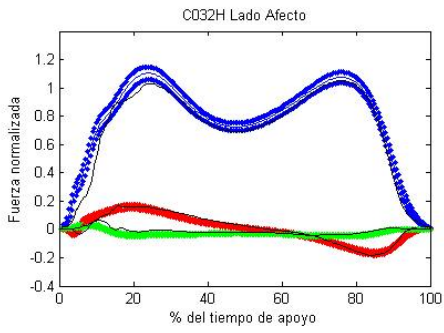
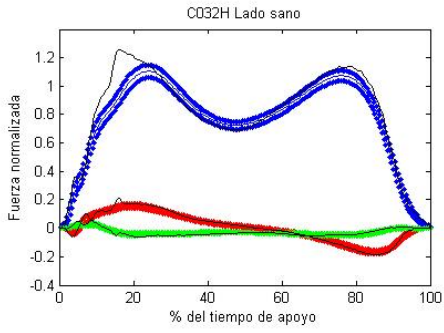


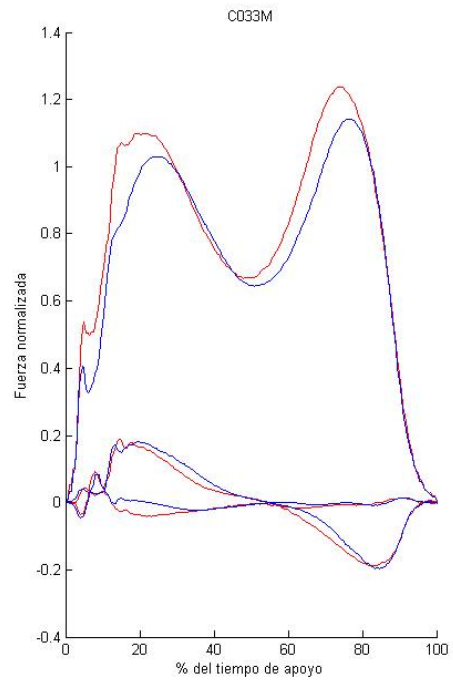
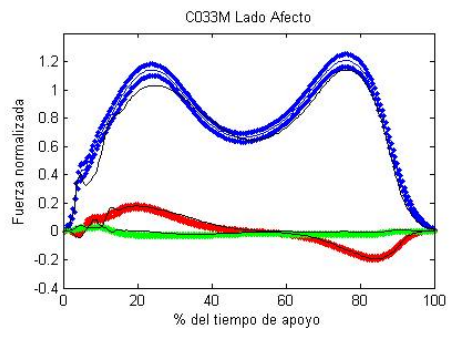
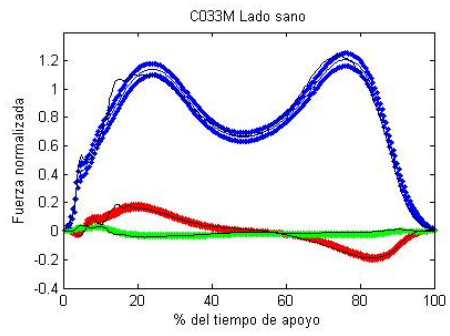


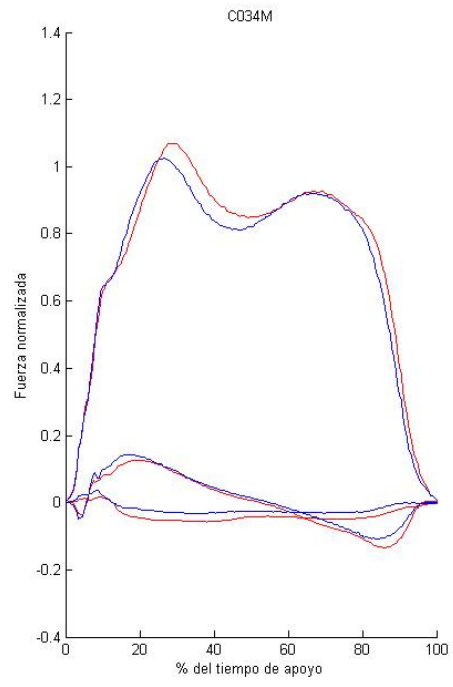
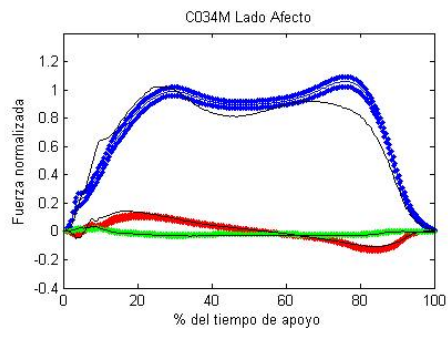
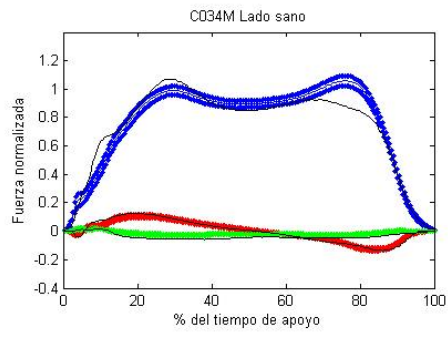


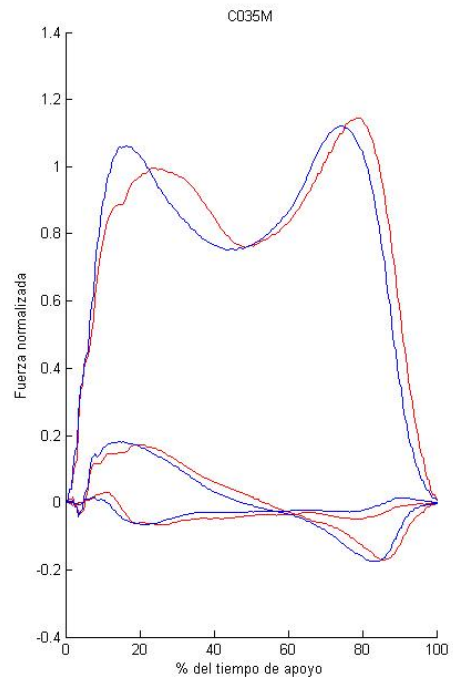
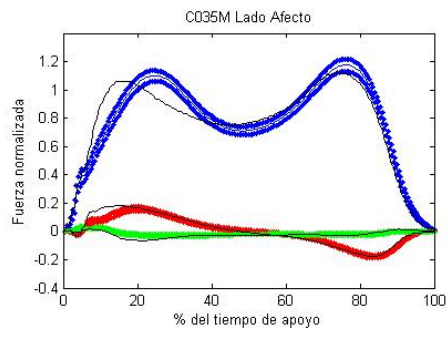
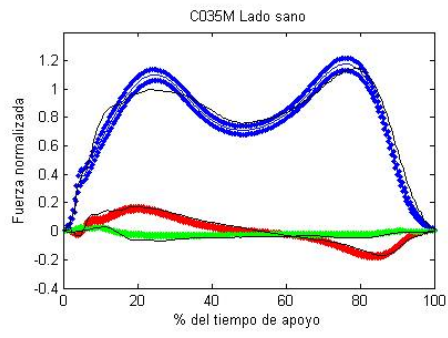


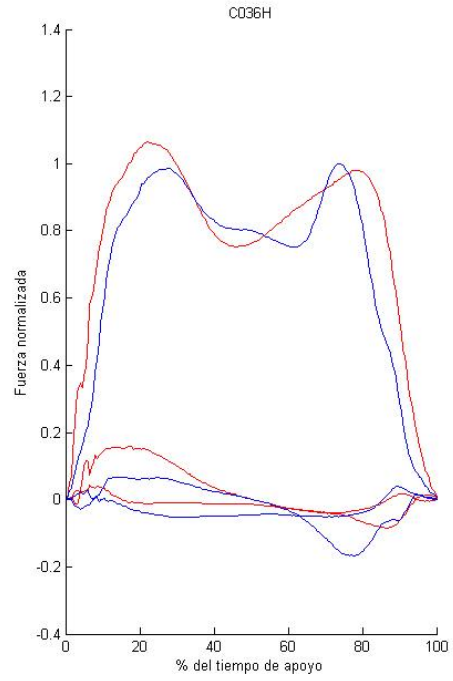
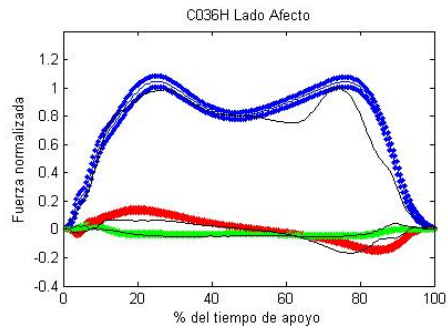
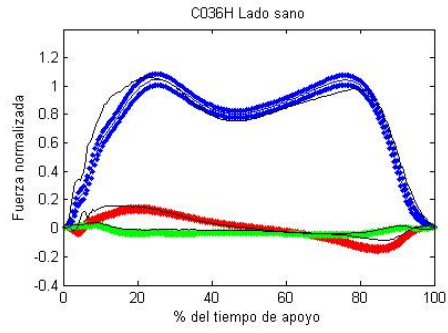


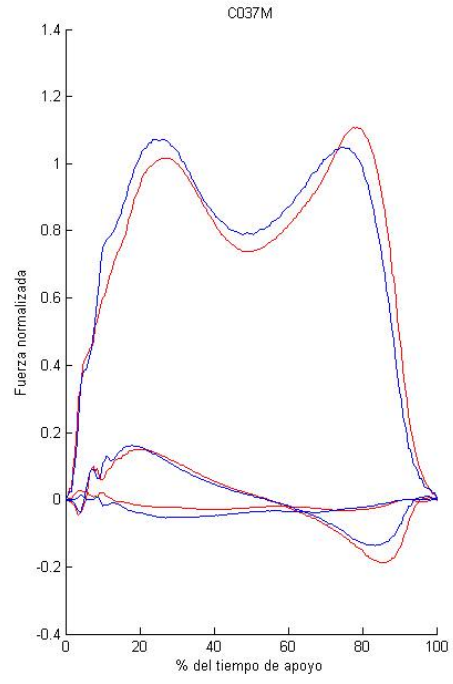
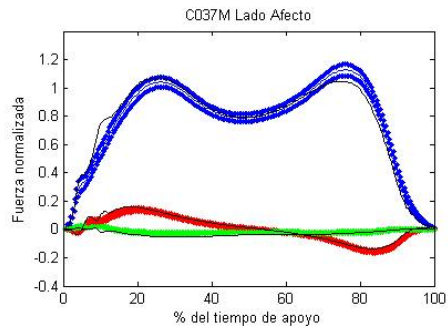
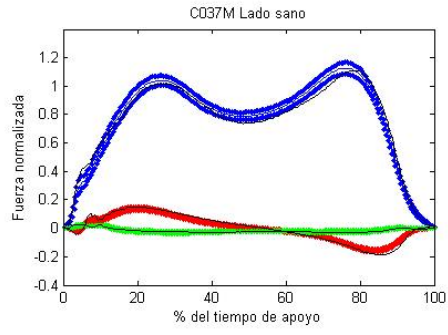


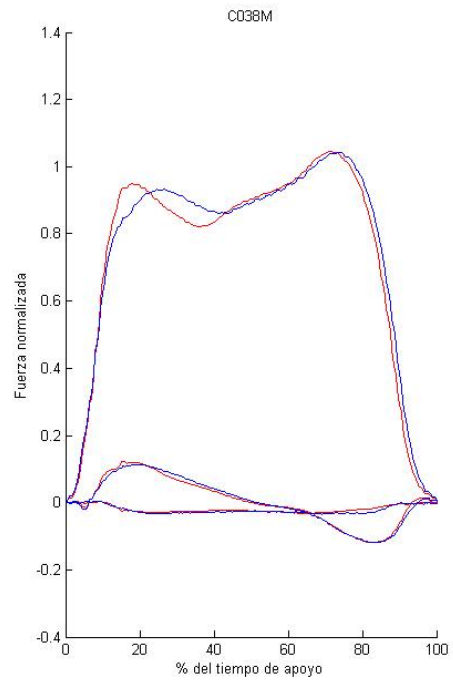
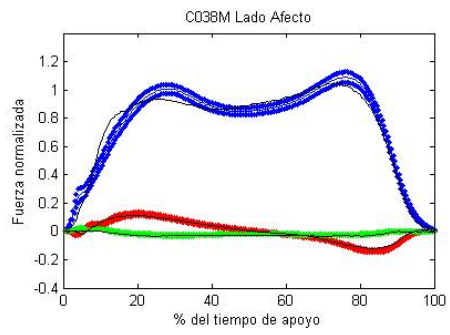
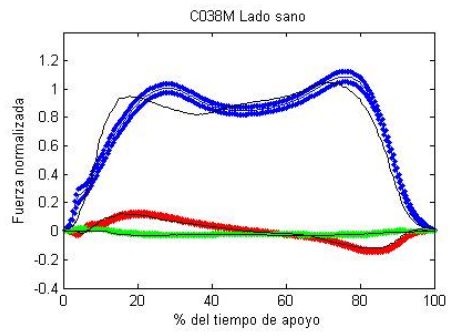


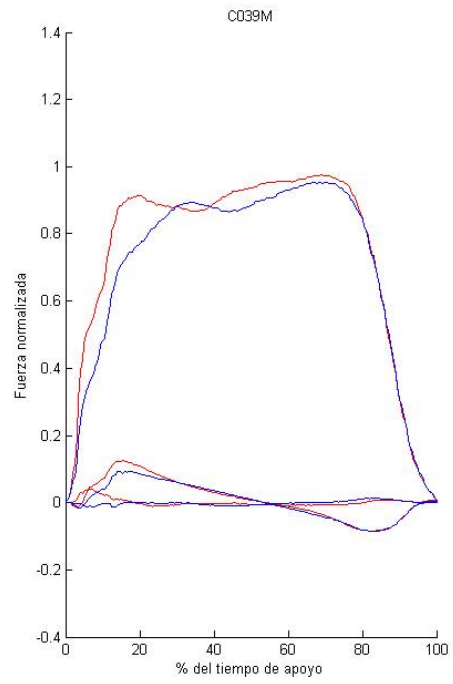
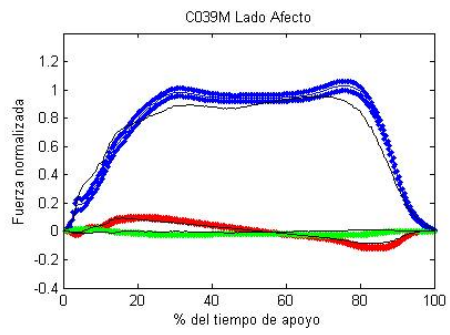
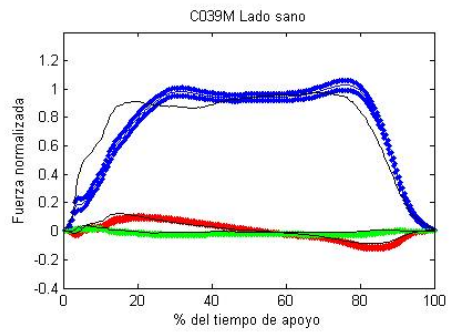


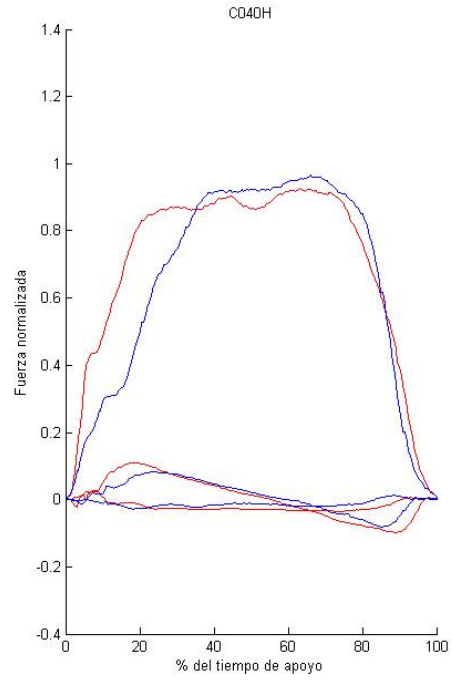
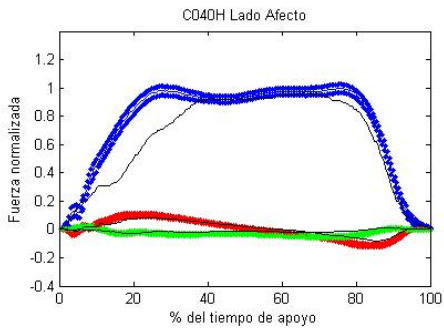
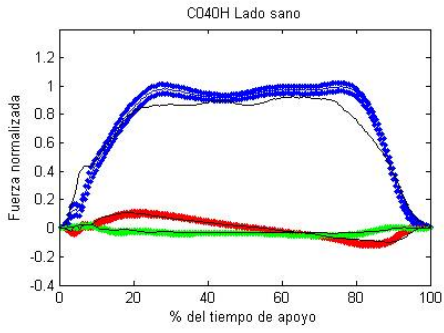


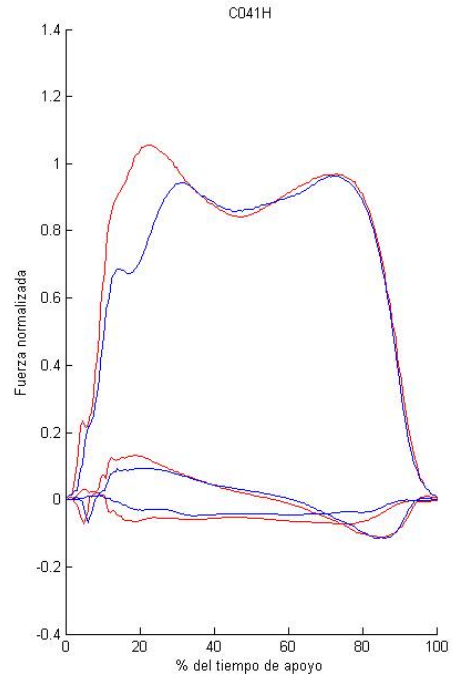
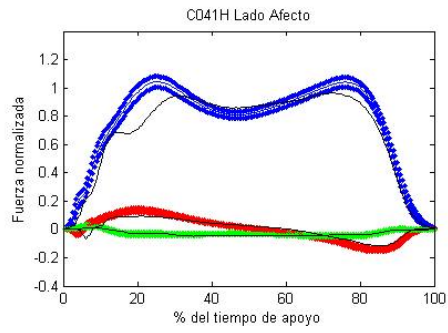
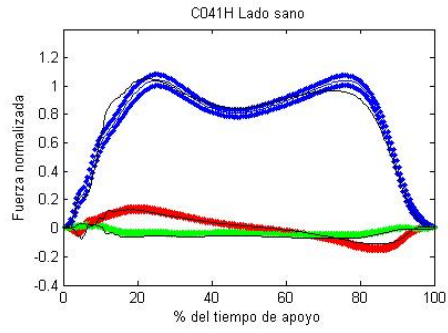


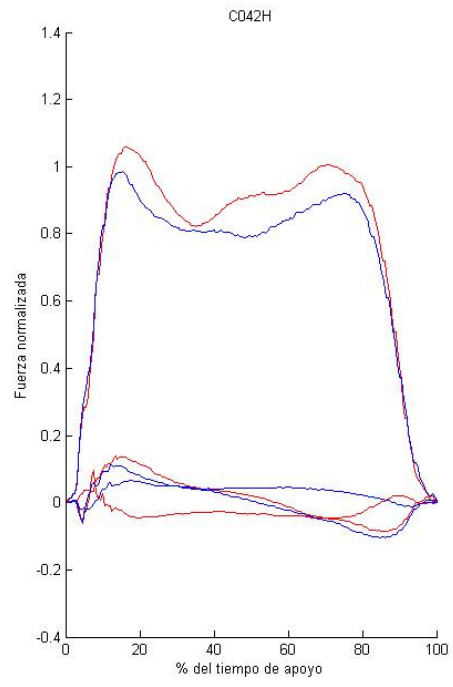
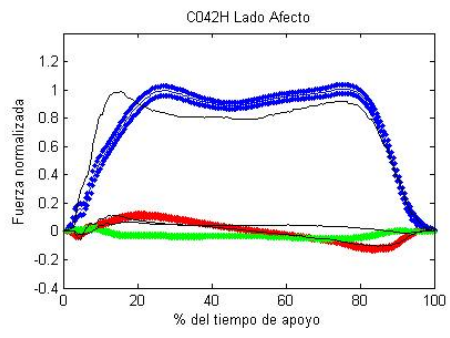
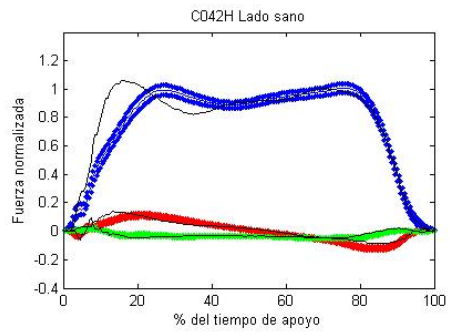


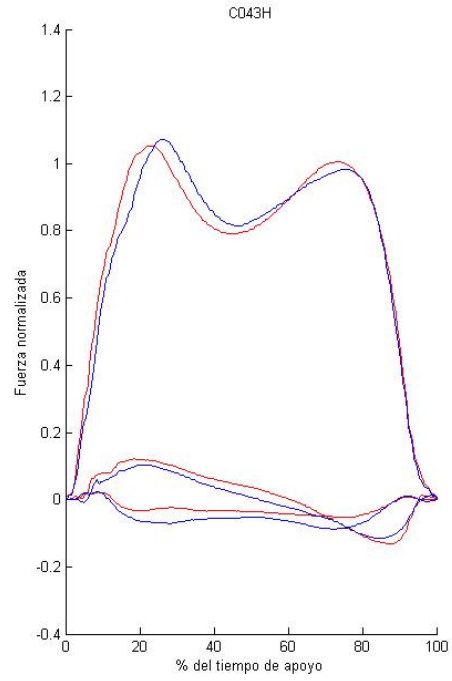
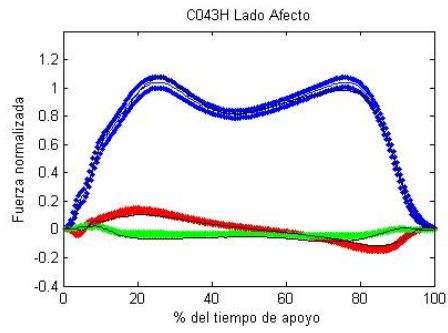
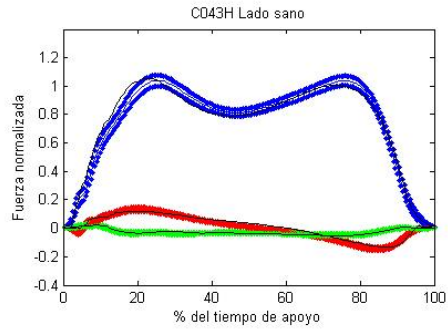


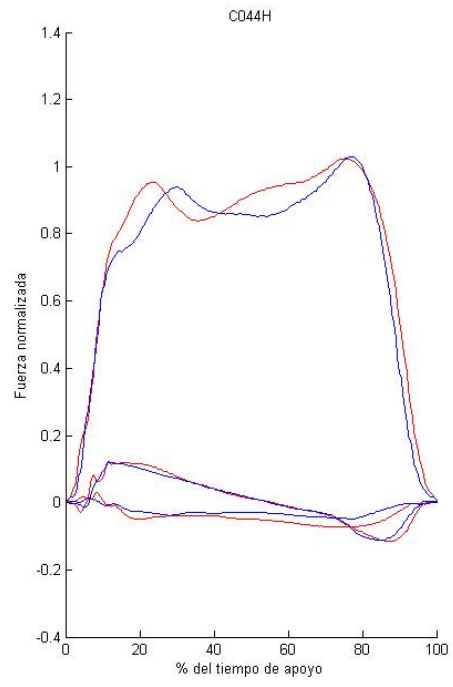
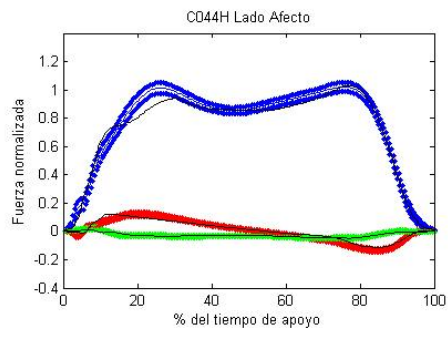
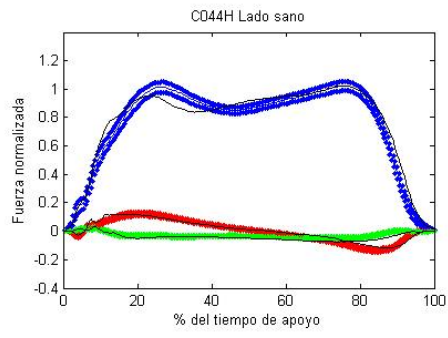


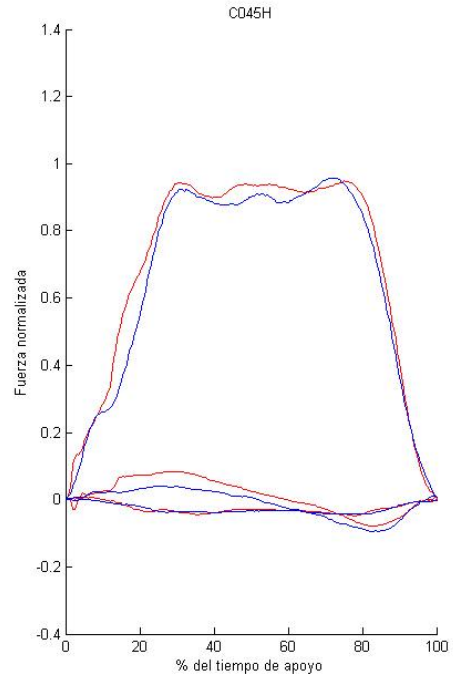
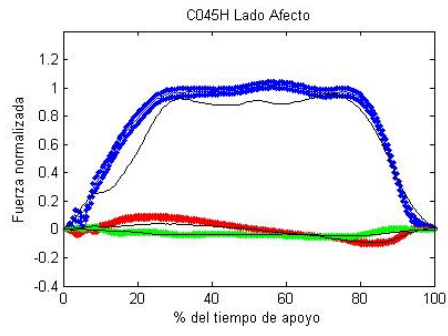
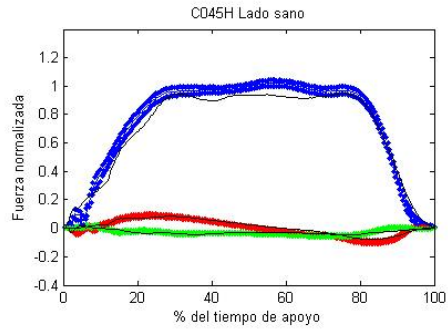


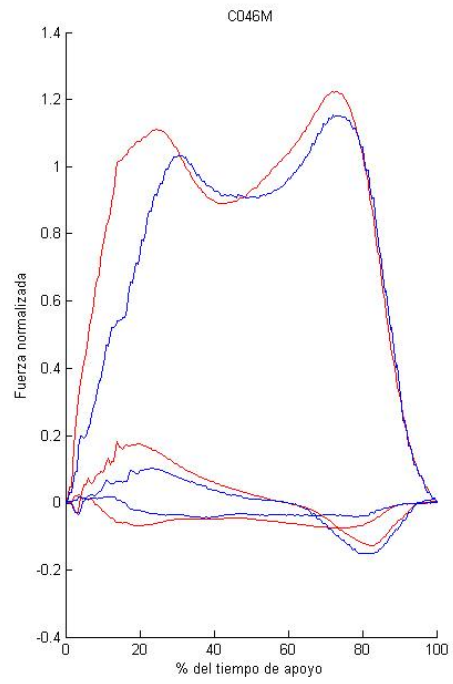
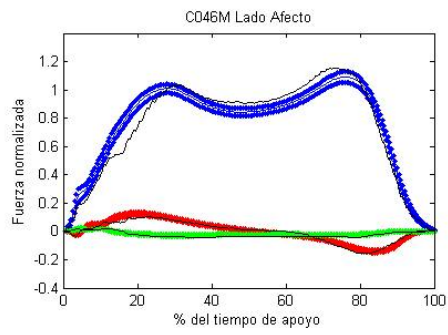
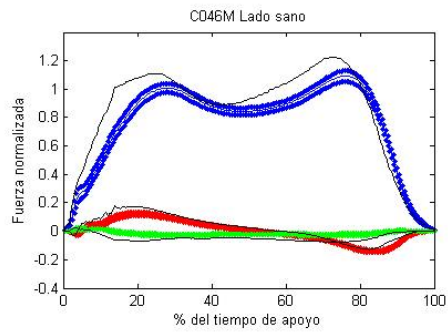


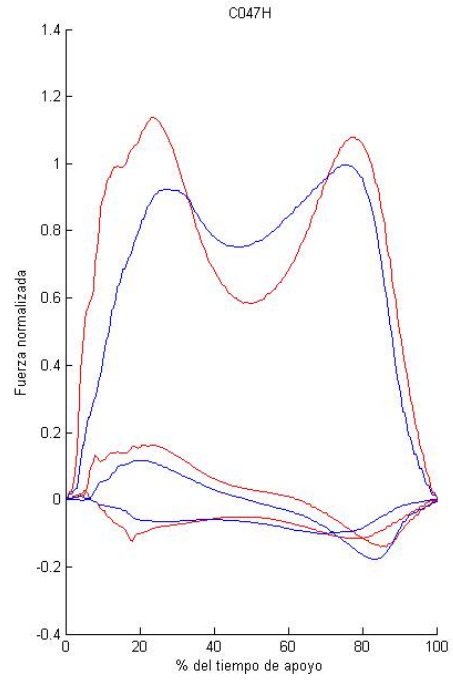
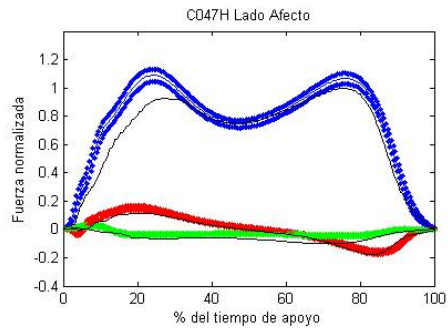
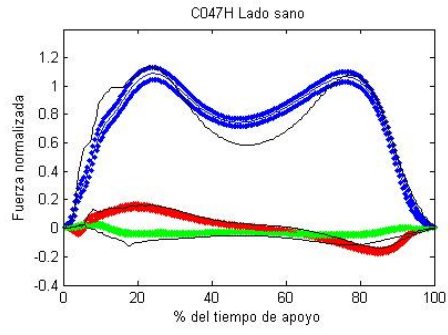


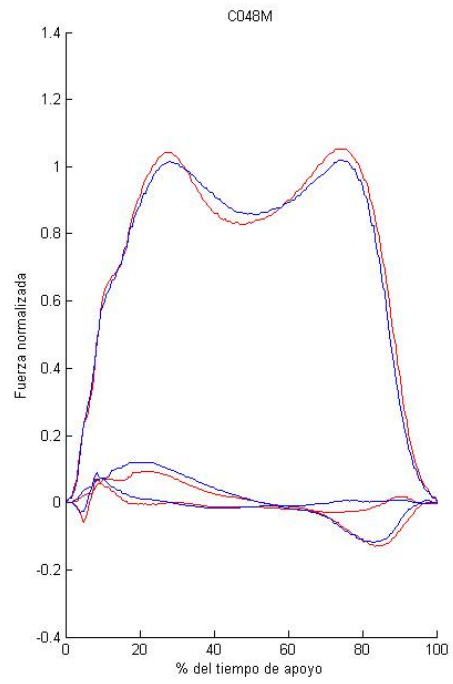
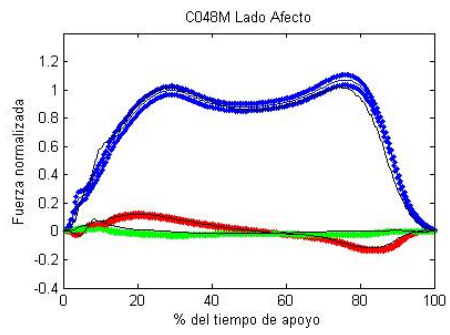
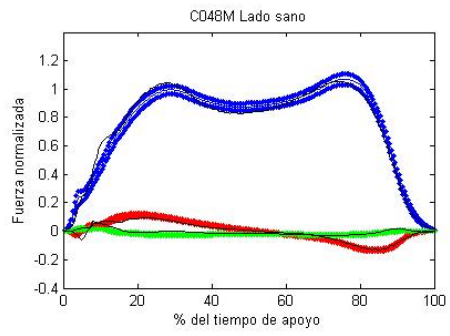


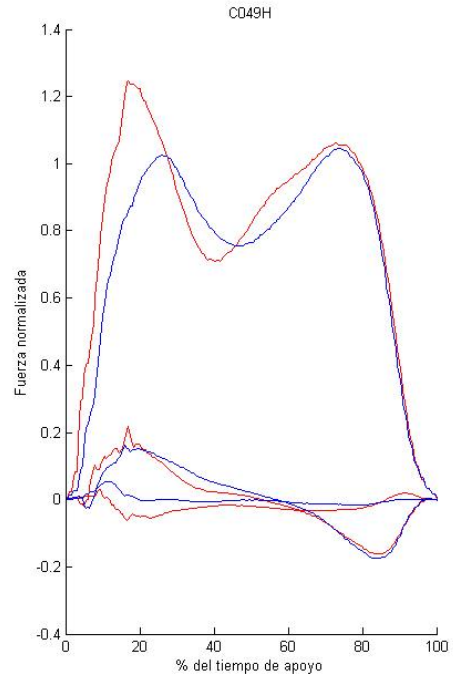
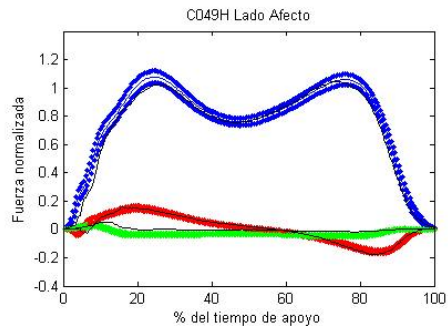
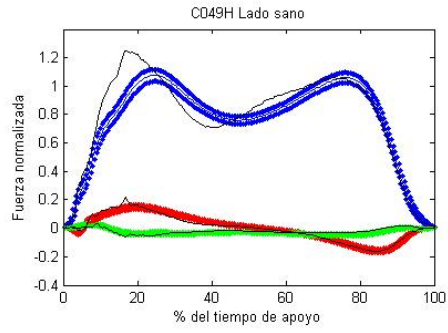


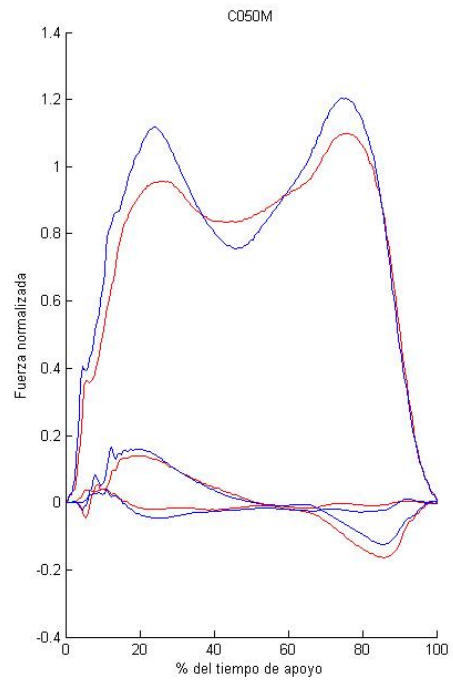
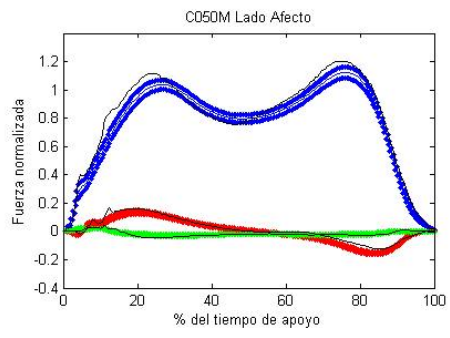
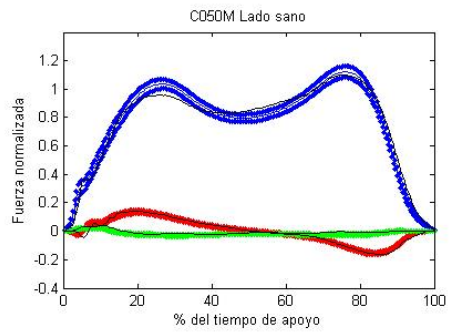


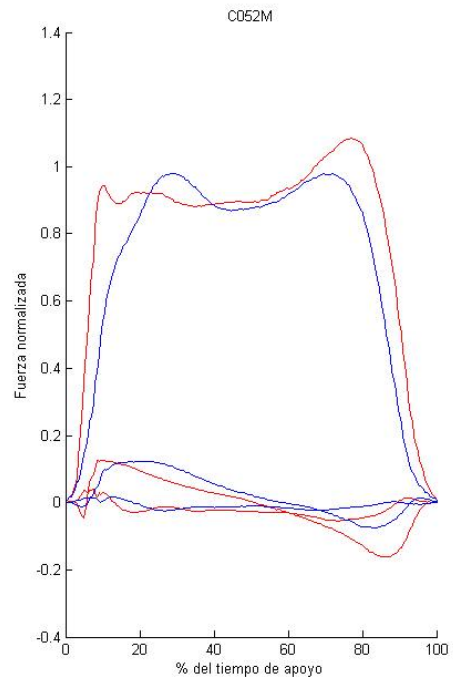
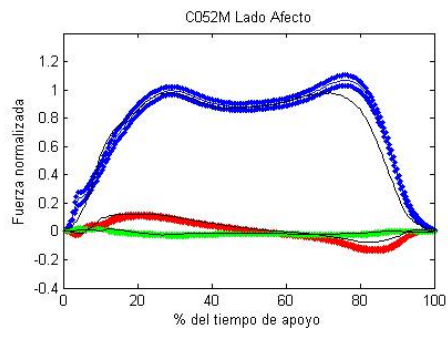
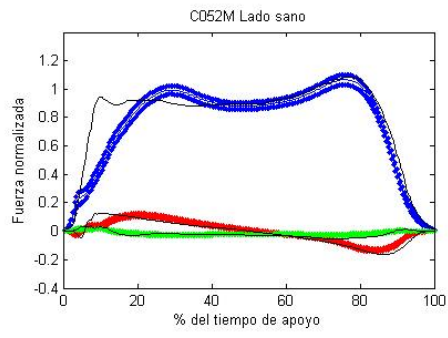


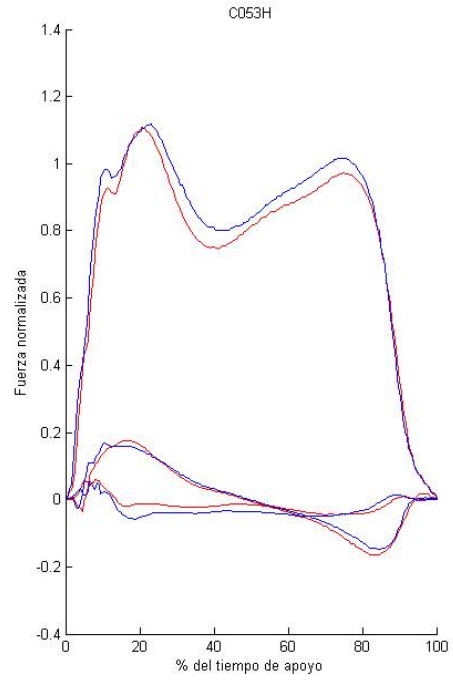
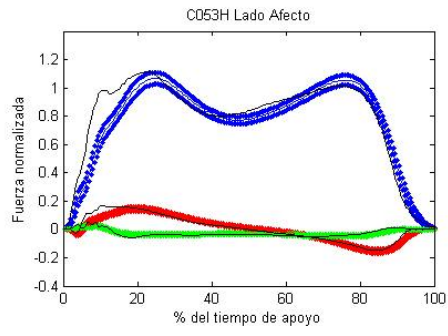
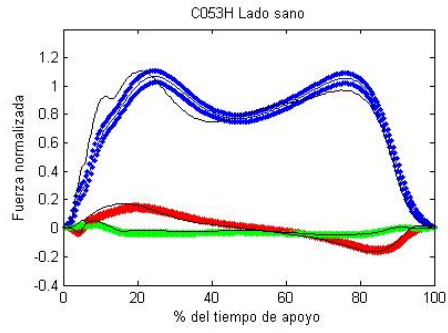












6.9 Parámetros analizados

Cod_Suj	Código_j	Género	Patol	Edad	PRO_SA
	1	2	2	1	62 0.1373
	2	3	2	1	30 0.1276
	3	4	2	1	67 0.1305
	4	5	2	1	51 0.1384
	5	7	2	1	33 0.1300
	6	9	2	1	28 0.1978
	7	13	2	1	46 0.1207
	8	14	2	1	60 0.1306
	9	16	2	1	60 0.2150
	10	17	2	1	62 0.1455
	11	18	2	1	63 0.1407
	12	24	2	1	60 0.1224
	13	25	2	1	66 0.1052
	14	27	2	1	62 0.1371
	15	29	2	1	58 0.1226
	16	32	2	1	62 0.1709
	18	43	2	1	45 0.1224
	19	44	2	1	68 0.1041
	21	49	2	1	62 0.1609
	22	53	2	1	62 0.1654
	23	1	1	1	67 0.1126
	24	6	1	1	54 0.1187
	25	8	1	1	58 0.0935
	26	10	1	1	65 0.1096
	27	11	1	1	63 0.1675
	29	19	1	1	65 0.1381
	30	20	1	1	44 0.1317
	31	22	1	1	40 0.1453
	32	23	1	1	66 0.0765
	33	26	1	1	46 0.1270
	34	28	1	1	63 0.1401
	35	30	1	1	69 0.1385
	36	31	1	1	67 0.0907

39	35	1	1	36	0.1720
40	37	1	1	57	0.1240
41	38	1	1	62	0.1135
43	46	1	1	47	0.1278
44	48	1	1	64	0.1365
45	50	1	1	58	0.1623
46	52	1	1	21	0.0828
47	1	1	2	61	0.1281
48	2	1	2	61	0.1501
49	3	1	2	62	0.1511
50	4	1	2	51	0.1547
51	5	1	2	65	0.1932
52	6	1	2	54	0.1675
53	7	1	2	55	0.1818
54	8	1	2	47	0.1604
55	9	1	2	57	0.1881
56	10	1	2	56	0.1613
57	11	1	2	57	0.1361
58	12	1	2	58	0.1541
59	13	1	2	47	0.1370
60	14	1	2	48	0.1531
61	15	1	2	56	0.1539
62	16	1	2	47	0.1745
63	1	2	2	56	0.1572
64	2	2	2	52	0.1650
65	3	2	2	46	0.1603
66	4	2	2	57	0.1570
67	5	2	2	59	0.1494
68	6	2	2	61	0.1978
69	7	2	2	50	0.1581
70	8	2	2	54	0.1673
71	9	2	2	52	0.1614
72	10	2	2	49	0.1797
73	11	2	2	51	0.1773
74	12	2	2	48	0.1862

VEL_SA	DES_SA	TAPO_SA	FRE_SA	OSCI_SA	REP_AF
1.0413	1.0636	0.7250	0.1150	0.8531	2.0000
1.0318	1.1371	0.7570	0.1181	0.8125	5.0000
1.1471	1.0127	0.7680	0.1998	0.7011	5.0000
1.2163	1.0418	0.7063	0.1409	0.8176	3.0000
1.1633	1.0540	0.7330	0.1334	0.8305	5.0000
1.2624	1.1421	0.7200	0.1848	0.7345	5.0000
1.1399	0.8916	0.7038	0.1591	0.6526	4.0000
1.1917	1.0229	0.6920	0.1819	0.6016	5.0000
1.3776	1.1582	0.6710	0.2147	0.5876	5.0000
1.1838	1.1147	0.6720	0.1355	0.7232	5.0000
1.1225	1.0398	0.7190	0.1512	0.7892	5.0000
1.0620	0.9916	0.6910	0.1227	0.7655	3.0000
1.0134	0.9896	0.7570	0.1292	0.8169	5.0000
0.9576	0.9438	0.7050	0.1166	0.7603	3.0000
0.8574	1.0150	0.8500	0.1713	0.8959	3.0000
1.2661	1.1298	0.6913	0.2047	0.6980	4.0000
1.0728	0.9919	0.6783	0.0960	0.8172	3.0000
0.9466	1.0078	0.7300	0.1276	0.8380	3.0000
1.2091	1.0600	0.6358	0.2291	0.6954	4.0000
1.1748	0.9739	0.7190	0.1771	0.7395	5.0000
1.0030	1.0584	0.6730	0.0762	0.8216	5.0000
1.0869	1.0386	0.6850	0.1571	0.8567	4.0000
1.1774	1.0136	0.8200	0.0972	0.8809	3.0000
0.9974	0.9782	0.6350	0.1473	0.8216	5.0000
1.0870	1.0398	0.6830	0.1511	0.7506	5.0000
1.0501	1.0466	0.7290	0.1158	0.8281	5.0000
0.8663	1.0353	0.7913	0.1529	0.8560	4.0000
0.8881	1.0734	0.8083	0.1539	0.8578	4.0000
0.8672	1.0549	0.7325	0.1185	0.9358	3.0000
0.8947	1.0750	0.7250	0.1321	0.8503	5.0000
1.0651	1.0642	0.6150	0.1187	0.8494	4.0000
1.0027	1.0932	0.7080	0.1377	0.8265	5.0000
0.9756	0.9895	0.6970	0.1244	0.9010	5.0000

1.3191	1.1148	0.6600	0.1918	0.7439	5.0000
1.0228	1.0288	0.6860	0.1441	0.8286	5.0000
1.0194	1.0517	0.6840	0.1358	0.8142	5.0000
1.0430	1.2224	0.6988	0.1907	0.8849	3.0000
0.9609	1.0611	0.7050	0.1024	0.8113	4.0000
1.1249	1.0975	0.7440	0.1392	0.8335	5.0000
0.9385	0.9922	0.6950	0.1237	0.8893	4.0000
1.1663	1.0368	0.6875	0.1337	0.7537	6.0000
1.2312	1.0311	0.7363	0.1469	0.7843	5.0000
1.2353	1.1183	0.7038	0.1357	0.7427	4.0000
1.3686	1.0525	0.6750	0.1682	0.7340	6.0000
1.3712	1.1214	0.6579	0.1936	0.6333	5.0000
1.3148	1.0741	0.6808	0.1639	0.7513	6.0000
1.2850	1.0387	0.7017	0.1741	0.7419	6.0000
0.9887	1.0369	0.8000	0.1328	0.8409	6.0000
1.4038	1.0785	0.7000	0.1911	0.6763	4.0000
1.0922	1.0190	0.7383	0.1058	0.7819	6.0000
1.0442	1.0284	0.7750	0.0847	0.7895	6.0000
1.1276	0.9701	0.7792	0.1823	0.7920	6.0000
1.0387	1.0580	0.7883	0.1110	0.7965	6.0000
1.2442	1.0745	0.7000	0.1511	0.8046	6.0000
1.1865	1.0409	0.7367	0.1287	0.7965	6.0000
1.2227	1.0301	0.7200	0.1735	0.7708	6.0000
1.1549	1.1417	0.7242	0.1317	0.7835	6.0000
1.0640	1.0789	0.7875	0.0939	0.8416	6.0000
1.1407	1.1653	0.6917	0.1102	0.7868	6.0000
1.0358	1.1537	0.6917	0.1143	0.7634	6.0000
0.8499	1.0268	0.7950	0.0816	0.8463	2.0000
1.1486	1.0925	0.6817	0.1154	0.7059	6.0000
1.0246	1.0403	0.7379	0.0826	0.8276	5.0000
1.1858	1.2316	0.6550	0.1411	0.7351	2.0000
1.1633	1.1613	0.6788	0.1563	0.7408	4.0000
1.3416	1.1727	0.6942	0.1654	0.7158	6.0000
1.3131	1.0995	0.6175	0.1642	0.7320	4.0000
1.1451	1.1371	0.7192	0.1275	0.7496	6.0000

PRO_AF	VEL_AF	DES_AF	TAPO_AF	FRE_AF	OSCI_AF
0.1408	1.0413	1.0684	0.7575	0.1195	0.8015
0.1341	1.0318	1.0635	0.7540	0.1001	0.8265
0.1586	1.1471	1.0108	0.7780	0.1702	0.7444
0.1736	1.2144	0.9950	0.7250	0.1428	0.7966
0.1716	1.1633	1.0832	0.7830	0.1337	0.8047
0.1949	1.2624	1.1634	0.7460	0.1828	0.7594
0.1418	1.1399	0.8464	0.7175	0.1372	0.6566
0.1427	1.1917	0.8953	0.6480	0.1043	0.6453
0.1693	1.3776	1.0856	0.6590	0.2007	0.6606
0.1345	1.1838	1.0402	0.6600	0.1247	0.7419
0.1395	1.1225	1.0044	0.7290	0.1770	0.6889
0.1234	1.0639	1.0219	0.6950	0.1124	0.8453
0.1104	1.0134	1.0544	0.7400	0.0946	0.8745
0.1058	1.0360	0.9345	0.6550	0.1186	0.8353
0.1220	0.8574	0.9232	0.8267	0.1521	0.8623
0.1763	1.2661	1.0427	0.6813	0.1665	0.6938
0.1318	1.0728	1.0049	0.7217	0.1388	0.7841
0.1172	0.9350	1.0289	0.8250	0.1227	0.8397
0.1795	1.2088	1.0462	0.6475	0.1718	0.7530
0.1478	1.1748	1.0189	0.7060	0.1751	0.7951
0.0955	1.0030	1.0219	0.6560	0.0798	0.8384
0.1686	1.0855	1.1128	0.7238	0.1693	0.7635
0.1260	1.0183	0.9963	0.9250	0.0667	0.9033
0.1452	0.9884	1.0079	0.6480	0.1005	0.8633
0.1424	1.0870	1.0782	0.6710	0.1488	0.7672
0.1260	1.0501	0.9689	0.7020	0.1133	0.8541
0.1139	0.8663	1.0214	0.7563	0.1274	0.9001
0.1373	0.8831	0.9837	0.8050	0.1324	0.8495
0.0695	0.8664	0.8998	0.7233	0.0515	0.8580
0.1289	0.8887	1.0469	0.7350	0.1267	0.8239
0.1266	1.0601	0.9198	0.6225	0.1279	0.8269
0.1417	1.0027	1.1089	0.7140	0.1618	0.7864
0.1035	0.9756	0.9337	0.7190	0.1665	0.7987

0.1686	1.3191	1.1356	0.6650	0.1808	0.7609
0.1632	1.0228	1.0582	0.7120	0.1354	0.7805
0.1228	1.0194	1.0350	0.6930	0.1092	0.8546
0.1545	1.0470	1.1710	0.6850	0.1102	0.8938
0.1166	0.9609	1.0281	0.6775	0.1176	0.8527
0.1219	1.1249	1.1921	0.6970	0.1699	0.7572
0.1617	0.9424	1.0839	0.8300	0.1338	0.8772
0.1281	1.1663	1.0368	0.6875	0.1337	0.7537
0.1501	1.2312	1.0311	0.7363	0.1469	0.7843
0.1511	1.2353	1.1183	0.7038	0.1357	0.7427
0.1547	1.3686	1.0525	0.6750	0.1682	0.7340
0.1932	1.3712	1.1214	0.6579	0.1936	0.6333
0.1675	1.3148	1.0741	0.6808	0.1639	0.7513
0.1818	1.2850	1.0387	0.7017	0.1741	0.7419
0.1604	0.9887	1.0369	0.8000	0.1328	0.8409
0.1881	1.4038	1.0785	0.7000	0.1911	0.6763
0.1613	1.0922	1.0190	0.7383	0.1058	0.7819
0.1361	1.0442	1.0284	0.7750	0.0847	0.7895
0.1541	1.1276	0.9701	0.7792	0.1823	0.7920
0.1370	1.0387	1.0580	0.7883	0.1110	0.7965
0.1531	1.2442	1.0745	0.7000	0.1511	0.8046
0.1539	1.1865	1.0409	0.7367	0.1287	0.7965
0.1745	1.2227	1.0301	0.7200	0.1735	0.7708
0.1572	1.1549	1.1417	0.7242	0.1317	0.7835
0.1650	1.0640	1.0789	0.7875	0.0939	0.8416
0.1603	1.1407	1.1653	0.6917	0.1102	0.7868
0.1570	1.0358	1.1537	0.6917	0.1143	0.7634
0.1494	0.8499	1.0268	0.7950	0.0816	0.8463
0.1978	1.1486	1.0925	0.6817	0.1154	0.7059
0.1581	1.0246	1.0403	0.7379	0.0826	0.8276
0.1673	1.1858	1.2316	0.6550	0.1411	0.7351
0.1614	1.1633	1.1613	0.6788	0.1563	0.7408
0.1797	1.3416	1.1727	0.6942	0.1654	0.7158
0.1773	1.3131	1.0995	0.6175	0.1642	0.7320
0.1862	1.1451	1.1371	0.7192	0.1275	0.7496