

**Departamento de Podología
Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología
Universidad de Sevilla**



**Estudio biomecánico de pacientes con polineuropatía
amiloidótica familiar trasplantados.**

DOCTORANDO:

D. João Miguel Costa Martiniano

TESIS DOCTORAL

- 2016 -

DIRECTORES

Prof. Dr. D. Guillermo Lafuente Sotillos

Prof. Dr. D. João Manuel Cunha da Silva Abrantes

DEPARTAMENTO DE PODOLOGÍA



Estudio Biomecánico de pacientes con polineuropatía amiloidótica familiar trasplantados.

Tesis presentada para aspirar al grado de Doctor por **D. João Miguel Costa Martiniano**, dirigida por los Profesores Doctores **D. Guillermo Lafuente Sotillos** y **D. João Manuel Cunha da Silva Abrantes**.

Sevilla, 1 de Marzo de 2016

Los Directores de la Tesis

El doctorando

Fdo.: Dr. Guillermo Lafuente Sotillos

Fdo.: D. João Miguel Costa Martiniano

A handwritten signature in black ink that reads 'João Miguel Costa Martiniano'.

Fdo.: Dr. João Manuel Cunha da Silva Abrantes

A handwritten signature in blue ink that reads 'João Abrantes'.

DEPARTAMENTO DE PODOLOGÍA
FACULTAD DE ENFERMERÍA, FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA
UNIVERSIDAD DE SEVILLA



El **Dr. D. Guillermo Lafuente Sotillos**, Profesor Titular de Universidad, adscrito al Departamento de Podología de la Universidad de Sevilla y el **Dr. D. João Manuel Cunha da Silva Abrantes**, Profesor Catedrático de la Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, Lisboa, Portugal.

HACEN CONSTAR:

Que D. João Miguel Costa Martiniano ha realizado, bajo su dirección y coordinación, este Trabajo Original de Investigación titulado: **“ESTUDIO BIOMECÁNICO DE PACIENTES CON POLINEUROPATÍA AMILOIDÓTICA FAMILIAR TRASPLANTADOS**, para optar al grado de Doctor por la Universidad de Sevilla, y que dicho trabajo reúne las condiciones necesarias para ser sometido a lectura y discusión ante el tribunal.

Sevilla, 1 de Marzo de 2016

Los Directores

Fdo.: Dr. Guillermo Lafuente Sotillos

Fdo.: Dr. João Manuel Cunha da Silva Abrantes

AGRADECIMIENTOS.

Agradecimientos institucionales:

A la Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, en la persona del Profesor Dr. D. João Manuel Cunha da Silva Abrantes por facilitar el acceso al MovLab, cuyo soporte logístico y tecnológico fué indispensable para el desarrollo de esta investigación.

Al Hospital Curry Cabral, en la persona del Dr. Eduardo Barroso, por autorizar la realización del estudio con los pacientes de su departamento.

Agradecimientos individuales:

Al Profesor Dr. D. Guillermo Lafuente Sotillos estoy especialmente agradecido porque desde el primer momento ha confiado en mí y haberme incentivado a matricularme en el Doctorado. Posteriormente ha sido el tutor y orientador del presente trabajo, fue incansable en la superación de las dificultades y motivación transmitida, además se convirtió en un gran amigo abriendo las puertas de su casa como si de un familiar se tratase.

No menos agradecido estoy al Profesor Dr. D. João Manuel Cunha da Silva Abrantes desde el primer día nos abrió las puertas del laboratorio MovLab, su orientación, interés y aportación de su vasto conocimiento resultaron esenciales para la realización del presente trabajo. Su forma de estar como persona y como profesional es un ejemplo a seguir.

Al Profesor Dr. Nuno Monteiro Pereira por facilitar el primer contacto con el Dr. Eduardo Barroso del Hospital Curry Cabral.

A la Dra. Elia Mateus por toda su colaboración y facilitación de los pacientes de la muestra y por toda la amistad al largo del trabajo de campo.

A las personas de la muestra que sin recibir compensación alguna aceptaron ponerse a nuestra disposición para el estudio.

A Ivo Roupa, por compartir su experiencia investigadora y conocimientos. Su ayuda fue imprescindible en la obtención y tratamiento de los datos. La total disponibilidad al largo de estos últimos años ha facilitado que este trabajo vea la luz.

Resumen

Al amigo y colega Pedro Munuera por la motivación y apoyo en la obtención de bibliografía indispensable para el desarrollo de esta tesis.

Al amigo y colega José Manuel Castillo por todo su apoyo y motivación a largo del presente trabajo así como compartir todo su conocimiento.

A Blanca Lafuente Fuster amiga y colega por compartir conocimientos y por su preciosa ayuda en la traducción del trabajo.

À María Reina Bueno agradezco toda su colaboración en la traducción de esta tesis.

A Sofia Ramos por su colaboración en la recogida y tratamiento de los datos.

A mis padres y hermano por la constante preocupación y apoyo incondicional.

A Áurea, mi compañera, por el apoyo y comprensión, por las muchas horas de ausencia personal y profesional, su colaboración ha sido muy valiosa para que este trabajo haya sido concluido.

Resumen

RESUMEN.

RESUMEN.

Introducción y objetivos: Las características de la polineuropatía Amiloidótica familiar (en adelante PAF) influyen directamente en el control neuromotor y sobre el sistema musculo-esquelético y consecuentemente sobre el comportamiento de los segmentos corporales. En Podología, los medios auxiliares de diagnóstico son importantes para ayudar a determinar el tratamiento más adecuado a cada caso, y aquí la biomecánica surge como una herramienta más, que nos permite obtener datos del comportamiento motor del individuo en estudio. En este ámbito, el trabajo de investigación de la tesis tiene como objetivo general procurar responder a la siguiente cuestión: ¿Como es el comportamiento mecánico de los pies de los PAF trasplantados?

La ausencia de metodologías biomecánicas reconocidas, como medio de análisis para el problema planteado, desencadenó que la presente tesis desarrollase un conjunto coherente de metodologías que se adaptaran concretamente al comportamiento podológico de pacientes con Polineuropatía Amiloidótica Familiar una vez han sido trasplantados. Las metodologías desarrollan la adaptación de un modelo biomecánico tridimensional, de modo a que un conjunto de parámetros fueron traductores del comportamiento de 4 segmentos (pierna, retropié, antepié y hallux) y 4 articulaciones (tobillo, subastragalina, mediotarsiana y 1ª articulación metatarso falángica.)

Material y Métodos: En este estudio participaron 8 individuos (16 extremidades) con Paramiloidosis post trasplante hepáticos con edades entre los 34 y los 60 años (Población PAF) y 8 individuos sanos (16 extremidades) con edades entre los 18 y los 38 años (Población Control).

Para cada uno de los 16 individuos se aplicó un protocolo de registro de las distintas variables, que comenzó por la medición goniométrica de la 1ª articulación metatarso falángica (MTF), de la articulación mediotarsiana (MT), de la articulación del tobillo (TPA) y la línea de Helbing.

Resumen

Para dar respuesta al cuadro conceptual fueron utilizados un conjunto de herramientas tecnológicas: 1) El goniómetro (PRESTIGIO – System Doctor®) fue utilizado para medir las amplitudes articulares durante la anamnesis de modo a evaluar se hay limitaciones de la función articular; 2) una plataforma de presiones (RsScan) para medir las características fundamentales para este estudio del centro de presiones; 3) una plataforma de fuerzas (AMTI) para medir con precisión los valores de la fuerza reactiva en el apoyo, en especial la componente vertical (Fz) que determina en el nuestro estudio los instantes definidores de las distintas fases del apoyo y para dar soporte a las determinaciones dinámicas desse mismo apoyo; 4) un sistema Vicon® con apoyo del software Nexus (características definidas en el texto) que a través de sus aplicaciones Oxford Foot Model y Lower Body, determinaran los parámetros cinemáticos y dinámicos del pie durante la fase de apoyo la marcha.

La evaluación biomecánica de la marcha se llevó a cabo en el MovLab - Laboratório de Tecnologias de Interacção e Interfaces del Centro de Investigação em Comunicação Aplicada, Cultura e Novas Tecnologias (Centro de Investigación en Comunicación Aplicada, Cultura y Nuevas Tecnologías) de la Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias, Lisboa.

El análisis tridimensional de la marcha usó los parámetros cinemáticos obtenidos por el Vicon® Motion Capture MX System (VICON Motion Systems, Oxford, UK).

Este sistema se basó en 9 cámaras Vicon MX cámaras (Oxford metrics, UK; 7x*1.3 MP; 2x*2.0 MP) conectadas a el MXUltrane controlling hardware.

Los datos cinéticos fueron recogidos usando la plataforma de fuerza Advanced Mechanical Technology Inc. (AMTI) (modelo BP400600, AMTI, Watertown, MA, USA) conectada por un amplificador señal (AMTI MSA-6 MiniAmp) al Vicon® MXControl y sincronizada con el sistema Vicon MXUltrane con el Vicon® Motion Capture System.

La calibración del sistema se realizó de acuerdo con las especificaciones técnicas de Vicon®. La localización de las cámaras se determinó en función del volumen de captura necesario para captar hasta 2 metros antes y 2 metros después de la plataforma de fuerza. El sistema fue preparado para grabar la cinemática a 200 Hz y la plataforma de fuerzas fue preparada para grabar a 1000 Hz, los datos de la fuerza reactiva.

Resumen

Para la preparación de los individuos se tomaron las medidas antropométricas necesarias y se colocaron 42 marcadores reflectores (9.0 mm diámetro) en los individuos de acuerdo con localizaciones anatómicas predefinidas y según el modelo "Oxford Foot + Lower Body" (Vicon Motion Systems, UK/Vicon).

Las medidas antropométricas fueron obtenidas usando una balanza (SECA 764, Hamburg, Germany), una cinta métrica, un compás de puntas romas y un compás de corrediza (Siber & Hegner, Zurich, Switzerland).

Los datos fueron procesados con el software Vicon Nexus® (V. 1.7.1). La adquisición de los datos se hizo de acuerdo con el siguiente protocolo: (1) los individuos caminaron, descalzos, sobre un pasillo de 7 metros de largo y 2 metros de ancho, con una plataforma de fuerzas situada en el centro; (2) a final del pasillo, caminaron de vuelta hasta el punto de partida; (3) se les pidió que caminaran de una forma confortable; (4) se obtuvieron 3 ensayos validos por cada pie (el ensayo fue considerado valido solamente cuando un pie pisa totalmente en la plataforma de fuerzas, oculta para que el individuo no cambie su marcha normal).

Todas las acciones de los individuos, incluso alguna tendencia de pronación o supinación del pie, tem como consecuencia el desplazamiento del centro de presiones (CoP), en especial, en su componente medio-lateral. Para el análisis del desplazamiento meio-lateral del CoP fue utilizada la plataforma de presiones.

Conclusiones: El presente estudio permitió concluir que a pesar de que el comportamiento de las curvas es distinto cuando comparamos el pie izquierdo con el pie derecho en la población control, cuando aplicamos el Test de Mann–Whitney esas diferencias no son estadísticamente significativas. Sin embargo, cuando comparamos el pie izquierdo con el pie derecho en la población PAF fueron identificadas diferencias estadísticamente significativas en algunos de los parámetros analizados. Las diferencias fueron más evidentes cuando se comparó la población PAF con la población control, especialmente en los parámetros cinéticos.

Estos datos sugieren que la Paramiloidosis causa alteraciones en los parámetros biomecánicos como consecuencia de la afectación neuromuscular característica de la enfermedad, mismo después del transplante hepático.

La utilización de los laboratorios de Biomecánica permite obtener y ofrecer un conjunto de datos cuantitativos que en la práctica clínica no es posible conseguir.

Resumen

Estos datos pueden ser utilizados para determinar el tratamiento de elección, según un diagnóstico certero basado en el análisis biomecánico.

Palabras-clave: Podología, Movimiento humano, Modelos multisegmentarios del pie, Cinética, Cinemática, Goniometría del pie, Enfermedad neuromuscular.

Índice

ÍNDICE DE TABLAS.....	I
ÍNDICE DE FIGURAS.....	V
LISTA DE ABREVIATURAS.....	X
1. INTRODUCCIÓN.....	2
1.1. Definición del problema de investigación.	2
1.2. Justificación del estudio.....	4
1.3. Objetivos.	7
2. MARCO TEÓRICO.....	10
2.1. La Polineuropatía Amiloidótica Familiar.	10
2.2. Alteraciones neurológicas en la PAF y su repercusión en el pie.	14
2.3. Control motor en la locomoción.....	16
2.4. El pie en la locomoción – La marcha: fases de la marcha, contribución del pie en la marcha.....	22
2.4.1. La Marcha.	23
2.4.1.1. Ciclo de la Marcha.	24
2.4.1.2. Implicaciones del pie en la marcha.	25
2.4.1.3. Posicionamiento articular de los segmentos del pie.	30
2.4.1.4. Ejes articulares y grados de libertad.	32
2.5. Análisis del pie en la marcha con medios de laboratorio.....	38
2.5.1. Estudios dinamométricos - Plataforma de fuerza vs plataforma de presiones.....	38
2.5.2. Tipos de modelos biomecánicos y porqué se debe hacer análisis de laboratorio.	39
2.6. Descripción y funcionalidad del sistema Vicon y sus modelos asociados.....	53
2.7. Descripción y funcionalidad del modelo <i>Oxford FootModel</i> [®] – Aplicabilidad, descripción y protocolo de utilización del modelo.	56
3. HIPÓTESIS.....	64
3.1 Hipótesis de investigación.....	64
3.2. Hipótesis nula.....	64

4. MATERIAL Y MÉTODO.....	66
4.1 Tipo de diseño.....	66
4.2. Tamaño muestral.....	66
4.3. Variables de estudio.....	68
4.4. Características generales de la muestra.....	69
4.4.1. Población PAF trasplantada.....	69
4.4.2. Población Control.....	70
4.5. Selección de los individuos de la muestra.....	71
4.5.1. Población PAF trasplantada.....	71
4.5.2. Población de control.....	72
4.6. Recursos del laboratorio.....	72
4.6.1. Sistema Vicon.®.....	73
4.6.2. Plataforma de Fuerzas.....	77
4.6.3. Plataforma de presiones.....	79
4.6.4. Video.....	80
4.6.5. Goniómetro de dos ramas.....	80
4.6.6. Regla de Perthes.....	81
4.6.7. Instrumentos antropométricos.....	82
4.7. Procedimientos.....	82
4.8. Análisis estadístico de los datos.....	90
4.9. Criterios éticos.....	90
5. RESULTADOS.....	95
5.1. Medición de las amplitudes angulares.....	95
5.2. Análisis cinemático angular del pie en apoyo.....	101
5.2.1. Flexión dorsal y flexión plantar del tobillo (eje x).....	102
5.2.1.1. Flexión dorsal y flexión plantar del tobillo (eje X) de los individuos de la población control.....	102
5.2.1.2. Flexión dorsal y flexión plantar del tobillo (eje X) de los individuos de la población PAF.....	103
5.2.1.3. Flexión dorsal y flexión plantar del tobillo (eje X) - Media de la población control Vs población PAF.....	104
5.2.2. Inversión y eversión de retropié/tibia (eje Y).....	105
5.2.2.1. Inversión y eversión de retropié/tibia (eje Y) de los individuos de la población control.....	105
5.2.2.2. Inversión y eversión de retropié-tibia (eje Y) de los individuos de la población PAF.....	106

5.2.2.3. Inversión y eversión de retropie-tibia (eje Y) – Media de la población control vs población PAF.....	107
5.2.3. Inversión y eversión de antepie-retropie (eje Y).....	108
5.2.3.1. Inversión y eversión de antepie-retropie (eje Y) de los individuos de la población control.	108
5.2.3.2. Inversión y eversión de antepié/retropié (eje Y) de los individuos de la población PAF.....	109
5.2.3.3. Inversión y eversión de antepié/retropié (eje Y) - Media de la población control y población PAF.	110
5.2.4. Flexión dorsal y flexión plantar del hallux/antepié (eje X).....	111
5.2.4.1. Flexión dorsal y flexión plantar del hallux/antepié (eje X) de los individuos de la población control.	111
5.2.4.2. Flexión dorsal y flexión plantar del hallux/antepié (eje X) de los individuos de la población PAF.	112
5.2.4.3. Extensión y flexión del hallux/antepié (eje X) - Media de la población control y población PAF.	113
5.2.5. Análisis estadístico de los datos de la cinemática angular del pie en apoyo.	114
5.3. Análisis dinámico del apoyo y del tobillo a través de la plataforma de fuerzas y de el modelo biomecánico.	121
5.3.1. Componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo (Fz).	122
5.3.1.1. Fuerza reactiva del apoyo (Fz) de los individuos de la población control.	122
5.3.1.2. Fuerza reactiva del apoyo (Fz) de los individuos de la población PAF. .	123
5.3.1.3. Fuerza reactiva del apoyo (Fz) - Media de la población control y población PAF.....	124
5.3.2. Momento de fuerza del tobillo (eje X).....	125
5.3.2.1. Momento de fuerza del tobillo (eje x) de los individuos de la población control.	125
5.3.2.2. Momento de fuerza del tobillo (eje x) de los individuos de la población PAF.	126
5.3.2.3. Momento de fuerza del tobillo (Eje X) - Media de la población control y población PAF.....	127
5.3.3. Potencia del tobillo.	128
5.3.3.1. Potencia del tobillo de los individuos de la población control.....	128
5.3.3.2. Potencia del tobillo de los individuos de la población PAF.....	129
5.3.3.3. Potencia del tobillo - Media de la población control y población PAF.	130
5.3.4. Análisis estadístico de los datos dinámicos del apoyo y del tobillo a través de la plataforma de fuerzas y de el modelo biomecánico.....	131

5.4. Análisis del trayecto medio-lateral del centro de presiones (CoP).....	138
5.4.1. Trayecto medio-lateral del CoP de los individuos de la población control.	138
5.4.2. Trayecto medio-lateral del CoP de los individuos de la población PAF.....	139
5.4.3. Trayecto medio-lateral del CoP - Media de la población control y población PAF.....	140
5.4.4. Análisis estadístico de los datos del trayecto del centro de presiones y de la dinámica del apoyo.....	141
6. DISCUSIÓN.....	145
7. CONCLUSIONES.....	174
8. BIBLIOGRAFÍA.....	177
ANEXOS	190
Anexo I – Formulario de consentimiento informado.	190
Anexo II – Protocolo de exploración.....	192
II.I - Datos antropométricos.	194
II.II - Instrumento de recogida de datos.....	195
III – Cuestionario para evaluación por el Comité Ético de Experimentación.	196
Proyectos de investigación con individuos humanos	196
Compromiso escrito del Profesor Responsable del Proyecto	202
III. I. Autorización del Comité Ético de Experimentación.....	203

ÍNDICE DE TABLAS.

Tabla 1 - Posición en grados del eje de Henke en relación a los planos transversos y sagital	30
Tabla 2 - Grados de Inversión / Eversión da ASA.....	36
Tabla 3 - Plataforma de Fuerzas y Plataforma de Presiones: Principales Características Técnicas	38
Tabla 4 - Oxford FootModel® – Ubicación de los marcadores.....	57
Tabla 5 - Segmento Tibia – Orientación de los componentes ortogonales de los Ejes de Rotación del Segmento	60
Tabla 6 - Segmento Retropié – Orientación de los componentes ortogonales de los Ejes de Rotación do Segmento	60
Tabla 7 - Segmento Antepié – Orientación de los componentes ortogonales de los Ejes de Rotación del Segmento.....	61
Tabla 8 - Segmento Hallux – Orientación de los componentes ortogonales de los Ejes de Rotación del Segmento.....	61
Tabla 9 - Oxford FootModel® - Ángulos.....	62
Tabla 10 – Características de la población PAF.....	70
Tabla 11 – Características de la población control.....	71
Tabla 12 - Vicon® – Medidas Antropométricas de los distintos modelos.....	74
Tabla 13 - Especificaciones Técnicas de las Cámaras MX.....	76
Tabla 14 - Plataforma de Fuerzas / Amplificador / Conversor A/D – Características Técnicas	78
Tabla 15 - Plataforma de Presiones – Características Técnicas	79
Tabla 16 - Instrumentos Antropométricos - Caracterización	82
Tabla 17 - Plataforma de Fuerzas / Plataforma de Presiones / Cámara de Infrarrojos / Cámara de vídeo digital: Frecuencia de adquisición utilizada.....	85
Tabla 18 - Oxford FootModel® – Medidas Antropométricas	86
Tabla 19 - Oxford FootModel® – Ubicación de los marcadores.....	86 y 87

Índice de tablas

Tabla 20 - Mediciones con goniometría manual en los individuos de la Población Control (Individuo 1 a 8)	96 y 97
Tabla 21 - Mediciones con goniometría manual en los individuos de la Población PAF (Individuo 1 a 8).....	98 y 99
Tabla 22 - Test no paramétrico de Mann - Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control.....	100
Tabla 23 - Test no paramétrico de Mann - Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF.	100
Tabla 24 - Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación población control Vs población PAF.	100
Tabla 25 - Puntos máximos de flexión dorsal y flexión plantar del tobillo derecho y izquierdo. Medias de la población Control Vs población PAF.....	104
Tabla 26 - Puntos máximos de inversión y eversión de los pies derecho y izquierdo - Medias de la población Control Vs población PAF	107
Tabla 27 - Puntos máximos de inversión y eversión de los pies derecho y izquierdo - Medias de la población Control Vs población PAF.	110
Tabla 28 – Puntos máximos de flexión dorsal y plantar de los pies izquierdo y derecho - Medias de la población Control Vs población PAF.....	113
Tabla 29 - Test no paramétrico de Mann - Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Ángulo del Tobillo	114
Tabla 30 - Test no paramétrico de Mann - Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Ángulo Retropié/Tibia	114
Tabla 31 - Test no paramétrico de Mann - Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Ángulo Antepié/Retropié	115
Tabla 32 - Test no paramétrico de Mann - Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Ángulo Hallux/Antepié.....	115
Tabla 33 - Test no paramétrico de Mann - Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Ángulo del Tobillo	116
Tabla 34 - Test no paramétrico de Mann - Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Ángulo Retropié/Tibia	116

Índice de tablas

Tabla 35 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Ángulo Antepié/Retropié	117
Tabla 36 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Ángulo Hallux/Antepié.....	117
Tabla 37 – Test no paramétrico de Mann -Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Ángulo del Tobillo.....	118
Tabla 38 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Ángulo Retropié/Tibia.....	118
Tabla 39 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Ángulo Antepié/Retropié	119
Tabla 40 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Ángulo Hallux/Antepié	119
Tabla 41 – Puntos máximos y mínimos de la componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo de los miembros inferiores izquierdo y derecho – Medias de la población Control Vs población PAF.	124
Tabla 42 – Puntos máximos y mínimos del momento de fuerza del tobillo de los miembros inferiores izquierdo y derecho – Medias de la población Control Vs población PAF.....	127
Tabla 43 – Puntos máximos y mínimos de la potencia del tobillo de los miembros inferiores izquierdo y derecho - Medias de la población Control Vs población PAF.....	130
Tabla 44 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo	131
Tabla 45 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Momento de fuerza del tobillo.....	131
Tabla 46 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Potencia del tobillo	132

Índice de tablas

Tabla 47 - Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo	132
Tabla 48 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Momento de fuerza del tobillo	133
Tabla 49 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Potencia del tobillo	133
Tabla 50 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo..	134
Tabla 51 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Momento de fuerza del tobillo	134
Tabla 52 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Potencia del tobillo	135
Tabla 53 – Puntos máximos y mínimos del Centro de presiones pie izquierdo y derecho – Medias de la población Control Vs población PAF.....	140
Tabla 54 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Centro de presiones	141
Tabla 55 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo	141
Tabla 56 – Test no paramétrico de Mann - Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo..	142
Tabla 57 – Comparación de los valores goniométricos obtenidos en las dos poblaciones (P. Control y P. PAF) con los valores de referencia	147

ÍNDICE DE FIGURAS.

Figura 1 – Transmisión de la enfermedad a los descendientes	10
Figura 2 – Números de la PAF en Portugal, 2011.....	12
Figura 3 – Depósitos de amiloide en el nervio.....	13
Figura 4 – Representación esquemática de la organización del control de la postura y del movimiento.	18
Figura 5 – Barra de torsión del tarso anterior.....	28
Figura 6 – Tobillo – Fases del ciclo de la marcha	33
Figura 7 – Ejes del Tobillo.....	34
Figura 8 – Ejes de Henke.....	35
Figura 9 – ASA – Fases del ciclo de la marcha.....	35
Figura 10 – Modelo multisegmentario del pie. (3 segmentos rígidos)	40
Figura 11 – Modelo multisegmentario del pie. (8 segmentos rígidos)	41
Figura 12 – Modelo multisegmentario del pie por conglomerados	43
Figura 13 – Oxford FootModel® – Marcadores del Retropié (vista posterior)	58
Figura 14 – Oxford FootModel® – Marcadores del pie (vista anterior).....	58
Figura 15 – Oxford FootModel® – Marcadores de la pierna (vista lateral).....	58
Figura 16 – Oxford FootModel® – Marcadores de la pierna (vista anterior).....	58
Figura 17 – Oxford FootModel® – Segmentos.....	59
Figura 18 – Oxford FootModel® – Planos Anatómicos	59
Figura 19 – Segmento Tibia – Componentes Ortogonales de los Ejes de Rotación	59
.....	59
Figura 20 – Segmento Retropié –Componentes Ortogonales de los Ejes de Rotación	60
.....	60
Figura 21 – Segmento Antepié – Componentes Ortogonales de los Ejes de Rotación.....	61
.....	61

Índice de figuras

Figura 22 – Segmento Hallux – Componentes Ortogonales de los Ejes de Rotación	61
Figura 23 – Cálculo del tamaño muestral – Análisis a priori.....	67
Figura 24 – Unidades de Procesamiento y Sincronización: MX Control / MX Ultramet.....	77
Figura 25 – Esquema del sistema Vicon	77
Figura 26 – Plataforma de fuerzas.....	78
Figura 27 – Plataforma de presiones RsScan.....	79
Figura 28 – Goniómetro de dos ramas.....	80
Figura 29 – Reglas de Perthes.....	81
Figura 30 – Visualización del volumen de captura	83
Figura 31 – Localización de las cámaras MX del vídeo y de la plataforma de fuerzas	84
Figura 32 – Ubicación de las marcas retrorreflectoras: Lado Izquierdo – Vista Anterior. Lado Derecho – Vista Posterior	87
Figura 33 – Fuerza reactiva del apoyo, componente vertical (F_z) durante la fase apoyo y instantes seleccionados (líneas discontinuas).....	89
Figura 34 – Ejes predominantes usados en el Oxford FootModel® para estudio de las variables cinemáticas angulares (representación anatómica del pie adaptada del MovLab).....	101
Figuras 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41 y 42 – Representación gráfica de la flexión dorsal y flexión plantar del tobillo en los 8 individuos de la población control (C1 a C8).Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.....	102
Figuras 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49 y 50 – Representación gráfica de la flexión dorsal y flexión plantar del tobillo en los 8 individuos de la población PAF (PAF1 a PAF8).Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho.....	103

Índice de figuras

Figura 51 – Representación gráfica de la flexión dorsal y flexión plantar del tobillo en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF	104
Figuras 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58 y 59 – Representación gráfica de la inversión y eversión de Retropié/Tibia en los 8 individuos de la población control (C1 a C8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.....	105
Figuras 60, 61, 62, 63, 64, 65, 66 y 67 – Representación gráfica de la inversión y eversión de Retropié/Tibia en los 8 individuos de la población PAF (PAF1 a PAF8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.	106
Figura 68 – Representación gráfica de la inversión y eversión del Retropié/Tibia en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF	107
Figuras 69, 70, 71, 72, 73, 74, 75 y 76 – Representación gráfica de la inversión y eversión de Antepié/Retropié (eje Y) en los 8 individuos de la población control (C1 a C8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.	108
Figuras 77, 78, 79, 80, 81, 82, 83 y 84 – Representación gráfica de la inversión y eversión de Antepié/Retropié (eje Y) en los 8 individuos PAF (PAF1 a PAF8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.....	109
Figura 85 – Representación gráfica de la inversión y eversión de Antepie/Retropie en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF.....	110
Figuras 86, 87, 88, 89, 90, 91, 92 y 93 – Representación gráfica de la flexión dorsal y plantar del Hallux/Antepié (eje X) en los 8 individuos de la población controlcontrol (C1 a C8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.	111

Índice de figuras

Figuras 94, 95, 96, 97, 98, 99, 100 y 101 – Representación gráfica de la flexión dorsal y plantar del Hallux/Antepié (eje X) en los 8 individuos PAF (PAF1 a PAF8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.	112
Figura 102 – Representación gráfica de la flexión dorsal y plantar del Hallux/Antepié en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF.....	113
Figuras 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109 y 110 – Representación gráfica de la fuerza reactiva del apoyo en los 8 individuos de la población control (C1 a C8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.....	122
Figura 111, 112, 113, 114, 115, 116, 117 y 118 – Representación gráfica de la fuerza reactiva del apoyo en los 8 individuos de la población PAF (PAF1 a PAF8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.	123
Figura 119 – Representación gráfica de la fuerza reactiva del apoyo (F_z) en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF.....	124
Figuras 120, 121, 122, 123, 124, 125, 126 y 127 – Representación gráfica del momento de fuerza en los 8 individuos de la población control (C1 a C8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.	125
Figuras 128, 129, 130, 131, 132, 133, 134 y 135 – Representación gráfica del momento da fuerza en los 8 individuos de la población PAF (PAF1 a PAF8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.....	126
Figura 136 – Representación grafico del momento de fuerza del tobillo en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF.....	127

Índice de figuras

Figuras 137, 138, 139, 140, 141, 142, 143 y 144 – Representación gráfica de la potencia del tobillo en los 8 individuos de la población control (C.1 a C.8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.	128
Figuras 145, 146, 147, 148, 149, 150, 151 y 152 – Representación gráfica de la potencia del tobillo en los 8 individuos de la población PAF (PAF1 a PAF8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.....	129
Figura 153 – Representación gráfica de la potencia del tobillo en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF	130
Figuras 154, 155, 156, 157, 158, 159, 160 y 161 – Representación gráfica del centro de presiones en los 8 individuos de la población control (C1 a C8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.	138
Figuras 162, 163, 164, 165, 166, 167, 168, 169 y 170 – Representación gráfica del centro de presiones en los 8 individuos de la población PAF (PAF1 a PAF8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.	139
Figura 171 – Representación gráfica del centro de presiones en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF.	140

LISTA DE ABREVIATURAS.

° - Grado;

% - Porcentaje;

1_FRA – Primer pico de fuerza reactiva resultante de la aceptación del peso;

1ª Máx._FRA – Primer pico de máxima fuerza reactiva durante el choque del talón;

2ª Máx._FRA – Segundo pico máximo de fuerza reactiva en la fase de propulsión;

2º Min._FRA – Valor mínimo de fuerza reactiva durante la fase apoyo total del pie;

1º MTF – Primera articulación metatarso falángica;

A/D – Analógico / Digital;

A.A.O.S. – American Association Orthopedic Association;

AJC – Ankle Joint Center;

A.M.A. – American Medicine Association;

AMT – Articulación Mediotarsiana;

AMTF – Articulación Metatarso falángica;

ASA – Articulación Subastragalina;

CCA – Cadena Cinética Abierta;

CF – Contacto final del pie con la plataforma de fuerzas;

CoP – Centro de Presiones;

D1M – 1º Distal Metatarsal;

D5M – 5º Distal Metatarsal;

EMG – Electromiografía;

FPS – Imágenes por segundo;

HAT – Head, Arms and Trunk;

HEE – Talón;

HPA / RHPA – Ángulo Crestas ilíacas;

Hz – Hertz;

IC – Primer contacto del pie con la plataforma de fuerzas;

Abreviaturas

Kg – Kilogramo;

KJC – Knee Joint Center;

KNEE – Lateral del Rodilla – Estándar;

LANA / RANA – Ángulo del Tobillo Izquierdo / Derecho;

LANK / RANK – Maléolo externo Izquierdo / Derecho; Lateral de tobillo – Estándar;

LASI / RASI – Cresta Iliaca Antero-Superior Izquierdo / Derecho;

LCA – Lateral Calcaneus;

LCPG / RCPG – Apéndice colocado en la cara posterior del calcáneo Izquierdo / Derecho Talón (entre las marcas HEE y PCA);

LD1M / RD1M – Cara medial de la cabeza del I MTT Izquierdo / Derecho; Articulación distal del I metatarsiano (lateral);

LD5M / RD5M – Apófisis estiloides del V MTT Izquierdo / Derecho; Articulación proximal del V metatarsiano (lateral);

LED – Light Emitting Díode;

LFETBA / RFETBA – Ángulo Fémur / Tibia Izquierdo / Derecho;

LFFHFA / RFFHFA – Ángulo Antepié / Retropié Izquierdo / Derecho;

LFFTBA / RFFTBA – Ángulo Antepié / Tibia Izquierdo / Derecho;

LFTA / RFTA – Ángulo de Progresión del Pie Izquierdo / Derecho;

LHEE / RHEE – Tuberosidad distal posterior del talón Izquierdo / Derecho; Talón(a la misma altura de la marca TOE);

LHFB / RHFB – Lateral de la cabeza del peroné Izquierdo / Derecho;

LHFTBA / RHFTBA – Ángulo Retropié / tibia Izquierdo / Derecho;

LHFTFL / RHFTFL – Ángulo Retropié / Laboratorio Izquierdo / Derecho;

LHLX / RHLX – Hallux, Cabeza da falange proximal (zona distal de la I falange – lateral) Izquierdo / Derecho;

LHXFFA / RHXFFA – Ángulo Hallux / Antepié Izquierdo / Derecho;

LKNA / RKNA – Ángulo de rodilla Izquierdo / Derecho;

Abreviaturas

LKNE / RKNE – Epicóndilo externo de la rodilla Izquierdo / Derecho;

LLCA / RLCA – Tuberosidad Lateral del Talón Izquierdo / Derecho; Talón (lateral externo);

LMMA / RMMA – Maléolo medial interno Izquierdo / Derecho;

LP1M / RP1M – Cara dorsal de la base do I MTT Izquierdo / Derecho; Articulación proximal del I metatarsiano (medial);

LP5M / RP5M – Cara lateral de la V cabeza MTT Izquierdo / Derecho; Articulación distal del V metatarsiano (lateral);

LPCA / RPCA – Tuberosidad Proximal Posterior del Talón Izquierdo / Derecho; Talón (posterior);

LPSI / RPSI – Cresta Iliaca Postero-Superior Izquierdo / Derecho;

LRS – Punto de Referencia Local;

LSHN / RSHN – Cresta de la tibia Izquierdo / Derecho;

RSTL / LSTL – Sustentáculo Tali Izquierdo / Derecho;

LTHI / RTHI – Línea definida por el marcador KNE y la cabeza del trocánter Izquierdo / Derecho;

LTIB / RTIB – Línea definida por las marcas KNE y RANK Izquierdo / Derecho;

LTIBA / RTIBA – Ángulo tibia / laboratorio Izquierdo / Derecho;

LTOE / RTOE – Articulación metatarso falángica del 2º dedo Izquierdo / Derecho;

LTUB / RTUB – Tuberosidad tibial Izquierdo / Derecho;

m – metro;

Mf – Momento de Fuerza;

MFD – Momento Fuerza Derecho;

MFI – Momento Fuerza Izquierdo;

mm – milímetro;

MT – Mediotarsiana;

N – Newton;

Abreviaturas

N.m/Kg – Newton metro por Kilogramo

P – Potencia;

P1M – 1º Proximal Metatarsal;

P5M – 5º Proximal Metatarsal;

PAF – Polineuropatía Amiloidótica Familiar;

PCA – Posterior Calcaneus Proximal;

PELAng – Ángulo de la pelvis;

Pie dcho. – Pie derecho;

Pie izq. – Pie izquierdo;

PTBD – Potencia Tobillo Derecho;

PTBI – Potencia Tobillo Izquierdo;

RSHN – Marca posicionada en la cara anterior de la tibia;

RTTB – Tuberosidad Tibial;

s – Segundo;

STL –Sustaniculum Tali;

TMT – Articulación Tarsometatarsal;

TOE – Standard Toe;

TPA – Articulaciones Tibio-peroneo-astragalina;

V – Volt.

1. INTRODUCCIÓN.

1. INTRODUCCIÓN.

1.1. Definición del problema de investigación.

La presente tesis se encuadra en el ámbito de una línea de Investigación desarrollada para el estudio de las alteraciones del aparato locomotor, donde el pie es la base del mismo y como tal, se pretende contribuir al incremento de conocimientos y de nuevas metodologías así como la utilización de equipamientos avanzados que permiten el estudio biomecánico del mismo.

Estos medios de análisis, pueden contribuir de forma importante no sólo desde el punto de vista meramente académico o investigador, sino como medio auxiliar de diagnóstico para la práctica clínica.

La comprensión de la funcionalidad de deambulación, se convierte en un proceso fundamental, para poder explicar en la práctica clínica los diferentes trastornos patológicos que interfieren con la locomoción. (1-4)

Así, la Biomecánica se asume como una ciencia de especial valor, no sólo para el análisis del individuo influenciado por las leyes de la mecánica, sino como un sistema multifactorial, compuesto por un permanente análisis de posiciones segmentarias, de fuerzas externas e internas que luchan incesantemente por el control de momentos de inercia, permitiendo al ser humano vencer la fuerza de la gravedad y estabilizarse, fenómeno esencial para establecer la relación idónea con el medio, adecuando y auto regulando el sistema de articulaciones y segmentos con un propósito definido. La capacidad de control de una determinada actividad, de una tarea motora, resulta de la capacidad sistemática de nuestro organismo para mantenerse estable, a través del control de la estabilidad articular de modo que pueda adecuarse a la tarea motora necesaria para alcanzar determinado objetivo por parte del individuo.

Más que de un análisis de fuerzas (cinética), o de desplazamientos angulares (cinemática), se pretende el análisis de un comportamiento que es único y que refleja la individualidad de los actos, de la forma de explicar la realidad y de conseguir adaptar, características del individuo, en busca de mayores índices de precisión y éxito.

Introducción

La Biomecánica, no estudia “*como se controla*” si no “el resultado de lo que fue controlado y cuales fueron las causas y consecuencias del movimiento y fuerza que son procesados en el cuerpo y en el exterior”, por lo tanto el conocimiento biomecánico es un potente medio para complementar el diagnóstico. (5)

Los avances en el campo de la cinematografía crearon un importante método para estudiar y registrar los patrones cinemáticos de la marcha normal y patológica aunque inicialmente los estudios efectuados se limitaban sólo al análisis mono planar, siendo la observación esencialmente a nivel del plano sagital y raramente a nivel del plano frontal.

Actualmente, una de las formas de análisis de la marcha es la realizada a través de sistemas de adquisición de datos cinéticos y cinemáticos tridimensionales obtenidos por medio de un conjunto de equipamientos que de forma sincronizada permiten la obtención de datos de la posición del individuo y comprender su comportamiento biomecánico. (5, 6)

Tradicionalmente la influencia del pie en el análisis de la marcha, se ha considerado como un cuerpo rígido sin movimiento intrínseco, aunque este, al contrario de otras partes del miembro inferior, está compuesto por numerosos huesos, ligamentos, tendones, músculos y múltiples articulaciones con interacciones complejas. (7)

Con este tipo de modelo, se ha verificado que la información obtenida es insuficiente e inadecuada en especial cuando se pretende determinar un plan de tratamiento específico para el pie. (8)

Debido a la insuficiente información obtenida resulta necesario el desarrollo de los modelos multisegmentarios del pie con el objetivo de conseguir estudiar y especialmente de cuantificar los movimientos triplanares que se producen en el mismo. (1-4, 7-9)

El sistema Vicon® con apoyo del software Nexus que a través de sus aplicaciones Oxford Foot Model y Lower Body, determinaran parámetros cinemáticos y dinámicos. El Oxford FootModel® es compuesto por un modelo multisegmentario, que divide el pie en cuatro segmentos (tibia, retropié, antepié y hallux), permitiendo así el estudio de la estabilidad articular en casi todas sus acciones motoras. (10)

Introducción

Utilizando el Oxford FootModel® y adaptando las metodologías del MovLab hicimos un estudio previo publicado recientemente, en el British Journal of Medicine and Medical Research.

Este estudio tuvo como uno de los objetivos cuantificar en dinámica grados de movimientos del tobillo, de la subastragalina, de la mediotarsiana y hallux, y así servir de estudio “puente” para esta tesis. (11)

En la presente tesis, se ha aplicado una metodología clínica y de laboratorio sobre una población de individuos con Polineuropatía Amiloidótica Familiar (PAF) trasplantados, comparándolos con el grupo control (individuos sin patologías conocidas).

La PAF esta englobada en las amiloidosis hereditarias, siendo estas un grupo de enfermedades definidas por la presencia de depósitos de proteínas amiloides en las fibrillas de los tejidos. (12)

Así la paramiloidosis se caracteriza por ser una enfermedad hereditaria, del grupo neurológico, siendo progresiva y de carácter crónico y cuya transmisión es autosómica dominante. (12-14)

Todas las fibras nerviosas (sensitivas, motoras y autónomas) son afectadas condicionando el cuadro clínico de la PAF. (12, 14)

1.2. Justificación del estudio.

El desarrollo de numerosas técnicas de exploración de la marcha permite visualizar y cuantificar de un modo más fiable parámetros biomecánicos, como cinética (fuerzas participantes), o cinemática (desplazamientos angulares), y la cibernética (control motor) procurando establecer un patrón de normalidad de la marcha. (5)

La marcha se define como una sucesión de apoyos, siendo estos apoyos unilaterales o bilaterales, pero manteniendo siempre el contacto de un pie con el suelo. (15)

Introducción

El ciclo de la marcha a su vez se define como el intervalo de tiempo que separa las sucesivas repeticiones del apoyo del talón del mismo pie. Este ciclo presenta dos fases, la fase de apoyo, que se inicia con el choque del talón y termina con el despegue, o sea, cuando los dedos terminan de contactar con el suelo, ocupando cerca de 60% del ciclo. La fase de oscilación se inicia en el instante en que el mismo pie sale del suelo hasta contactar de nuevo con el talón, ocupando esta fase cerca de 40% del ciclo de la marcha. (15)

De acuerdo con el mismo autor, el ciclo se caracteriza por dos dobles apoyos, desde que el pie derecho contacta con el suelo hasta que lo hace el pie izquierdo, ocupando 10% del ciclo cada uno dos dobles apoyos. (15)

La superficie plantar es la zona privilegiada del contacto del sistema locomotor con el apoyo, convirtiéndose en una estructura importante en el control de la postura. (16)

La intervención del pie se da no solo por sus propiedades mecánicas relacionadas con su estructura y disposición ósea, sino por la presencia de los elementos del control de la estabilidad, como el sistema neuromuscular y baroreceptores, y el sincronismo entre los músculos agonistas y antagonistas. (16)

En este sentido, el estudio del pie se reviste de una complejidad que se explica según las leyes mecánicas como un sistema multifactorial, compuesto por un constante análisis de posiciones segmentarias, de fuerzas externas e internas que controlan los momentos de inercia, permitiendo al ser humano vencer la fuerza de la gravedad y estabilizarse, fenómeno esencial para establecer relación con el medio, adecuando y auto-regulando sus sistemas de articulaciones y segmentos a un propósito definido. (5)

En los sistemas tradicionales de análisis de la marcha el pie es considerado como un único segmento rígido y sin movimiento intrínseco. Al contrario de otros segmentos del aparato locomotor el pie está compuesto por múltiples articulaciones y complejas interacciones entre ellas. Contemplando la necesidad de evolución en los sistemas de análisis y que el modelo único y rígido del pie fuera cuestionado en parte, no es el mismo la análisis cinemático en individuos sanos que en situaciones patológicas por lo que muchas cuestiones se quedaban sin respuesta. (17).

Introducción

De este modo, se hace necesario cambiar el modelo único, por un modelo multisegmentario, tratando cada uno de los segmentos como cuerpos rígidos. (7)

Todavía, según los diferentes autores se pueden presentar problemas en la selección de los segmentos. De acuerdo con Carson et al (2001) (18), Hunt et al (2001) (19), Moseley et al (1996) (20) y Rattanaprasert et al (1999) (21) pueden existir algunos fracasos en la diferenciación entre antepié y retropié, aunque para Kidder et al, la división del antepié en segmento medial y lateral también puede condicionar los datos (22) ya Leardini et al, introdujo el mediopié como segmento a analizar. (2)

Jenkyn y Nicol, propone una nueva definición de modelo multisegmentario del pie, en dos segmentos, el segmento del mediopié, posibilitando el análisis de las articulaciones del tarso y subastragalina y el segmento del antepié subdividiendo a su vez en dos segmentos medial y lateral, en este caso sería posible el análisis de los movimientos prono-supinatorios. (17)

En los últimos años, diversos grupos de investigación han definido y propuesto un protocolo en este tipo de modelos del pie para que los datos obtenidos puedan ser repetibles y con márgenes de error pequeños, pues, solo de este modo, es posible que la información obtenida sea aplicada a la práctica clínica.

Por lo tanto, una de las principales ventajas en este tipo de modelos de análisis cinemático comparado con la simple observación clínica es el hecho de poder cuantificar y caracterizar el movimiento siguiendo varios ejes anatómicos, acceder a exploraciones no observables visualmente y a la sistematización de la información biomecánica en un formato repetible y objetivo.

Para la comprensión de la marcha normal y patológica es necesario un modelo anatómico válido y repetible, permitiendo así hacer un plan de intervención y evaluar el resultado del tratamiento. (8)

Como principales limitaciones del modelo anatómico del pie, tenemos la corta distancia entre las marcas a utilizar con las cámaras de infrarrojos, especialmente en los pies de los niños, la propia anatomía del pie, que es variable, así como el desplazamiento de la piel debido a su propia elasticidad. (8)

Teniendo presente todas estas variables, la presente tesis tiene como objetivo del estudio aplicar una metodología clínica y de laboratorio en una población de individuos con PAF, post trasplantados y comparar con una población de individuos sin ningún tipo de patología.

1.3. Objetivos.

Como fue descrito en la Introducción, el conocimiento biomecánico es un potente medio complementar de diagnóstico que nos permite de forma más fiable comprender el comportamiento motor de un individuo. En nuestro caso con el presente estudio nos proponemos hacer el estudio biomecánico de paciente PAF y para alcanzar este objetivo planteamos un objetivo general y un conjunto de objetivos específicos.

Objetivo general:

Comprobar, si los individuos PAF trasplantados presentan alteraciones biomecánicas y compararlos con una población control sin patologías, mediante evaluaciones goniométricas y estudio del movimiento a través del sistema Vicon®.

Para cumplir con el objetivo general planteamos un conjunto de objetivos específicos, a saber:

1. Cuantificar, a través de goniometría, la amplitud articular pasiva de las principales articulaciones del pie, en la población PAF y en la población control y comparar los datos recogidos, a nivel intraindividual (pie izquierdo y derecho de la misma población) y entre los individuos de las dos poblaciones (PAF y control).
2. Cuantificar durante la fase de apoyo de la marcha los movimientos intersegmentarios del pie a través del Oxford FootModel®, tanto en la población PAF trasplantada como en la población Control y comparar los datos recogidos, a nivel intraindividual (pie izquierdo y derecho de la misma población) y entre los individuos de las dos poblaciones (PAF y Control).

Introducción

3. Cuantificar durante la fase de apoyo de la marcha los parámetros cinéticos en la población PAF trasplantada y en la población control, y comparar los datos anteriormente recogidos, de forma intraindividual (pie izquierdo y derecho de la misma población) y entre los individuos de las dos poblaciones (PAF y Control).
4. Obtener el Centro de Presiones (CoP) en la población PAF trasplantados y en la población control y comparar los datos recogidos, a nivel intraindividual (pie izquierdo y derecho de la misma población) y entre los individuos de las dos poblaciones (PAF y Control).

2. MARCO TEÓRICO.

2. MARCO TEÓRICO.

2.1. La Polineuropatía Amiloidótica Familiar.

La Polineuropatía Amiloidótica Familiar (PAF) está englobada en las amiloidosis hereditarias de origen neurológico, siendo progresiva y de carácter crónico, cuya transmisión es autosómica dominante. (12-14)

Al ser la transmisión autosómica dominante, se produce de modo igual en hombres y mujeres y es transmitida de padres a hijos, sin saltar generaciones. Cuando uno de los progenitores es portador de la enfermedad, hay 50% de probabilidad de que la enfermedad sea transmitida a sus hijos (Figura 1).

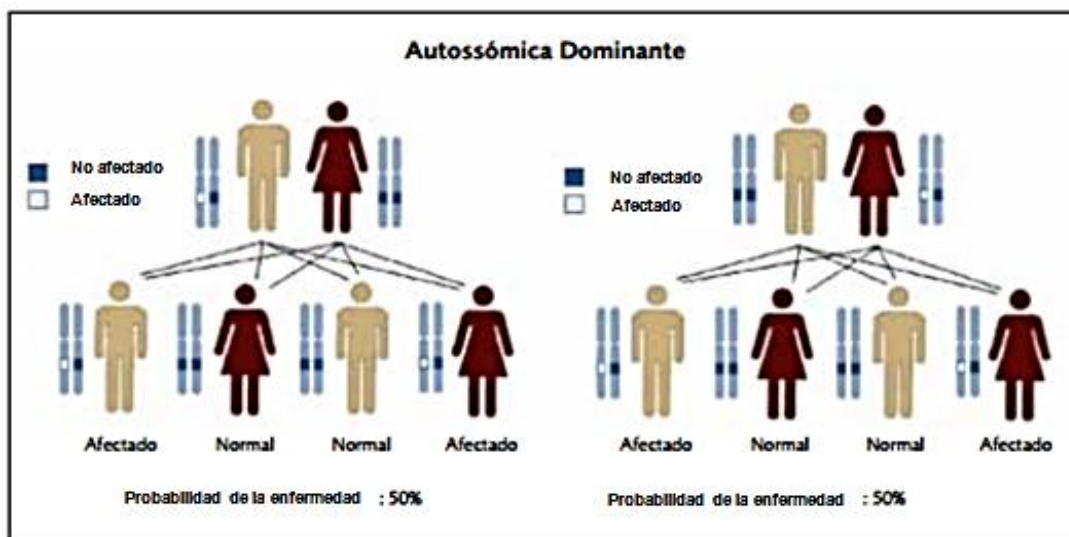


Figura 1 – Transmisión de la enfermedad a los descendientes.

Fuente: Día Nacional de la Lucha contra la Paramiloidosis – Parceria Apifarma / Asociación de Enfermos situ in [http:// www.apifarma.pt/publicacoes/factsheetsAD/Documents](http://www.apifarma.pt/publicacoes/factsheetsAD/Documents).

Resulta de la mutación del gen de la proteína transtirretina (TTR) y tiene como consecuencia el depósito de fibras amiloides en los tejidos, en particular en el sistema nervioso periférico. Este depósito provoca la disfunción de las células circundantes y compromete la vascularización, conduciendo a la degeneración de las fibras nerviosas. Inicialmente, esta degeneración axonal compromete las fibras no mielinizadas y las mielinizadas de pequeño diámetro, siendo las fibras mielinizadas de mayor calibre afectadas solamente en un estadio más avanzado de la enfermedad. (23)

Más concretamente, los depósitos amilóides se alojan principalmente en el endonervio de los nervios periféricos, en especial junto a los vasos sanguíneos, particularmente próximo a las células de Schwann que son las células que envuelven los axones y las fibras de colágeno que constituyen el tejido conjuntivo que ocupa el espacio endoneural no ocupado por las fibras nerviosas. (24)

El origen de esta mutación está por aclarar, no obstante el genetista Klein avanzó como una hipótesis reconocida hasta hoy como bastante viable, siendo también comprobada por la investigación de Morais. Según estos la mutación ocurrió en la región de la Póvoa do Varzim, Vila do Conde, en Portugal, hace 500 años y se expandió por la costa norte del país, siendo en esta zona que hasta los días de hoy se encuentran el mayor número de casos. Las emigraciones de las familias portadoras de esta mutación, en busca de mejores condiciones socioeconómicas, llevarán a la diseminación de la enfermedad. (25)

La primera descripción de la enfermedad fue hecha por el médico Corino de Andrade en 1936, en pacientes entre los 20 y los 35 años de edad que residían en Póvoa de Varzim, Vila do Conde, Esposende y Barcelos, siendo publicada su descripción formal en la revista "Brain" en 1952 con el título "Una forma particular de Neuropatía Periférica – amiloidosis generalizada, familiar, con especial afectación de los nervios periféricos". (26)

En los años siguientes fueron descritos otros casos en Lisboa, en la Serra da Estrela, en la Figueira da Foz y en el Cartaxo. A nivel internacional, se descubrieron focos de la PAF en Japón, cuyo origen se piensa que es de la época de los Descubrimientos; en Suecia se justifica por los avances de los Vinkings en la Península Ibérica y en países de emigración portuguesa, Francia, Brasil y Estados Unidos. (26)

Según la Unión Europea, la PAF es considerada una enfermedad rara, como se demuestra en el estudio de prevalencia de 2011 y es ilustrada en la figura siguiente (Figura 2).

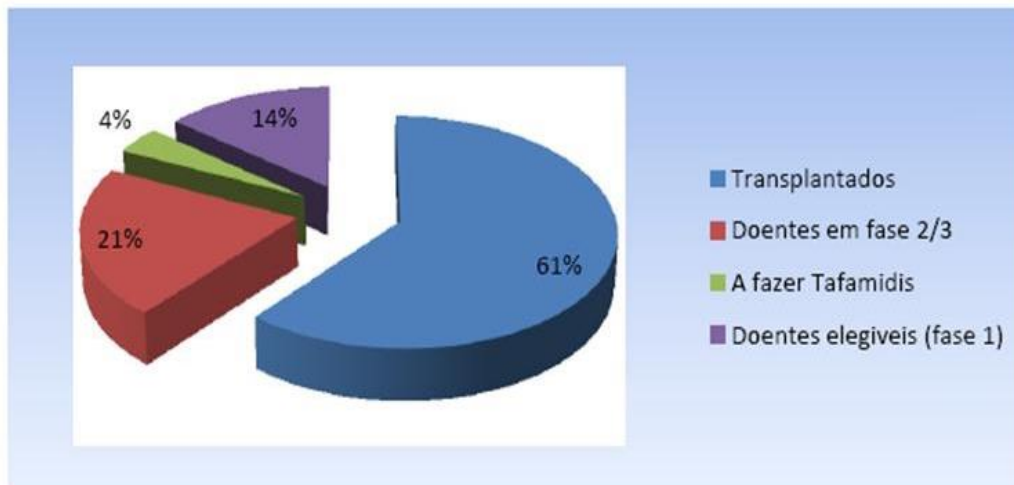


Figura 2 – Números de la PAF en Portugal, 2011.

Fuente: Día Nacional de la Lucha contra la Paramiloidosis – Presentaciones en el 1º Congreso.

Datos de
31/03/2011.

De acuerdo con este estudio, existen 1213 personas con PAF en Portugal, siendo 61% (740 enfermos) trasplantados, 14% (170 enfermos) se encuentran en la fase 1, 21% (256 enfermos) en las fases 2/3 y 4% (47 enfermos) inscritos en un ensayo clínico de un nuevo medicamento, el Tafamidis.

Este medicamento novedoso permite retardar o incluso evitar un trasplante de hígado, siendo los estudios realizados muy prometedores. (24)

Los primeros signos de la enfermedad son detectados normalmente entre los 20 y los 35 años de edad, con alteraciones al nivel del sistema nervioso periférico en sus componentes motora, sensitiva y autonómica, en particular en los miembros inferiores, a los cuales les siguen las manos. (25)

Todas las fibras nerviosas son afectadas, condicionando el cuadro clínico de la PAF (12, 14) de la siguiente forma:

- Fibras sensitivas: se inicia por una pérdida progresiva de la sensibilidad, en especial el dolor y temperatura y en una segunda fase la sensibilidad táctil, vibratoria y articular.
- Fibras motoras: la afectación conduce a una atrofia muscular, abolición de los reflejos tendinosos y presencia de la marcha en steppage.

- Fibras autonómicas: su afectación desencadena perturbaciones diversas, tales como oculares, cardiovasculares, gastrointestinales, etc.

Como es un síndrome hereditario, el diagnóstico debe tener en consideración la historia clínica de la familia. Así, el diagnóstico familiar, el cuadro clínico y la detección de los depósitos amiloides permiten consolidar el diagnóstico de PAF. La biopsia, preferentemente del órgano más afectado, es el examen complementario más aconsejado, debiendo teñir sus tejidos con rojo-congo, resultando una birrefringencia amarillo-verde (Figura 3). (27)

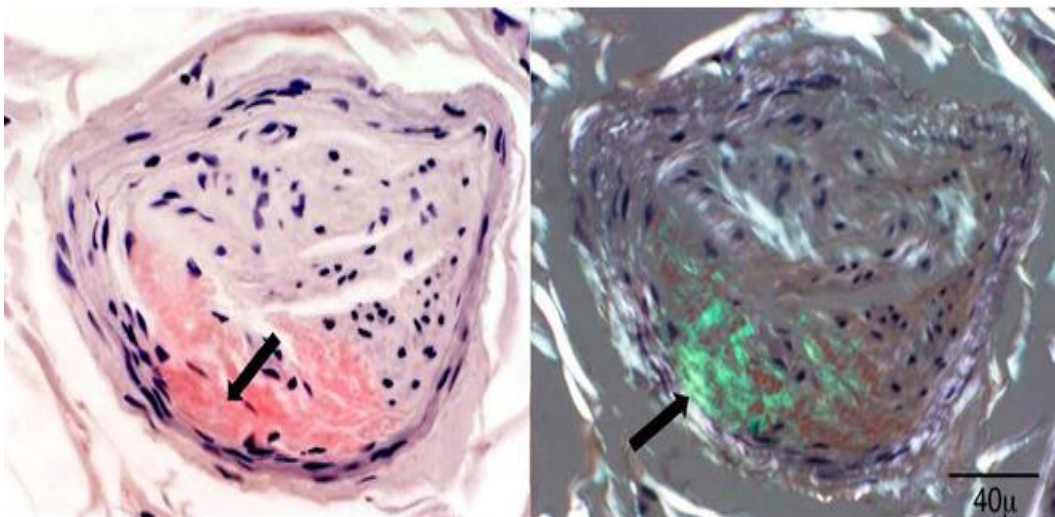


Figura 3 – Depósitos de amiloide en el nervio. A la izquierda tejido teñido con rojo-congo y a la derecha con verde-manzana sometiendo la muestra a luz polarizada.

Fuente: Asociación Brasileña de Paramiloidosis situ in <http://www.paramiloidose.com.br/paf>.

El diagnóstico precoz es esencial para reducir la morbi-mortalidad, por lo que existen algunos procedimientos de diagnóstico a considerar: el test molecular genético de DNA, que permite detectar la mutación TTR Val30Met característica de la enfermedad.

Cuando existe cuadro familiar, se debe hacer el diagnóstico pre-natal realizado por amniocentesis a las 14/16 semanas de embarazo; o el diagnóstico pre-implantatorio en el caso de fertilización in vitro, que detecta la mutación en embriones de tres días. (27).

El trasplante del hígado, en el que la proteína se produce y se degrada mayoritariamente es hoy en día, la terapéutica más eficaz para la reducción de la proteína anormal circulante en sangre. De todos modos hay que remarcar que no se produce la erradicación completa ya que la TTR es también sintetizada en el plexo coróide y en la retina. (13).

Este tratamiento es eficaz en la reducción de la TTR y la tasa de supervivencia a los 10 años post trasplante es de 80%. La mala absorción intestinal característica de estos enfermos asociada a los efectos colaterales de la medicación prescrita para retrasar la disminución de las masas óseas y musculares compromete la tasa de supervivencia post trasplante. (28)

La manifestación de la enfermedad antes del trasplante es también un factor importante ya que en casos más avanzados no se producen los mismos beneficios post trasplante, debido a las graves e irreversibles lesiones previamente existentes en los órganos. En este contexto, se aconseja que se haga en pacientes jóvenes, cuando se empieza a percibir los primeros signos de la enfermedad. (28)

De acuerdo con Monteiro et al (2004), después del trasplante se producen una rápida normalización de la temperatura de los pies y manos, también mejoran los disturbios sensitivos y autónomos en el primer año. La misma autora refiere que no se registran mejorías de la función motora o en los daños de los órganos. (29)

De acuerdo con estos factores, el seguimiento regular de estos enfermos es fundamental para que los profesionales de salud que los siguen puedan actuar de acuerdo con las necesidades de cada caso. (30)

2.2. Alteraciones neurológicas en la PAF y su repercusión en el pie.

El cuadro clínico de la PAF se caracteriza por una polineuropatía mixta, sensitiva, motora y autónoma, en que el sistema nervioso autónomo es afectado de forma bastante significativa en las fases más avanzadas de la enfermedad. La progresión de la enfermedad es ascendente, con degeneración histocelular, se inicia en las zonas más distales de los miembros para avanzar hacia las proximales. Las afectaciones iniciales comienzan en los miembros inferiores.

Las perturbaciones sensitivas inicialmente son subjetivas y se caracterizan por parestesias de las extremidades inferiores, especialmente de la zona de los dedos y superficie plantar. Con la progresión de la enfermedad aparecen las hipoestésias que afectan la sensibilidad térmica, dolorosa y táctil. (12-14)

Normalmente, uno o dos años después de las perturbaciones sensitivas, surgen las perturbaciones motoras. Se inician en el Hallux y progresando por toda la región de la musculatura antero-lateral de la pierna, o sea, se inicia con la hipotonía del extensor del hallux y avanza afectando al extensor común de los dedos y el músculo tibial anterior. Esta progresión de la perturbación motora condiciona la marcha del individuo, llevando a que este camine apoyando la parte anterior del pie, marcha en steppage. La musculatura intrínseca también es afectada conduciendo a una atrofia muscular. Los reflejos osteotendinosos desaparecen en el transcurso de la enfermedad, siendo los reflejos aquileos y rotulianos los primeros en verse afectados avanzando hasta una total arreflexia osteotendinosa.

Como consecuencia de las alteraciones anteriormente descritas, es altamente probable la aparición de artropatías, úlceras tróficas y en los casos más graves mal perforante plantar. (12-14, 25, 27)

Por todo ello, será previsible la aparición de las alteraciones de la marcha, a saber:

- 1) Alteraciones de las presiones plantares.
- 2) Inestabilidades músculo - esqueléticas del pie.
- 3) Comportamiento articular y intersegmentar alterados.

El conocimiento biomecánico como medio complementario al diagnóstico clínico resulta una herramienta válida en la detección precoz y en el acompañamiento de la evolución de la enfermedad.

2.3. Control motor en la locomoción.

De una forma global, el control postural se puede definir como la capacidad del individuo de mantener la estabilidad en relación a la acción de la gravedad a través del mantenimiento o corrección del centro de masa en la base que lo soporta. (31)

El control postural constituye una tarea motora compleja basada en la interacción de múltiples procesos sensitivo motor, siendo sus objetivos la orientación y el equilibrio. La orientación postural comprende el control activo de la alineación del tono corporal en relación a la fuerza de gravedad, a la base de sustentación, al ambiente visual y a las referencias internas.

La información sensorial de los sistemas somato-sensoriales, vestibular y visual es integrada y su acción es dependiente de los objetivos de la actividad y del contexto ambiental. (32)

Por lo tanto, el control postural es más que una actividad refleja y algunos estudios muestran que son necesarios requisitos de atención significativos, que aumentan con la complejidad de la actividad y que varían también con la edad del individuo (cuanto más edad, mayor es el tiempo de respuesta y de recuperación de la postura) y con sus capacidades de estabilizarse. Esta atención puede ser definida como la capacidad de un individuo para procesar la información y disminuye cuando se tiene que dividir en más de una actividad. (33, 34, 35)

Al adoptar la postura bípeda, el ser humano, tiene que enfrentarse a fuerzas gravitacionales para poder mantener la estabilidad corporal sobre una reducida área de soporte delimitada por los pies. (36)

Los pies desempeñan un papel importante tanto en el control de la postura como en el equilibrio asegurando de forma mecánica la estabilidad del cuerpo. Su función se debe a una dualidad de control, ya que no sólo tiene una acción mecánica relacionada con las estructuras óseas, sino que también transmite informaciones al sistema nervioso central sobre las características del apoyo, a través de los husos musculares largos y de los barorreceptores plantares y respectivos efectores. (16)

A nivel motor, los pies cuentan con músculos intrínsecos, que se oponen al aplanamiento del pie en posición ortostática, unipodal, en la marcha o al correr, y músculos extrínsecos, compuestos por pares de músculos agonistas y antagonistas que regulan la estabilidad del apoyo bipodal y unipodal. (16)

La estabilidad en posición vertical es posible cuando el centro de masa se encuentra sobre la base de sustentación y está alineado con el centro de presiones, se entiende por centro de presiones el punto donde se localiza el vector de fuerza vertical de reacción del suelo. Representa una media ponderada de las presiones sobre la superficie de apoyo que está en contacto con el suelo, por lo que si un pie está en el suelo el sumatorio del centro de presión está dentro del pie, si están los dos pies en el suelo el sumatorio del centro de presiones está entre los dos pies. (35)

Cualquiera perturbación externa, como la modificación de la superficie de apoyo o interna como un movimiento rápido de un miembro, cambia la proyección del centro de masa para los límites de la base de sustentación (los pies) y la alineación entre el centro de masa y el centro de presiones, pudiendo resultar en una inestabilidad postural. Para responder a esta pérdida de estabilidad, el sistema nervioso central utiliza ajustes posturales anticipatorios a través de la activación de los músculos del tronco y miembros inferiores generados por mecanismos de feedforward y ajustes posturales compensatorios iniciados por las señales sensoriales de feedback. (31, 37,38)

En este contexto, el control postural tiene como objetivo asegurar que los distintos segmentos del miembro se mantengan en una posición de referencia necesaria para la realización del movimiento durante una actividad, procediendo a todos los ajustes posturales. Durante el movimiento, la postura de referencia puede ser desestabilizada por fuerzas internas, propiedades mecánicas del sistema músculo - esquelético y externas relacionadas con las fuerzas ejercidas por el cuerpo de una forma global (gravedad) o segmentarias (con cargas adicionales).

En la posición cuasi estática el control de la estabilidad postural bípeda se consigue proyectando el centro de gravedad en el interior del polígono de sustentación, siendo esta actividad controlada por el sistema nervioso central a partir de las informaciones reportadas por las aferencias periféricas.

Este control de movimiento se encuentra esquematizado en la figura siguiente (Figura 4).

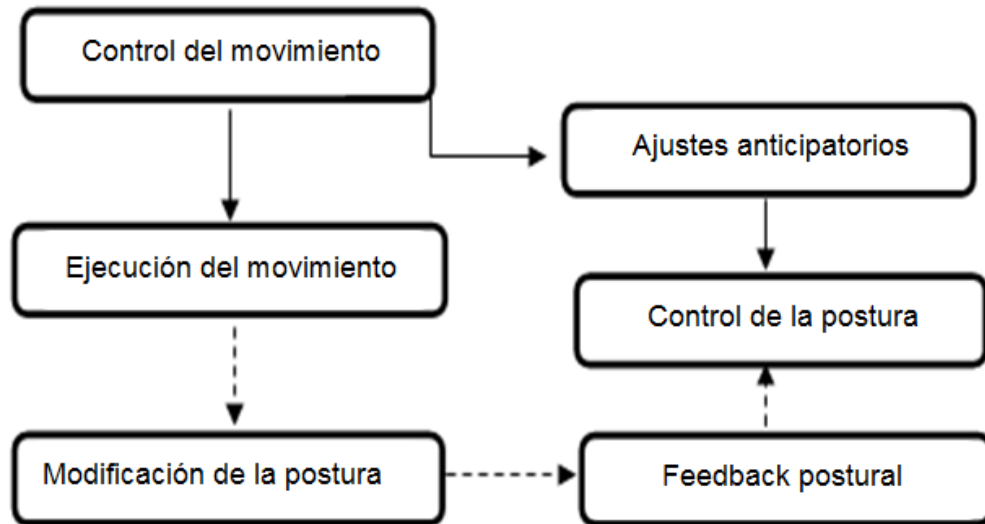


Figura 4 - Representación esquemática de la organización del control de la postura y del movimiento. Leyenda: —> Control central - - - - -> Aferencias periféricas.

Fuente: Adaptado de Thoumie, 2003.

Hay distintos tipo de aferencias periféricas que desde los pies contribuyen al control postural, a saber:

- Musculares, compuestas por aferencias fusimotras que funcionan a través del estiramiento de los husos neuromusculares, desencadenando una reacción refleja de los músculos correspondientes y tendinosas sensibles a la tensión muscular que es detectada por los órganos tendinosos de Golgi y conducidas por las fibras nerviosas del grupo Ib.
- Articulares, localizadas en la cápsula de la articulación, siendo sensibles a la presión y a la tensión capsular por lo que su actividad refleja es más evidente en lo músculos flexores.
- Cutáneas, constituidas por distintos tipos de receptores sensibles a varios estímulos, donde se incluyen receptores de adaptación rápida o dinámicos (corpúsculos de Meissner de campo estrecho y corpúsculos de Pacini de campo ancho) y receptores de adaptación lenta o estáticos (receptores de Meckels de campo estrecho o corpúsculos de Rufini de campo ancho).

Marco Teórico

Tal como el nombre sugiere, los receptores dinámicos son sensibles a las modificaciones de presión y al movimiento, en oposición los estáticos dan informaciones sobre la posición. (16)

Además de las aferencias anteriores también la visión y el oído interno contribuyen para el control postural. El oído interno es un medidor de aceleración destinado a coordinar la posición de la cabeza y de los ojos durante el movimiento, es decir para que el oído interno transmita informaciones es necesario que ocurra movimiento y por este motivo Bricot (2004) refiere que el oído no es un elemento regular, es cuanto mucho un referencial. Ya el ojo tiene una fuerte relación entre la postura y la organización visual del espacio. Por ejemplo, individuos con una neuropatía periférica muestran una incapacidad de generar movimientos coordinados, principalmente movimientos de giro ejecutados sin informaciones visuales, una vez que les faltan las informaciones propioceptivas. (34, 39, 40 109)

Los componentes motores del sistema sensitivo motor que contribuyen a mantener la estabilidad dinámica articular están constituidos por un eje central que se divide en tres niveles de control motor, a saber:

- espinal medular,
- tronco cerebral,
- cortex cerebral.

Y dos áreas asociadas (cerebelo y núcleos de la base), siendo este conjunto responsable por la modulación de los comandos motores.

La activación de las neuronas motores puede producirse como respuesta directa a un impulso sensorial periférico (reflejo) o a partir de comandos descendentes con inicio en el tronco cerebral, en el cortex, o en ambos. Independientemente de la fuente inicial, el músculo esquelético es activado a través de la convergencia de la señal localizada en la medula central. (41)

Los centros relacionados con el control motor automático de mantenimiento postural son el área motora suplementaria, el área parietal derecha, los ganglios de la base y el cerebelo. (16)

Marco Teórico

La estabilidad articular resulta de la capacidad motora de controlar los elementos que actúan en los distintos complejos articulares. El control sobre los elementos activos o neuromusculares es asociado al efecto de los elementos pasivos (propiedades mecánicas de los materiales que componen esos complejos articulares).

En general la estabilidad asociada a una articulación del cuerpo humano en el transcurso de una tarea motora tiene como objetivo mantener los segmentos anatómicos adyacentes en la posición angular adecuada durante todo el desplazamiento. (110)

La rigidez dinámica engloba las contribuciones de toda las estructuras localizadas en las articulaciones y fuera de la articulación (músculos, tendones, piel, tejido subcutáneo, ligamentos, cápsula articular y cartílago), a través de la estimulación muscular refleja. La influencia del control puede considerarse como existiendo intrínsecamente y representada por el nivel de activación muscular existente en cada instante. Esta activación muscular determina la rigidez dinámica descrita por las propiedades rígidas de los tejidos tendinosos y musculares.

La rigidez dinámica resulta de la asociación del control sobre los elementos activos (o neuromusculares) con el efecto de los elementos pasivos. El resultado de este efecto asociado permite distintos grados de concreción, sea un desplazamiento segmentario, una adecuada velocidad angular o la inmovilización de una determinada posición intersegmentaria. Esa capacidad hace variar los grados de seguridad y de solidez que proporcionan al individuo una fiabilidad de ejecución dentro de parámetros que permite por un lado, la estabilidad general del cuerpo y, por otro un margen de confianza en el que el desarrollo es más confortable que el realizado en límites dinámicos muy próximos del límite de procesos de lesión, es decir más allá de los límites de las propias estructuras y por lo tanto más allá de su estabilidad articular. (110)

En resumen, las informaciones que intervienen en la regulación postural son propioceptivas (neuromusculares y articulares) y exteroceptivas (visuales, vestibulares y cutáneas). (16)

Marco Teórico

La capacidad propioceptiva es definida como un conjunto de percepciones somatosensoriales que provienen de los receptores localizados en los músculos, en la piel y articulaciones, ya sean mecanorreceptores, termorreceptores o informaciones dolorosas de la periferia.

Así, la propiocepción recibe la información aferente que tiene inicio en las áreas periféricas internas del cuerpo y que contribuyen tanto al control postural como a la estabilidad articular.

Esta información propioceptiva emitida por los receptores articulares y musculares contribuye al control neuromuscular que sufre constantes revisiones y modificaciones.

La combinación de las informaciones provenientes de los distintos canales sensoriales permite al individuo modular, con eficacia, el sistema efector. Este acoplamiento percepción-acción favorece la integración del individuo con el ambiente, por lo que la planificación de las acciones motoras necesita que las informaciones sensoriales estén integradas. (16, 40, 41)

Las informaciones exteroceptivas son extraídas de la relación con el medio ambiente. El sistema vestibular detecta la sensación de estabilidad /inestabilidad a través de la orientación y movimientos de la cabeza. Igualmente el sistema visual está relacionado con la orientación de la posición y movimiento de la cabeza en relación al ambiente, teniendo un papel fundamental en la estabilización tardía de las correcciones posturales y en la planificación y reacciones anticipatorias. Las informaciones cutáneas vienen del tacto. (42)

El control de la estabilidad es esencial para el desarrollo motor normal, pero esta estabilidad puede ser afectada cuando surgen patologías en cualquiera de las partes del sistema de control postural, como ocurre en los individuos afectados por la PAF. (35, 43)

2.4. El pie en la locomoción – La marcha: fases de la marcha, contribución del pie en la marcha.

La marcha humana, también denominada marcha bipodal, está formada por un conjunto de gestos extremadamente complejos y característicos del ser humano. (44)

En cada individuo la marcha tiene características propias, que vienen determinadas por factores como la longitud del paso, el ángulo de la marcha, la velocidad a que se realiza el paso, la cadencia, etc.

Por tanto existe un denominador común, el ahorro de energía, o sea, una marcha normal de forma natural busca incesantemente un menor consumo energético. (45, 46)

La marcha bipodal es la forma característica de desplazarse del hombre (44), siendo un proceso evolutivo iniciado por automatismos innatos, que se desarrollan por un proceso de aprendizaje mediante un sistema de ensayo-error. (45)

Al ser la marcha un proceso que cada persona aprende, su desarrollo tiene características propias y están determinadas por múltiples factores, como la longitud de los segmentos del cuerpo o la masa de los mismos, así como por variaciones en la longitud y el grosor de las fibras musculares. (44)

El pie es la única referencia física que nos pone en contacto con el suelo, pudiendo considerarlo como un puzle, ya que no es posible aislar o modificar sus estructuras pero sí influir en el resto del conjunto (46) siendo así un elemento esencial en el equilibrio de las fases del apoyo podal, y una anticipación o construcción de un modelo interno de la marcha como una ubicación visual del suelo por delante del individuo. Esta comprobación, garantiza una colocación precisa del pie.

Después del control de la estabilidad por la colocación en el apoyo, es decir del pie, la musculatura alrededor del tobillo ejerce un control fino. (45)

El contacto del pie, no sólo en la fase de apoyo durante la marcha (estando compuesta la marcha por fases como abordaremos posteriormente), es de difícil análisis, debido a la complejidad anatómica de los segmentos del pie. (47)

Articulaciones como la subastragalina (ASA), la mediotarsiana (AMT) y la metatarso falángica (AMTF) presentan ejes que se encuentran angulados en relación a los planos del cuerpo, haciendo que el movimiento se realice en más de un plano, o sea, movimientos triplanares.

Los movimientos de estas articulaciones están interrelacionados y son esenciales para el funcionamiento normal del pie. (48)

2.4.1. La Marcha.

La marcha ha sido definida por diferentes autores y de diferentes formas. Para Wickstrom (1977), *situ in* la tesis de Master de Hugo Santos, la marcha se define como una forma natural de locomoción vertical, siendo su nivelación un motor importante para la alternancia progresiva de las piernas que están en continuo contacto con el suelo. (49)

Para Blanc la marcha se define como un modo de locomoción bipodal con actividad alternada y armónica de los miembros inferiores y el tronco y que determinan un desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo como una permanencia de la estabilidad dinámico del cuerpo. (45, 50)

Según los autores Noguer y Balcells, la marcha se trata de una función automatizada en la cual intervienen factores como la movilidad voluntaria (músculos que realizan el movimiento), movilidad extra piramidal (asociación de movimientos involuntarios que acompañan la marcha), centros de coordinación, elementos coadyuvantes como lo elementos sensoriales y los centros corticales para los movimientos que necesitan reflexión y atención. (51, 52)

Independientemente del consenso en la definición de la marcha, debido a la complejidad de la misma y como forma de permitir un mejor y más riguroso estudio y entendimiento de la misma, ésta se dividió en fases y periodos que se designan como el ciclo de la marcha, y que tiene una duración aproximada de un segundo. (50)

El ciclo de la marcha se define como el intervalo de tiempo que separa las sucesivas apariciones de los dos acontecimientos repetidos de la locomoción, o sea, el ciclo de la marcha se puede iniciar en el apoyo total del pie (por ejemplo el derecho) y se finaliza con el siguiente apoyo plantar del mismo pie. (15)

La marcha está compuesta por una sucesión de doble apoyo plantar y apoyos unilaterales, permaneciendo el cuerpo siempre en contacto con la superficie del suelo.

Así mismo, el ciclo de la marcha puede ser descrito como la sucesión de dos fases: la fase de oscilación, con una duración de unos 0,4 segundos y la fase de apoyo de unos 0,6 segundos. (15, 50, 53)

2.4.1.1. Ciclo de la Marcha.

La fase de oscilación corresponde al tiempo en el que el miembro inferior se encuentra en cadena cinética abierta (CCA), es decir, desde el instante en el que hay ausencia de contacto del pie con la superficie de apoyo. Ésta se define como el intervalo de tiempo entre el despegue digital y el choque de talón del mismo pie.

Esta fase corresponde al 38% del total según Barragán (50) y un 40% del ciclo según Moreno de la Fuente. (51) En esta fase el pie y el tobillo se encuentran en dorsiflexión de modo que las articulaciones y la musculatura puedan amortiguar de forma más efectiva las fuerzas de impacto de choque del calcáneo (inicio de la fase de apoyo). (50)

Tal como en la fase de apoyo, en la fase de oscilación, según el autor Moreno de la Fuente (51), se puede subdividir en tres periodos:

1. Fase de aceleración: desde el despegue hasta la posición vertical del miembro oscilante y comprende desde el 60% al 75% del ciclo.

Según Gras, Casillas y Dulier. (15) esta fase puede ser resumida simplemente como la fase anterior a la posición vertical del miembro oscilante.

2. Fase de oscilación intermedia - corresponde al paso del miembro oscilante a una posición posterior a la línea de gravedad del cuerpo hasta posicionarse anteriormente con respecto al mencionado eje. Esta fase la definen algunos autores como posición vertical del miembro oscilante. (15, 51)

3. Fase de desaceleración: ocurre después de que el miembro oscilante pase por delante del centro de gravedad del cuerpo y anterior a el nuevo choque de talón (del 75% al 100% del proceso). (51)

A su vez la fase de apoyo corresponde al inicio del contacto del pie con la superficie de apoyo, o sea, cuando el miembro inferior se encuentra en cadena cinética cerrada. Esta cadena fue descrita por primera vez por Huson, y según este autor el movimiento articular se encuentra interrelacionado, es decir, el movimiento de una articulación determinada va a influenciar en el rendimiento de otra articulación. (54)

La fase de apoyo se puede definir entonces como un intervalo de tiempo entre el choque de talón de un pie y el despegue digital del mismo pie, correspondiendo al 60% del ciclo de la marcha y que se puede subdividir en 3 periodos: (15, 44, 50, 51, 53)

1. Periodo de choque de talón: de 0 al 15% del ciclo de la marcha, Barragán refiere que su duración es de entre 0,1 a 0,15 segundos. (46, 50, 51)
2. Periodo de apoyo monopodal o según Barragán periodo de apoyo total. Es el periodo más largo, con una duración de unos 0,24 segundos. Corresponde del 15 al 45 % del ciclo de la marcha. (46, 50, 51)
3. Periodo de propulsión o despegue. Va desde el 40% del proceso al 60% y tiene una duración de 0,2 segundos. (46, 50, 51)

2.4.1.2. Implicaciones del pie en la marcha.

El pie ha sufrido diversas transformaciones evolutivas a lo largo de la historia. Desde que pasamos a la bipedestación, el peso corporal se tuvo que distribuir por dos estructuras relativamente pequeñas. (51, 55)

Siendo el pie la primera estructura en contacto con el suelo, asumiendo una gran importancia con respecto a la estabilidad postural bípeda.

Deste modo, alteraciones en los patrones biomecánicos condicionarán todas las estructuras del aparato locomotor, por lo tanto el estudio anatomo-descriptivo será manifiestamente insuficiente para la comprensión del funcionamiento del pie. (53)

El pie tiene 26 huesos, unidos entre sí por medio de ligamentos que conforman de esta manera las articulaciones. Estas pueden variar su configuración, grados de movilidad cuya estabilidad y congruencia está asegurada por las cápsulas articulares y reforzadas por los ligamentos intrarticulares. Solamente un hueso del pie, el astrágalo, se articula con los huesos de la pierna, la tibia y el peroné. (44) Una de sus características es que no tiene ninguna inserción muscular, siendo sus movimientos dependientes de los ligamentos y la orientación de las caras articulares con las articulaciones circundantes. (56)

En este sentido y según el autor Rueda M., el pie presenta tres características fundamentales para su normal funcionamiento: la consistencia concebida por sus partes óseas, la elasticidad concedida por sus articulaciones y la vigorosidad que viene dada por sus potentes músculos, ligamentos y tendones. (46).

Debido a la distribución topográfica de su anatomía y organización los huesos del pie tienen como función aguantar el peso del cuerpo y el avance locomotor, pudiéndose adaptar a cualquier situación de irregularidad. (44, 46)

El pie a través de sus estructuras óseas, está configurado para permitir y garantizar la permanencia de sus concavidades y apoyado por grandes ligamentos que tienen como principal función resistir a los esfuerzos violentos. Los músculos por su parte son requeridos principalmente en actividades prolongadas, actuando como tensores. (46, 51, 53)

Según Lelièvre citado por Moreno de la Fuente todos los músculos de la pierna y del pie, a excepción del tríceps sural tienen una participación en la sustentación de la arquitectura plantar, aunque unos de forma más activa que otros. (51)

Para Viladot, los músculos extrínsecos e intrínsecos, no tienen una función inmediata de mantenimiento de la morfología del pie, para este autor estos músculos tienen un acción complementaria, sin olvidar el papel importante de los ligamentos, así como las carillas articulares que forman los huesos del pie, o sea, todas estas estructuras tiene una función pero en proporciones diferentes. (53)

Marco Teórico

Las estructuras arquitectónicas que forman el pie están constituidas por una serie de trabéculas óseas que se orientan de tal manera que pueden soportar mejor las fuerzas de compresión, mientras que las estructuras ligamentosas, musculares y aponeuróticas soportan las fuerzas de distensión. (44)

La articulación subastragalina (ASA), tiene un papel preponderante en respecto a la amortiguación (48, 53, 56) pero su acción está complementada por la articulación mediotarsiana (AMT), por lo tanto la capacidad de amortiguación del pie viene determinada por el conjunto óseo llamado retropié, que está formado por la articulación tibioperoneoastragalina (TPA), por la ASA y por la AMT. (24)

Cuando el pie se encuentra fijo en el suelo, es decir, en cadena cinética cerrada, los movimientos de la ASA suceden a través de movimientos en sentido interno o externo en relación a la pierna. Una rotación interna de la pierna es acompañado de una desviación medial, y viceversa, cuando la pierna está rotada externamente, la desviación se realiza lateralmente. (53, 54, 56, 57)

En conjunto, las articulaciones del tarso forman, junto al tobillo, los metatarsianos y el tejido adiposo de la planta del pie, un sistema de amortiguación.

Estas actúan como una barra de torsión, estando formada a partir de la zona posterior de la ASA y el calcáneo, formándose a partir de este eje y situándose por fuera de la tibia, ya que el eje de la ASA es externo al tobillo.

En este sentido la ASA y el tobillo actúan como un cardan (articulación empleada en mecánica para transmitir un movimiento de rotación en direcciones distintas.) y transmitiendo el peso que llega a la tibia y al calcáneo. (53)

Tal como refiere el mismo autor, existe otro mecanismo de barra de torsión que, en este caso, la barra de torsión se forma a partir del calcáneo, pero pasa por la parte central de las articulaciones de Lisfranc, I metatarsiano, y formando una zona transversal de los cuneiformes o eje de rotación (Figura 5). (53)

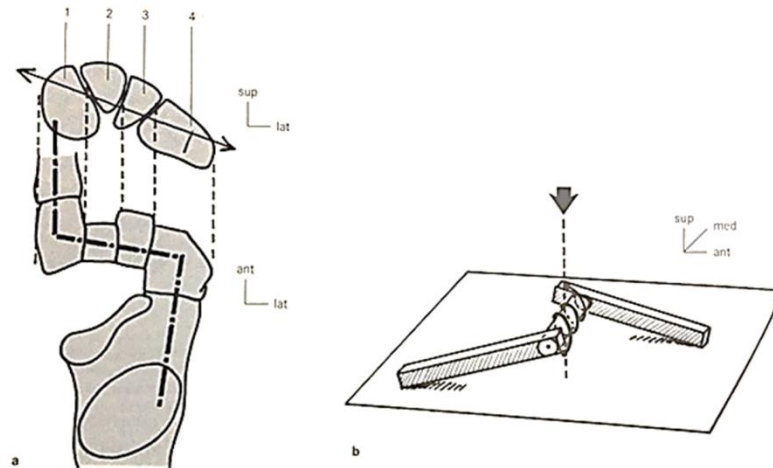


Figura 5 – Barra de torsión del tarso anterior

Fuente: Adaptado de Dufour (2006)

Con estos dos mecanismos de torsión, la articulación subastragalina absorbe la rotación en forma de pronación o supinación, o sea, cuando el pie está sometido a una carga anormal y excesiva, como en un salto, este va a amortizar y redistribuir las fuerzas a través del sistema de torsión, que en la práctica se manifiesta en la pronación subastragalina. (58)

Para que el pie consiga mantener esta capacidad de amortiguación así como de redistribución de fuerzas, este tiene que estar ayudado no solo por la acción de los ligamentos existentes sino también por los músculos tanto intrínsecos como extrínsecos del pie. (53)

Marco Teórico

Existen en el pie 24 músculos actuando en el tobillo y en el pie, 13 de ellos tiene origen fuera del pie (Tibial anterior; Extensor largo del Hallux; Extensor largo de los dedos; Peroneal anterior, Peroneal largo; Peroneal corto; 2 Gastrocnemios ; Soleo; Músculo delgado plantar; Flexor largo del Hallux; Flexor largo de los dedos y Tibial posterior) y los 11 restantes dentro del pie (Extensor corto del Hallux; Extensor corto de los dedos; Abductor del 5º dedo; Flexor corto del 5º dedo, Flexor corto del Hallux; Flexor corto de los dedos; Abductor del Hallux, Cuadrado plantar; Lumbricales; Interosseos y Abductor del Hallux). Los 13 músculos extrínsecos, a excepción del tríceps sural y el músculo delgado plantar, actúan en las articulaciones subastragalina y mediotarsiana. De esta forma, los músculos del pie desempeñan un papel importante en la absorción de impactos de gran magnitud. (58)

El pie está bien adaptado a los movimientos que implican mecanismos complejos, se puede afirmar que presenta 4 funciones dinámicas:

- 1.- Permite la propulsión, en especial al andar o al correr, subir escaleras o el impulso necesario para dar saltos y sus repeticiones.

- 2.- Permite el equilibrio en movimiento, asegurando una buena adaptación al suelo. La estabilidad transversal está asegurada principalmente por la articulación subastragalina, en lo que se refiere al retropié, en el antepié esta estabilidad la aseguran los metatarsianos. El sistema muscular es responsable principalmente de la estabilidad lateral.

- 3.- Permite amortiguar las presiones sobre la zona plantar en cada paso. A través de ésta capacidad amortiguadora que el pie presenta, el peso del cuerpo es distribuido uniformemente.

- 4.- Permite adaptarse a la actividad, produciéndose alteraciones específicas en consonancia con la sollicitación mecánica de la región del pie implicada. (59)

El movimiento del pie se articula en torno a dos ejes: a) el eje horizontal del astrágalo, donde se produce la flexión plantar y dorsal del tobillo y b) el eje diagonal que va desde una zona postero-inferior externa del calcáneo hacia la zona antero-superior interna, pasando a través del calcáneo. En este eje, llamado eje de Henke, se producen movimientos de pronación y supinación (Tabla 1). (56, 24, 59)

Tabla 1 - Posición en grados del eje de Henke en relación a los planos transversos y sagital.

Autor	Plano transversos	Plano sagital
<i>Root</i>	41°	16°
<i>Downing</i>	51°	18°

Los movimientos de pronación y supinación se realizan a través de las articulaciones astragalonavicular y astragalocalcanea. Estas articulaciones son fundamentales, ya que permiten que el pie y el tobillo trabajen con el resto de la pierna. La rotación interna de la pierna lleva a una eversión del calcáneo, la cual produce una ligera pronación y aplanamiento del arco longitudinal interno cuando se realiza el choque de talón. Por otro lado, la rotación externa de la pierna, conlleva una inversión del calcáneo, lo que produce una supinación de antepié y de estabilización de la articulación transversa del tarso cuando se da el despegue en el último periodo del ciclo de la marcha. (56, 24, 59)

2.4.1.3. Posicionamiento articular de los segmentos del pie.

El ciclo que constituye el paso comienza con la supinación del pie antes dar el choque de talón, que según Moreno de la Fuente, este periodo está comprendido entre el 0 y el 15 % de la fase, produciéndose el contacto en la zona posteroexterna del talón. (51)

Cuando este toca con el suelo no solo se produce una pronación del pie a través de las articulaciones subastragalina y mediotarsiana sino que también la pierna rota internamente, efectuándose de esta manera una eversión del calcáneo.

A medida que la ASA va pronando, la articulación de Chopart, que está formada por las articulaciones astragaloescafoidea y calcaneocuboidea, aumenta su amplitud de movimiento debido a la menor divergencia entre sus dos ejes, convirtiendo el pie en un adaptador móvil.

El antepié, en esta fase, se encuentra en inversión en relación al retropié, haciendo que el borde externo del antepié contacte primero con la superficie de apoyo y no el borde interno.

Marco Teórico

En el periodo comprendido entre el 15 y el 40% del ciclo de la marcha, el pie se encuentra en su máxima pronación a través de la ASA y de Chopart. Este movimiento permite al pie absorber el impacto y adaptarse al suelo. A la mitad de ésta fase se produce el despegue del talón del suelo. A medida que el peso va recayendo sobre la fascia plantar, ésta se va volviendo más tensa.

A partir de este instante, la ASA, inicia progresivamente una fase de supinación al mismo tiempo que la pierna rota externamente, llevando al calcáneo a una posición de inversión, al antepié a una pronación y un bloqueo de la articulación transversa del tarso, lo que permite al pie comportarse como una palanca rígida, mientras que los dedos se impulsan hacia adelante, produciendo así una propulsión del cuerpo. En esta fase se produce una contracción concéntrica de la musculatura intrínseca del pie de modo que prevalece la arquitectura normal del pie. (51, 60)

Del 40 al 60% del ciclo de la marcha entramos en un periodo propulsivo, que se inicia cuándo el eje de la tibia pasa a ser perpendicular al pie, produciendo la elevación del talón de la superficie de apoyo y el consecuente despegue del antepié y los dedos.

En este periodo, los dedos soportan la carga corporal actuando como estabilizadores y permitiendo, de ésta forma, una propulsión eficiente.

Terminado este periodo, termina la fase de apoyo o de cadena cinética cerrada y se inicia la fase de oscilación. El periodo inicial de esta fase, también denominado periodo de aceleración ocurre entre el 60% y el 75%. En este periodo, el pie, adquiere un papel más pasivo, aunque ocurren movimientos intersegmentarios de sus articulaciones.

Debido al hecho que nos encontramos en cadena cinética abierta es el calcáneo que realiza movimientos de flexión dorsal, abducción y pronación alrededor del astrágalo. Con el mismo movimiento, el calcáneo también arrastra consigo el cuboides y este el escafoides. La articulación subastragalina y metatarso-falángica, a su vez, realizan un movimiento de eversión, disponiendo el antepié en pronación.

Durante este periodo solamente existe actividad de la musculatura extrínseca del pie, especialmente, el compartimento anterior cuya acción actúa en el antepié. Al respecto del segundo periodo de oscilación (desde el 75% al 100%) la ASA inicia un movimiento pasivo de inversión, manteniéndose hasta un nuevo contacto inicial de un nuevo ciclo. (45, 51, 60)

La ASA se coloca en inversión arrastrando consigo a la articulación metatarsofalángica y así sus ejes pasan a una posición convergente, permitiendo la estabilidad del pie. Debido a estos movimientos intersegmentarios, el antepié, pasa de una posición de pronación a una posición de supinación.

En este segundo periodo de la fase de oscilación la musculatura del compartimento anterior de la pierna presenta una actividad importante, no sólo manteniendo el antepié en una posición de supinación, sino preparándolo para la amortiguación en el choque de talón.

Así, pequeñas alteraciones de la fuerza muscular, de los mecanismos articulares o de la configuración del pie pueden alterar todo el sistema. Todos los segmentos integrantes del aparato locomotor pueden ver alterada su estructura fisiológica, tanto en posición cuasi estática como durante la marcha debido a trastornos podológicos. (51, 60)

2.4.1.4. Ejes articulares y grados de libertad.

Durante muchos años el pie ha sido considerado como un apéndice aislado, sin que fuese reconocida cualquier interrelación con el resto del aparato locomotor. (46)

La anatomía fue la ciencia que probablemente comenzó a buscar sobre el pie y a discutir sobre su estructura y función. Los huesos forman la parte arquitectónica y el resto de las estructuras mecánicas responsables del movimiento se encuentran insertadas en éstos. (61)

I. Articulación Tibioperoneoastragalina:

La articulación TPA es la única articulación que sirve como punto unión entre la pierna y el pie. Es una trocleartrosis con solamente un eje de movimiento, a pesar de que sus movimientos sean triplanares (60, 62, 63)

De hecho el eje articular presenta una desviación de 8° en plano frontal y de 6° en el transversal, y relación al eje mediolateral del pie.

Estas desviaciones del eje articular conlleva un desplazamiento del astrágalo en el plano horizontal produciéndose pequeños movimientos de eversión/abducción e inversión/aducción siempre que se asocien a flexión dorsal y flexión plantar respectivamente. (10, 44)

Esta articulación es imprescindible para que se produzca una adecuada progresión durante la marcha así como una absorción de las fuerzas resultantes del primer contacto con el suelo. En esta fase inicial del choque de talón la articulación se encuentra en posición neutra, sufriendo un movimiento hacia flexión plantar (Figura 6).

Durante la fase de apoyo total del pie esta pasa de una posición neutra a una flexión dorsal y por último durante la fase de despegue se posiciona en flexión plantar. (44, 60, 64)

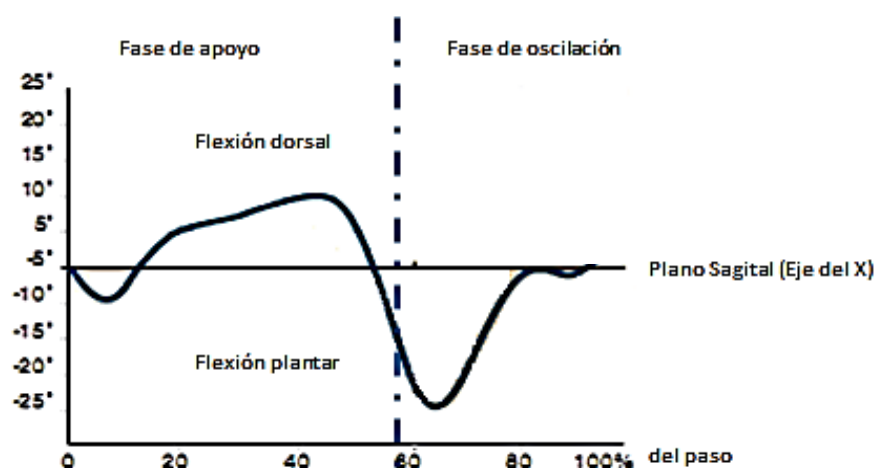


Figura 6 - Tobillo - Fases del ciclo de la marcha.
Fuente: Adaptado MovLab, 2014.

Los movimientos de flexión dorsal y flexión plantar se producen alrededor del eje transverso o medio-lateral, siguiendo a las asociaciones A.A.O.S y A.M.A. un movimiento de flexión dorsal de 20° y uno de 50° para la flexión plantar según A.A.O.S. y 40° según A.M.A. son movimientos normales (Figura 7). (65)

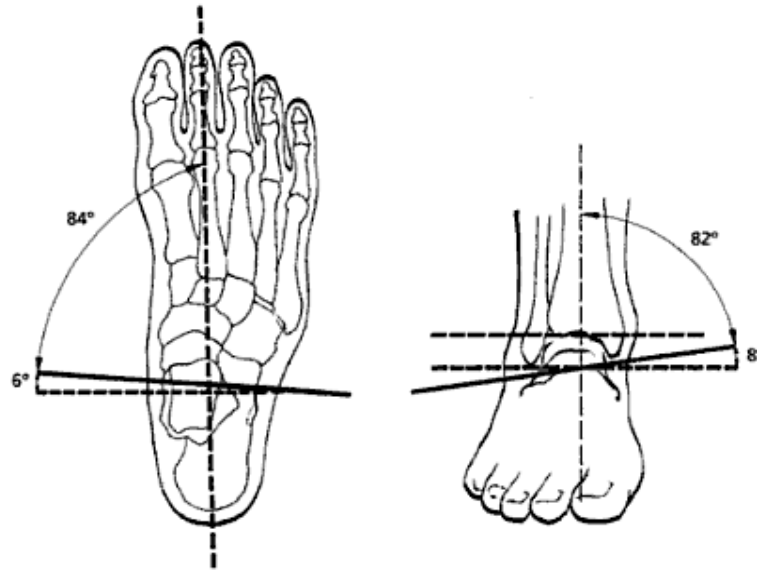


Figura 7 - Ejes del Tobillo.
Fuente: Adaptado de Núñez-Samper, 2000.

II. Articulación Subastragalina:

La articulación ASA es una articulación compleja formada por el astrágalo y calcáneo. Estos huesos presentan dos facetas articulares, una posterior y una anterior, siendo la posterior del astrágalo de forma cóncava contacta con la superficie convexa del calcáneo.

El complejo articular subastragalino se mueve alrededor de un solo eje, el eje de Henke (Figura 8), de orientación oblicua, proporcionado de este modo, movimientos triplanares. Su orientación forma un ángulo de 42° con el plano transversal y de 16° con el plano sagital, o sea, el eje se dirige de arriba para abajo, de dentro hacia afuera y de medial a lateral. (44, 56, 60, 63)

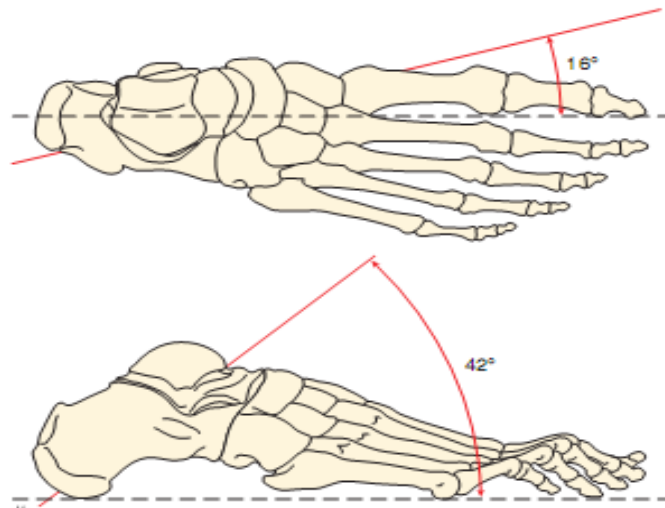


Figura 8 - Ejes de Henke.
Fuente: Adaptado de Y. Abols, 2008.

En el inicio de la fase de apoyo, el choque de talón se efectúa en ligero varo, cerca de 2° , pero en el instante que se efectúa el apoyo del talón se produce una eversión en la ASA, colocando el talón en valgo de 5 a 10° . En el instante de despegue, se produce una inversión de la articulación hasta alcanzar un varo de 5° aproximadamente.

Durante todo el periodo de la marcha la ASA desarrolla un movimiento total de 8 a 18° . Según los autores referenciados la amplitud de movimiento de la ASA varía entre 5 a 10° para la eversión y 25 a 30° para la inversión (Figura 9). (44, 56)

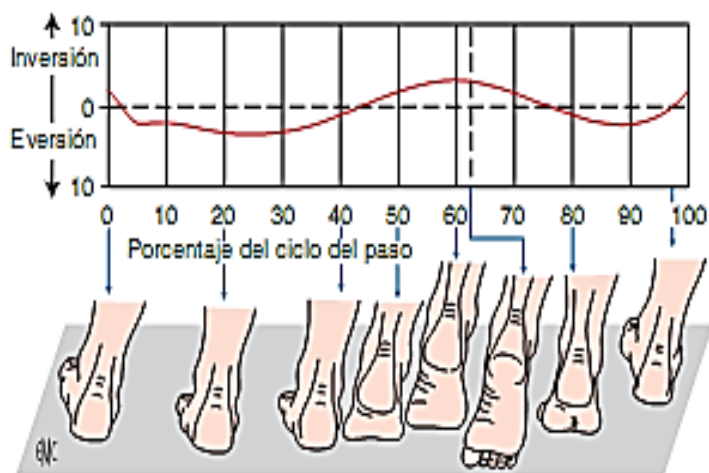


Figura 9 - ASA - Fases del ciclo de marcha.
Fuente: Adaptado de Y. Abols, 2008.

Siendo la ASA una articulación que no realiza sus movimientos en un solo plano, dificulta la cuantificación de los mismos, tanto en posición cuasi estática como durante la marcha, en este sentido, dependiendo del autor que se consulte, referencian variadas amplitudes de movimiento, como podemos observar en la tabla abajo indicada (Tabla 2). (60, 65)

Tabla 2 - Grados de Inversión / Eversión da ASA.

	Inversión	Eversión
Boone	5°	4,5°
Kapandji	45°	35°
Cynthia e Joyce	5°	5°

III. Articulación Mediotarsiana:

La articulación mediotarsiana se compone a su vez en dos articulaciones, la astrágalonavicular y la calcaneocuboidea, siendo considerada una enartrosis. Su interlinea articular presenta una forma de “S” itálica, con una concavidad anterior constituida por el calcaneo y cuboides y una posterior formada por el astrágalo y escafoides. (60)

Sus movimientos triplanares se consiguen a través de dos ejes oblicuos con distinta orientación. (44, 60, 63) El eje longitudinal forma un ángulo de 15° en relación al plano transversal y de 9° en relación al sagital. En cuanto al eje oblicuo forma un ángulo de 52° con el plano transversal y de 57° con el plano sagital. (44, 60)

Una de las ventajas de la existencia de estos dos ejes es la de permitir la libertad de movimientos de inversión y eversión del antepié sin que estos movimientos influyen directamente en el retropié. (44, 60)

No obstante hay autores que defienden que esta articulación presenta un único eje de movimiento. Este eje forma un ángulo de 37,9° con el plano transversal y de 29° con el plano sagital. De acuerdo con estos autores esta situación ocurre porque el escafoides y el cuboides funcionan como un único elemento rígido. (66, 67)

La amplitud total de movimiento de la mediotarsiana es de 50° de los cuales 35° corresponden a la supinación y 15° a la pronación. (51, 68)

IV. Articulación Metatarso falágica:

El pie dispone de cinco articulaciones metatarso-falágicas, en las que se articula la cabeza de cada metatarsiano con la base de la falange proximal correspondiente, se consideran articulaciones de tipo enartrosis y moviéndose sobre dos ejes, uno vertical y otro horizontal, sobre el último se realizan movimientos de flexión y extensión y sobre el vertical de abducción y adducción de los dedos. De todos modos estos últimos son poco significativos y durante la marcha no son perceptibles. El control de la movilidad de estas articulaciones es fundamental para el desarrollo de una correcta progresión en la marcha. En parte, la estabilidad del antepié depende de la capacidad estabilizadora de las articulaciones metatarso-falágicas. (44, 51, 60)

No obstante la primera articulación metatarso falágica se diferencia de las restantes por sus características anatómicas y funcionales. Esta articulación además de disponer de dos sesamoideos, formando un sistema glenoide-sesamoideo tiene como función servir que anclaje de la musculatura flexoadductora. (44, 60)

La amplitud de movimiento de las articulaciones metatarso falágicas también varía entre la primera y las demás. Como valores de referencia para la primera articulación metatarso-falágica tenemos 70° a 90° de extensión y 50° a 70° de flexión, para el resto la extensión presenta valores de 70° y 60 de flexión. (61)

2.5. Análisis del pie en la marcha con medios de laboratorio.

2.5.1. Estudios dinamométricos - Plataforma de fuerza vs plataforma de presiones.

Tabla 3 - Plataforma de Fuerzas y plataforma de presiones: Principales características técnicas.

	Plataforma de fuerza	Plataforma de presiones
Descripción	<ul style="list-style-type: none"> - Análisis cinético: cuantifica fuerzas externas sobre el pie (Fuerza reactiva del apoyo); - Obtención de tres componentes de fuerza: 1 vertical (Fz) y 2 horizontales (Fy – antero-posterior y Fx - medio-lateral); - Posibilidad de obtener el centro de presiones – CoP (através de MF y sus componentes FRA) - Utilizan sensores de cristal artificial con transductores de Quartzo, o célula de carga con transductores de tipo straining gauge. - Sensores generan señal eléctrica después de una carga mecánica - Calidad de los datos puede ser influenciada por mala instalación de la plataforma - La vibración puede interferir con los datos - Tiene un acondicionador de señales y un convertor de analógico/digital (A/D) - Para comparación de datos es necesario su normalización - Examen en cuasi estática y durante la marcha. - Cuantifica la fuerza ejercida sobre el pie como un todo. - Mide desaceleración y aceleración de la marcha. - Valores en Newton. 	<ul style="list-style-type: none"> - Análisis cinético: cuantifica fuerzas que actúa en la superficie plantar (Presiones) - Solo cuantifica la fuerza en el plano de medición (Componente vertical) - Análisis detallado de la distribución de las fuerzas (presiones) en las distintas regiones de la planta del pie. - Obtiene directamente el centro de presiones (CoP) - Distribución de la presión plantar en cuasi estática y durante la marcha - Obtiene picos de presión - Obtiene presiones puntuales - Los sensores pueden ser utilizados de forma aislada o en grupos sobre una matriz - Los sensores pueden ser capacitivos, resistivos, hidrocélula o podo barógrafos - El tipo de sensores, la distancia entre si y su dimensión pueden ofrecer datos diferentes - Los datos difieren en función de la alineación, o histéresis y el crosstalk entre los diferentes sensores - Los sensores capacitivos no deben operar a frecuencias superiores a 100 Hz. - La vibración no interfiere en los datos. - Valores en N/cm².

2.5.2. Tipos de modelos biomecánicos y porqué se debe hacer análisis de laboratorio.

La Biomecánica usa el método cibernético con el fin de obtener una aproximación cuantitativa de la ejecución que conlleva a un resultado. Para cada fase de la tarea motora en que sea posible aplicar el concepto de función de transferencia, el método cibernético usa el principio de la analogía para substituir una situación real por un referencial teórico, el modelo. En Biomecánica las relaciones funcionales son descritas en términos físico-matemáticos. (5)

Representa un conjunto de acciones, a partir de las cuales se deduce un conjunto de consecuencias. Es una traducción lógica de funcionamiento del sistema y es una reproducción o copia del mecanismo causador del comportamiento.

Los modelos biomecánicos permiten una minimización de los errores de medición provocados por la fase metodológica de digitalización y por los algoritmos usados. Con una base metodológica experimental adecuada se irá desarrollando un modelo numérico basado en técnicas de optimización para la filtración y corrección de las mediciones experimentales y los modelos biomecánicos a través de múltiples cuerpos. (5)

La utilización de modelos biomecánicos para el estudio del comportamiento humano tuvo una primera parte para reproducir la complejidad del movimiento humano en representaciones matemáticas que indirectamente no suministra los datos necesarios, que según su autor puede designarse como "*Inverse dynamical techniques*". Como evolución de los sistemas y de las metodologías, rápidamente esta técnica evolucionó hacia "*Direct dynamic Solutions*", retirando así las representaciones matemáticas y simulando el movimiento humano normal y patológico basado en patrones neuronales y motores. (108)

Siendo el pie una estructura multiarticular compleja y responsable de la interacción con la superficie de apoyo, muchos autores (1, 2, 8, 69, 72 - 79, 81, 108) comienzan a desarrollar un modelo cinemático del pie con el propósito de comprender mejor su influencia en la marcha humana así como contribuir de forma importante en la toma de decisiones en el área de la salud.

Marco Teórico

En 1985, los autores Dul y Jonhson describen un modelo cinemático del pie formado por tres segmentos (pierna, astrágalo y pie), que se conectan por articulaciones simples de rotación pero sin traslación.

El autor define la articulación entre la pierna y el astrágalo como articulación del tobillo y la articulación de astrágalo con el pie como articulación subastragalina. (69)

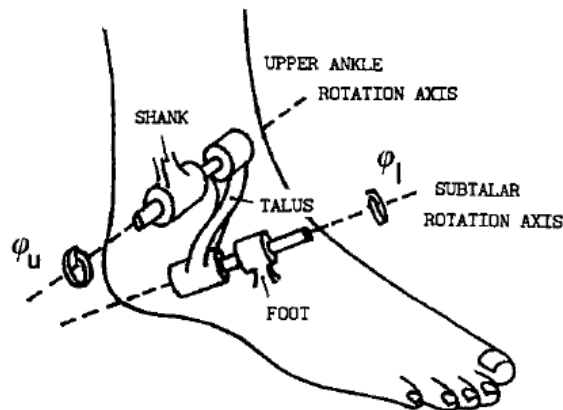


Figura 10 - Modelo multisegmentario del pie. (3 segmentos rígidos)
Fuente: Adaptado de Dul y Jonhson , 1985.

Fueron utilizados marcadores en la piel, colocados en relieves óseos, para la determinación de un sistema de coordenadas cartesianas (x, y, z). Por cada segmento se colocó 3 puntos de referencia para que se constituyese un segmento triangular, formándose así un modelo matemático que describe cualitativamente la posición relativa del sistema de coordenadas local del pie en relación al sistema de coordenadas de la pierna.

Las dos variables introducidas son ángulos de rotación en flexión dorsal y flexión plantar, así como también inversión y eversión. (69)

En 1993, Scott y Winter desarrollaron un modelo compuesto por 8 segmentos, 8 grados de libertad monocéntricos y 7 zonas independientes en las que se utilizaron muelles y amortiguadores con el objetivo de cuantificar la variación del tejido blando y el estudio a nivel del eje Y.(70)

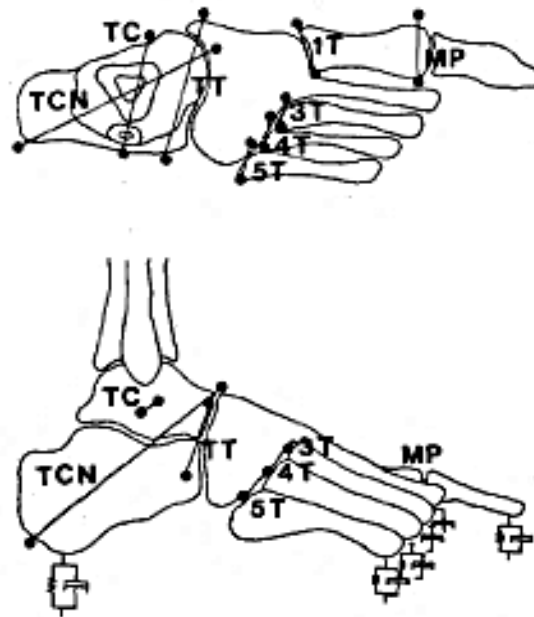


Figura 11 - Modelo multisegmentario del pie. (8 segmentos rígidos)
Fuente: Adaptado de Scott y Winter, 1993.

Atendiendo a las limitaciones de la época, en especial a lo que se refería a software y al coste inherente a su adquisición este estudio fue un gran impulso para la evolución de los modelos cinemáticos del pie en 3D, teniendo en cuenta, que los modelos anteriores no consideraban, por ejemplo, los dedos y las articulaciones distales, ni los tejidos viscoelásticos, así como la caracterización espacial del eje mediolateral.

Este modelo permitió cuantificar el movimiento en carga del pie, previendo también los movimientos de las articulaciones tibio-peroneo-astragalina y astrágalo-calcánea, así como la compresión de los tejidos blandos y la distensión entre talón y la zona metatarsal.

Las principales ventajas que presentaba eran la previsión de movimientos independientes entre tarso y metatarso, con la excepción del II metatarsiano, así como entre los metatarsianos. También preveía la flexión dorsal y plantar de las articulaciones metatarso-falángicas, en especial la articulación del hallux, así como la modificación del arco plantar durante la fase de apoyo.

En este estudio, se introdujo un sistema de referencia en el laboratorio o punto G, permitiendo que sirviera como punto de referencia local (LRS) a nivel de cada segmento.

Marco Teórico

Sus principales ventajas son la necesidad de ser dividido en tres segmentos para su estudio, volviendo su interpretación compleja, y usando matrices matemáticas de transformación.

Así las articulaciones eran estudiadas asumiendo que tenían grados de libertad de movimiento único y monocéntricos. El segmento tarso incluía al II metatarsiano, formando un único elemento rígido, siendo necesaria la utilización de Rx. (70)

En 1995, Cappozzo et al, desarrollaron una metodología válida para la elaboración de un protocolo de descripción de movimientos en 3D. Este protocolo pretendía que los resultados obtenidos en los diferentes laboratorios se pudieran comparar y así usar una metodología común. (111)

Este protocolo sirvió como base a los autores Leardini et al, que en 1999, desarrollaron su propio modelo cinemático del pie. Este modelo divide al pie en 5 segmentos: tibia y peroné, calcáneo, mediopié (compuesto por escafoides, los tres cuneiformes y el cuboide), I metatarsiano y hallux, y permitiendo así calcular la rotación de las articulaciones del pie alrededor de los 3 ejes y planos anatómicos. Así fue posible cuantificar movimientos de prono-supinación. (2)

Para la descripción de las referidas rotaciones articulares los autores utilizan un sistema de coordenadas confeccionado por Grood y Suntay (JCS). (71)

Para cada articulación el eje Z define la flexión dorsal y plantar, el eje Y define la rotación interna y externa y el eje perpendicular a los dos anteriores (eje X) define la supinación y la pronación. La recogida de los datos cinemáticos y cinéticos se efectuó a través de un sistema de estereofotogrametría y con una plataforma de fuerzas, respectivamente. El protocolo utilizado era no invasivo, es decir, sin la necesidad de recurrir a cualquier medio auxiliar de diagnóstico, como por ejemplo los Rx.

En este estudio los autores utilizaron una técnica a través de un sistema de calibración anatómica (CAST) para la identificación de los puntos anatómicos de referencia obteniendo así un sistema de acuerdo al sistema de coordenadas del laboratorio. Los marcadores estaban colocados en conjuntos de 4 formando un aglomerado rígido.

Marco Teórico

Este aglomerado tiene como principal ventaja una mejor orientación y un menor número de cámaras para su captura, aunque no está exento de fallos, ya que cuando ocurre algún error en uno de los marcadores del conglomerado, queda afectado el conjunto completo.

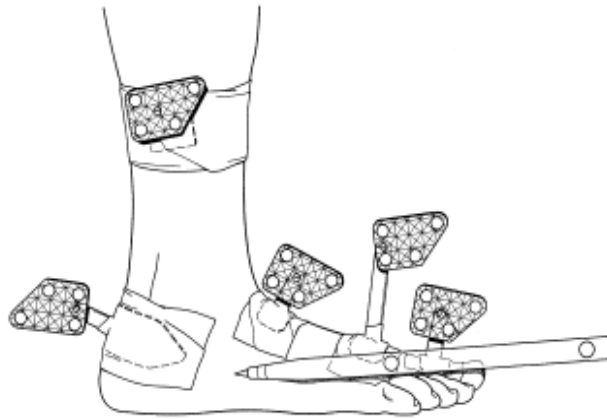


Figura 12 - Modelo multisegmentario del pie por conglomerados.
Fuente: Adaptado de Leardini et al, 1999.

Como existen 5 aglomerados, o sea, un aglomerado por segmento, cuándo había un error, quedaba afectado un segmento completo.

Para limitar los errores causados por los fallos de los aglomerados, los autores definieron un protocolo que diferencia dos tipos de marcadores: marcadores anatómicos (marcas directamente en la piel) y los marcadores técnicos (los aglomerados).

Los aglomerados también limitan el estudio en el caso de pies pequeños, como por ejemplo los pies de niños.

Uno de los avances de este estudio fue el hecho de posibilitar el estudio cinemático en estática, de modo que se consiguieron valores de referencia para crear posiciones neutras que se usaran en los estudios dinámicos, aunque sólo en la fase de apoyo del ciclo de la marcha. Otra de las grandes ventajas de este estudio es que se creó un segmento específico para el hallux, permitiendo determinar la importancia de esta estructura durante el ciclo de la marcha, especialmente en la fase de propulsión. (2)

Marco Teórico

En 2001, los autores Carson et al desarrollaron un modelo multisegmentario del pie con 4 segmentos, cuyo protocolo es aplicable en la marcha así como para fines médicos y para la investigación. Igual que en el estudio anterior se usó un sistema de estereofotogrametría, aunque en este caso los marcadores que definen los segmentos se encontraban aislados y se aplicaban directamente sobre la piel, de modo que en caso de error, estos no comprometieran la captura.

A través de este modelo, los investigadores pretendieron simplificar el complejo anatómico de 28 huesos, asumiendo cada segmento como un cuerpo rígido. Los segmentos definidos fueron la tibia compuesto por tibia y peroné, el retropié compuesto por astrágalo y calcáneo, el antepié compuesto por los 5 metatarsianos y el hallux compuesto por la falange proximal. Una de las grandes desventajas que puede designarse a este modelo es que no contempla un segmento para el mediopié, ya que los autores designan un papel de transferencia de movimiento de retropié a antepié, que en la práctica permite aproximarse a la cuantificación de la posición relativa del mediopié. (72)

A través de este modelo es posible cuantificar los ángulos intersegmentarios, de acuerdo con los protocolizados por Grood y Suntay (JCS) (71) entre el segmento tibia y el suelo, entre el segmento retropié y tibia, antepié y retropié, así como entre los segmentos hallux y antepié. Así es posible valorar el movimiento angular y los tres planos anatómicos.

El protocolo utilizado es simple y no invasivo, no necesita de información radiológica u otro medio de diagnóstico auxiliar. Se efectúa una prueba en estática para obtener valores de referencia y posición neutra, lo que supone una desventaja ya que en la práctica clínica no existen valores de neutralidad.

Sin embargo, el modelo descrito prevé un análisis cinemático bastante fiable con datos precisos y repetitivos entre observadores y en el tiempo, siendo la variación de los datos más probable sólo en las alteraciones a la hora de colocar los marcadores. (72)

En 2003, los autores MacWilliams, Cowley y Nicholson, crearon su propio modelo multisegmentario del pie considerando que los modelos singulares rígidos con solamente un centro de rotación a nivel del tobillo tomaban cuantificaciones a nivel de ésta articulación movimientos que se realizaban en otro nivel.

Marco Teórico

De este modo, sólo cuando los valores obtenidos eran anormalmente excesivos era posible percibir el error, y era imposible saber donde ocurría. (73)

En este sentido, los autores describen un modelo con 9 segmentos, siendo posible determinar los ángulos intersegmentarios de 8 articulaciones de los referidos 9 segmentos, dando un total de 56 valores.

Los modelos multisegmentarios del pie toman como objetivo percibir la cinemática del complejo estructural que es el pie y como tal los diferentes modelos varían de acuerdo con el objetivo de los estudios, la percepción que tienen los investigadores de los parámetros biomecánicos del miembro inferior y en especial del pie, así como del desarrollo de la tecnología que estudia la marcha.

Así, y teniendo como comparación los modelos anteriormente descritos y sus limitaciones los autores presentan algunas diferencias significativas en la concepción de un modelo 3D, en especial en la creación de dos segmentos del antepié, el medial y el lateral, permitiendo valorar la influencia y la variación del antepié en dos segmentos independientes.

Dependiendo de la fase de la marcha en que nos refiramos, los posicionamientos intersegmentarios son distintos y se influyen mutuamente. Con el modelo de nueve segmentos, una de las principales ventajas es que se pueden cuantificar esas variaciones y su comportamiento.

Por ejemplo, los resultados muestran que cuando la articulación tarso metatarsal genera más fuerza, la metatarso-falángica absorbe una cantidad de fuerza semejante. Sin embargo, el elevado número de marcadores y segmentos puede ser también una desventaja, ya que el segmento de los dedos puede estar desvalorizado por su poca influencia al caminar, con excepción del hallux. (112)

El elevado número de segmentos también nos permite obtener una correlación con los ejes anatómicos. (73)

En 2004 los autores Myers et al adaptan el modelo para caminar de Milwaukee, inicialmente desarrollado por los autores Kidder et al 1996. (74, 75)

Marco Teórico

Estos autores desarrollan un primer modelo pediátrico con 4 segmentos, el segmento tibia formado por tibia y peroné, el segmento retropié formado por astrágalo, escafoides y calcáneo, el segmento antepié, formado por cuboides, cuneiformes y metatarsianos, y el segmento Hallux.

Las principales ventajas es que presentan marcadores de dimensiones reducidas si se comparan con los estudios anteriores, así como las distancias a las que fueron colocados eran variables de acuerdo con el tamaño del pie.

Este modelo de 4 segmentos se constituye por 12 marcadores, tres por segmento, posibilitando también la cuantificación de los ángulos intersegmentarios, tanto en la fase de apoyo como en la fase de oscilación, y posibilitando el cálculo de rotaciones en relación al segmento proximal y en caso del segmento pierna en relación al laboratorio.

En el segmento hallux se colocó una triada de marcadores, alineados, que permitían la definición de un plano, y por tanto la valoración de los tres planos anatómicos.

Sin embargo, una de las grandes limitaciones del estudio, es que no definía el segmento mediopié, formando un segmento rígido entre cuboides, cuneiformes y metatarsianos. Siendo el retropié fuente de múltiples patologías (1, 113) sería útil la posibilidad de cuantificar su función.

Los valores presentados pueden resumirse en movimientos intersegmentarios, sin ser cuantificados los movimientos de prono-supinación de antepié.

El retropié presenta un marcador a nivel de la región posterior del calcáneo, que además de definir la línea de Helbing permite cuantificar los movimientos de varo-valgo del retropié. La indefinición de un eje longitudinal del pie imposibilita la cuantificación de los movimientos de ABD y ADD. (75)

En 2006, los autores Stebbins et al utilizan un modelo preexistente y lo adaptan a los niños con modificaciones importantes en los conceptos de movimientos intersegmentarios. (8)

Aunque el número de segmentos definido sea igual que el de sus antecesores (72), la redefinición de algunos marcadores permite una mayor flexibilidad, siendo posible cuantificar las modificaciones del arco longitudinal interno del pie, así como sus variaciones en relación con el mediopié lateral.

Marco Teórico

El modelo original estaba compuesto por un segmento rígido Tibia (Tibia + Peroné), un segmento retropié (calcáneo y astrágalo), el segmento antepié (los 5 metatarsianos) y el segmento del hallux (falange proximal).

A modo de reestructuración del modelo, el segmento tibia fue redefinido con un marcador en el centro de la articulación de modo que se compatibilizaba con el modelo del cuerpo, lo que se traduce como una gran ventaja, permitiendo la relación del pie con otros segmentos corporales.

El segmento retropié se alteró de modo que era independiente de los segmentos vecinos, especialmente importante en las deformidades del pie. Con esta alteración el segmento pasó a ser definido por el calcáneo y las articulaciones talocrural y subastragalina funcionando como un cuerpo rígido único relativo a los movimientos de la tibia. De este modo, el segmento retropié está basado en la orientación de la línea de Helbing, definiendo así el plano sagital.

En el segmento antepié, un marcador en la base del I metatarsiano se colocó medialmente al extensor del I dedo, reajustando el eje antero-posterior, y permitiendo también cuantificar los movimientos prono-supinatorios relativos al antepié, lo que en la práctica permite cuantificar movimientos que ocurren en el retropié y las variaciones del arco longitudinal interno.

En el segmento Hallux se colocó un único marcador, definiendo un único vector, definiendo una línea a lo largo de la falange proximal. Al definir solo un eje limita la cuantificación de movimientos patológicos.

En este modelo se añadió una escala virtual para la colocación de un nuevo marcador (marcador virtual), que se colocó a media distancia entre la cabeza del I metatarsiano y la cabeza del V metatarsiano, denominado marcador "dist. FF". Este nuevo marcador/punto virtual, se añadió virtualmente para conseguir el ángulo de ABD del antepié comparativamente como marcador "TOE", pensando los investigadores que tendría mayor repetición que el marcador real.

En cuanto a la posición neutra que se adquirió en el Oxford FootModel[®], se definió como posición cero, teniendo como ventaja percibir alguna variabilidad entre los pies estudiados, y como desventaja perder la noción de la colocación de los marcadores y la aparición de errores debidos a su posicionamiento. (8)

También en 2006, los autores Simon et al desarrollaron correctamente un modelo de análisis cinemático del tobillo y del pie, que llamaron método de Heidelberg. Este método/modelo de medición del pie pretende segmentar el pie en porciones rígidas, tal y como se hacía en los modelos anteriores.

Éstos asumen que los ejes de movimiento intersegmentario, no coinciden con los planos anatómicos, lo que llevó a la necesidad de recurrir a los ángulos de Euler (Representan una secuencia de tres rotaciones elementales, siendo estas rotaciones alrededor de los ejes del sistema de coordenadas – x, y, z) para poder unificar los movimientos de las mediciones de los ángulos intersegmentarios, aunque éstos mantienen algunas variabilidades. (76)

Los ejes y los ángulos se definen a través de la intersección de las líneas obtenidas uniendo dos marcadores, obteniéndose la descripción y orientación angular del mediopié y antepié, obtenidas de las referencias anatómicas. Lo cual lleva a abandonar la antigua definición de segmento rígido pasando a ser considerado un segmento funcional de este modo es más fácil medir los ángulos de rotación.

Los investigadores utilizan 17 marcas de 14mm colocados en puntos anatómicos con el objetivo de definir vectores, y que éstos pudiesen formar ángulos entre sí. Aunque no están definidos verdaderos segmentos, es posible cuantificar los movimientos de retropié, mediopié, antepié y Hallux, obteniéndose 12 parámetros clínicamente relevantes.

Aunque este sea un modelo multisegmentario de análisis cinemático en 3D, hubo una reducción de los movimientos a un único eje de rotación. Este modelo aborda el estudio cinemático desde una perspectiva diferente en comparación con los modelos tradicionales, lo que inviabiliza su comparación con los mencionados. (76)

Los autores Mattingly et al, 2006, desarrollaron un modelo tridimensional para el análisis de movimientos de rotación y traslación del pie. Tiene un enfoque especial ya que no mira el retropié, sino los huesos que lo forman.

Este modelo propuesto por los referidos autores se basa en imágenes 3D virtuales obtenidas a través de resonancia magnética, con objetivo de cuantificar los movimientos del astrágalo, calcáneo, escafoides y cuboides en cadena cinética abierta “cuasi estática”, utilizando un aparato para fijar el pie, permitiendo los movimientos de rotación y traslación a estudiar.

Marco Teórico

Se efectuaron 64 imágenes de resonancia magnética con intervalos de 1,5mm con inicio en máxima dorsalflexión y fin en máxima plantarflexión. Para la obtención de los resultados fue necesario pasar por varias fases; desde la identificación de cada hueso, pasando por la reconstrucción 3D y por fin el análisis de las imágenes que se realizó con un software específico.

Este modelo permite una perfecta identificación ósea y cartilaginosa proporcionando datos sobre la relación intra articular de las diversas posiciones solicitadas en el estudio y la causa.

De este modo es posible cuantificar los movimientos de rotación y traslación entre cada hueso y a través del método de análisis del vector. Aunque hubo complicaciones para hacer coincidir los ejes centroides así como los ejes anatómicos, o sea, los verdaderos ejes de rotación.

Para la determinación de los ángulos se utilizó una matriz de coseno para describir la orientación de cada hueso y su posición relativa con la tibia, pero como no hubo coincidencia de planos, surgieron errores.

El modelo utilizado permitió determinar que el astrágalo presentaba movimiento de traslación en un eje, el calcáneo, a su vez, movimientos de rotación y traslación en dos ejes; y el escafoides y el cuboides rotación en dos ejes y traslación en tres ejes.

Sus principales ventajas son permitir la identificación de coordenadas ortogonales fijas e invariables en cada hueso, permite el cálculo de rotación de cada hueso en relación al eje de coordenadas propio de cada hueso, no siendo susceptible a variaciones de la piel y descolocación de los marcadores como en los anteriormente descritos. Permite observar y cuantificar los movimientos multiplanares que suceden en cadena cinética abierta.

Este hecho también puede ser considerado como una desventaja ya que no se puede realizar el estudio en cadena cinética cerrada, no reflejando la realidad de la biomecánica del pie.

Otras de las desventajas es el hecho que la obtención de los resultados es un proceso complejo, debido a la necesidad de usar varios softwares. Este modelo, al igual que los anteriormente descritos, también presenta la dificultad de hacer coincidir los ejes anatómicos con los ejes de rotación. (77)

Marco Teórico

En el año 2007, los autores Jenkyn y Nicol elaboraron un modelo del pie dividido en cuatro segmentos y con una nueva definición del movimiento del antepié, segmentando a este en antepié medial y antepié lateral.

Los segmentos definidos por los investigadores fueron el retropié, formado por el calcáneo, el mediopié formado por los cuneiformes, el escafoides y el cuboides, el antepié medial formado por el 1º metatarsiano, y el antepié lateral formado por el V metatarsiano. Se utilizaron marcadores autorefectantes en tríadas fijas en la piel.

El protocolo definía a través de la palpación y la digitalización, tres puntos de referencia por cada segmento en la prueba estática, de modo que se definía la posición neutra de cada articulación. (78)

Con este modelo los autores consiguieron cuantificar rotaciones de flexión dorsal y flexión plantar de la articulación tibioperoneoastragalina, rotaciones de inversión y eversión en la articulación subastragalina, es decir, rotaciones a nivel del segmento retropié; rotaciones internas y externas, así como de pronación y supinación a nivel de mediopié y antepié, siendo los movimientos de antepié una combinación de movimientos de antepié medial y antepié lateral con respecto al mediopié.

El segmento mediopié cubre los huesos del tarso, permitiendo que movimientos de la subastragalina, de retropié y antepié fueran capturados y cuantificados simultáneamente. La existencia de este segmento permite también una cuantificación directa de sus movimientos.

Las principales ventajas de este modelo multisegmentario de cuatro segmentos es considerar el antepié y sus cinco metatarsianos como un segmento único y rígido, y el mediopié también definido como tal, asumiendo un papel importante el movimiento intersegmentario. A través de esta segmentación, los autores consiguieron cuantificar seis movimientos intersegmentarios.

Al contrario que en los anteriormente descritos, este modelo no considera la existencia de un segmento Hallux, así como no consigue cuantificar los movimientos de varo/ valgo de retropié.

La ausencia de marcadores en los metatarsianos centrales, en especial a nivel del II metatarsiano convierte en no viable la determinación de un eje longitudinal y así obtener movimientos de aducción/ aducción.

Marco Teórico

De un modo general, este modelo permite estudiar las principales articulaciones y movimientos a excepción del hallux. (78)

Más recientemente, en 2008, los autores Houck, Tome y Nawoczenski elaboraron un modelo teniendo como base dos objetivos: el primero determinar la fiabilidad de la posición del retropié y antepié usando la definición clínica de posición neutra de la subastragalina, teniendo que validar para ello cinco medidas cinemáticas que frecuentemente implican alteraciones de la función del pie.

Como segundo objetivo, los autores decidieron comparar dos puntos clave que indican la presencia de un pie pronador, el retropié en inversión o eversión y el I metatarsiano en flexión dorsal o flexión plantar.

El modelo cinemático propuesto estaba compuesto por una posición relativa de cuatro segmentos: la tibia, el retropié, el primer metatarsiano y el hallux, estando cada segmento identificado a través de la colocación de tres marcadores auto-reflectantes. A través del modelo propuesto, los investigadores consiguieron obtener una gran fiabilidad del sistema con la posición neutra de la articulación subastragalina, alcanzando también a determinar la influencia de ésta articulación en relación con el antepié. Asimismo fué posible determinar movimientos de flexión dorsal y plantar del I metatarsiano, siendo el único modelo de todos los analizados anteriormente el que lo considera, y permitiendo también la cuantificación de los movimientos del hallux, así como la variación del arco longitudinal interno. (79)

Aunque el modelo presenta algunos fallos, no se encuentran en la definición de los segmentos mediopié y antepié. Siendo el pie una estructura compleja y con movimientos multiplanares, el modelo sólo presenta en un plano por cada segmento. Al no definirse el eje longitudinal del pie, no era posible cuantificar movimientos de abducción y aducción. (79)

Sawacha et al, en 2009, desarrollaron un modelo cinemático con el objetivo de cuantificar las alteraciones que presentan los pies de los diabéticos. El protocolo presentado prevé la realización de pruebas en estática para la determinación de la posición neutra y pruebas dinámicas con tres receptores. (1)

Marco Teórico

El modelo propuesto por los autores se trata de un modelo multisegmentario compuesto por cuatro segmentos, el segmento tibia (tibia y peroné), el segmento retropié (calcáneo y astrágalo), el segmento mediopié (escafoides, cuboides, los tres cuneiformes y los tres primeros metatarsianos) con trece marcadores autoreflectantes colocados en puntos anatómicos.

Este pretende obtener una elevada precisión y repetición en especial del segmento mediopié ya que según los autores, ésta es una región del pie de los diabéticos con alteración de los patrones cinemáticos en gran parte del ciclo de la marcha.

Siendo la repetición de la medida, la desviación estándar y la media de los valores obtenidos por los segmentos y los ángulos de rotación de las articulaciones.

A través de este método es posible la cuantificación de los movimientos triplanares (flexión dorsal/flexión plantar, inversión/eversión, interno/externo) a nivel no sólo del mediopié si no de retropié y antepié incluidos.

La definición de un eje mediolateral permite movimientos de rotación alrededor de la flexión dorsal y plantar ya que el eje anteroposterior posibilita los movimientos de rotación alrededor de la inversión / eversión, y a su vez, se cruza con dos ejes anteriores posibilitando las rotaciones interna/externa a su alrededor. Los ángulos de rotación articular se calcularon de acuerdo con "*Cardan Convention*". (80)

El protocolo prevé movimientos articulares relativos entre pies versus tibia, retropié versus tibia, mediopié versus retropié y antepié versus mediopié.

Las principales desventajas son que no define como tal el segmento hallux y el segmento mediopié está formado por los huesos del tarso y sólo los tres primeros metatarsianos. (1)

Durante el año 2010, los autores Saraswat, Andersen y Macwilliams, desarrollan un modelo músculo esquelético del pie, que todavía se encuentra en fase de desarrollo.

Se trata de un modelo cinemático multisegmentario constituido por tres segmentos, el retropié formado por el calcáneo, astrágalo, escafoides, cuboides y tres cuneiformes; el antepié formado por los cinco metatarsianos, y los dedos, formado por el hallux y los restantes cuatro dedos.

Sin embargo, presenta características únicas que lo distinguen del resto de los modelos presentados anteriormente, que es el hecho de incorporar a su análisis bases músculo esqueléticas como por ejemplo la inercia, y propiedades músculo ligamentosas.

De este modo, los investigadores, necesitan conocer el origen, el trayecto y la inserción de los principales músculos y ligamentos del pie, teniendo en cuenta que son éstas las estructuras que intervienen directamente en las articulaciones que forman los segmentos propiamente dichos y controlan el movimiento producido por los mismos. (81)

2.6. Descripción y funcionalidad del sistema Vicon y sus modelos asociados.

Vicon Motion Systems® se trata de un sistema de captura y análisis del movimiento óptico y digital cuyas aplicaciones se utilizan en diversas áreas como las Ciencias de la Vida (I. Análisis de la marcha y rehabilitación; II. Investigación biomecánica; III. Postura, equilibrio y control motor; IV. Desarrollo deportivo; V. Ciencia animal), Animación digital y la Ingeniería.

El sistema de captura y análisis de movimiento de Vicon aplicado a las ciencias de la vida viene utilizándose en numerosos lugares, desde clínicas a laboratorios y así mismo en universidades.

En Vicon unen la tecnología digital a soluciones basadas en marcadores ópticos de acorde con las necesidades de los estudios a efectuar.

La tecnología subyacente en Vicon MX solución T-Series se basa en pequeños marcadores retrorreflectivos aplicados en puntos anatómicos específicos del cuerpo de un paciente. Las cámaras Vicon emiten una luz infrarroja, que refleja y vuelve para las cámaras a partir de los marcadores dando una visión clara y en tonos grises de cada marcador. La coordenada de localización de cada marcador es calculada por el conjunto de hardware y software de cada cámara y enviada hacia un computador central.

Marco Teórico

Este computador recibe las coordenadas de todas las cámaras que se utilizan para ese estudio y controla automáticamente los marcadores de modo que crea trayectorias de alta precisión en 3D.

Una típica sesión de análisis de la marcha se compone de tres partes: preparación del individuo a estudiar, registro y análisis de los datos.

La preparación del paciente o individuo a estudiar consiste en la toma de algunas medidas anatómicas, definición de las zonas anatómicas para la colocación de los marcadores y colocación de los mismos de acuerdo con el modelo a utilizar.

Después de la colocación de los marcadores y su reconocimiento por las cámaras el individuo inicia la marcha para captura de los movimientos.

Vicon T-series optimiza este proceso a través de la automatización del proceso de grabación en el software de captura, Nexus. Así, a través del Nexus es posible completar todos los cálculos necesarios de forma simple, rápida y precisa.

Paralelamente las capturas de los movimientos en 3D, con Nexus también permite la sincronización de plataforma de fuerzas, electromiograma (EMG) y de video digital, dependiendo de las necesidades del estudio en cuestión. Siendo el posicionamiento de las plataformas de fuerzas reconocido por el sistema Vicon MX cámaras T-Series, resulta posible calcular momentos articulares, fuerzas de reacción o ángulos articulares.

En Vicon® presentan sistemas clínicamente validados para el estudio tridimensional de la marcha de niños y adultos. Su sistema óptico de medida del movimiento viene siendo utilizado hace más de 20 años. Presenta también un protocolo ampliamente validado, resultando un patrón mundial para el estudio de la marcha.

Centenares de trabajos de investigación han sido publicados validando así este abordaje del análisis clínico de la marcha. El sistema Vicon de serie T-Mx fue proyectado para ser fácilmente comprendido por profesionales de la salud. El software ofrece una interface cómoda de modo que las mediciones y análisis resulten procesos simples.

Independientemente de la resolución de las cámaras, cada cámara Vicon T-series, captura las informaciones en escala de grises, permitiendo así que el sistema capture de forma más precisa el centro de cada marcador.

Marco Teórico

En cuanto a las informaciones relativas a movimientos de alta precisión, el sistema puede capturar datos sincronizados, flujos de medidas y otros dispositivos de vídeo, incluido plataformas de fuerza, EMG y sistemas de referencia de vídeos digitales, todo dentro del software Vicon.

El proceso de análisis de datos una vez ya en marcha el individuo motivo del estudio puede ser configurado de forma que sea totalmente automático.

El Polygon es el único software que emite informes de Vicon, que se encuentra totalmente integrado con el software de grabación de datos permitiendo así que los resultados de los datos del análisis de la marcha puedan ser visualizados una vez que el sujeto termine su prueba.

Así los gráficos como los ángulos articulares, momentos de fuerza, igual que el modelo 3D del sujeto resulta posible ser visualizados rápidamente.

Vicon también posibilita que los datos sean exportados y trabajados en otros softwares como el Microsoft Office.

En resumen, el sistema Vicon permite un análisis completo de la marcha, prestando especial atención a los patrones de movimiento del individuo al contrario de la operación del sistema. Todos los equipamientos de medición, Vicon T-Series cámaras digitales ópticas, plataformas de fuerza, sistemas de EMG y cámaras de video, son totalmente sincronizados y en Polygon se crea un informe de los resultados de los modelos utilizados. (72, 82, 83)

El sistema Vicon[®] posee distintos modelos biomecánicos, entre ellos están los siguientes y que son los utilizados en el MovLab:

- 1) Lower body plug-in gait.
- 2) Upper body plug-in gait.
- 3) Full body plug-in gait.
- 4) Oxford Foot model.

2.7. Descripción y funcionalidad del modelo *Oxford FootModel*[®] – Aplicabilidad, descripción y protocolo de utilización del modelo.

El estudio cinemático del pie a través de modelos biomecánicos era efectuado inicialmente recurriendo a modelos unisegmentarios, representando el pie como un único segmento rígido que permitía solamente el estudio del ángulo de progresión y la flexión dorsal y flexión plantar del tobillo (72), no teniendo en cuenta los movimientos de los segmentos dentro del propio pie, ofreciendo así información incorrecta e insuficiente de cara al planteamiento de posibles tratamientos. (8)

Siendo el pie humano una estructura compuesta por numerosos huesos, músculos, tendones y ligamentos, cuyo funcionamiento influye en todo el aparato locomotor, se hace indispensable el desarrollo de modelos cinemáticos que permitan comprender mejor los movimientos intersegmentarios del pie normal y patológico. (2, 7, 78)

Siendo el pie una estructura compleja su estudio e interpretación no resulta tarea sencilla, cuando se comenzaron a adaptar los de modelos del cuerpo en el pie.

Según el autor Wolf et al, esta difícil adaptación se debe esencialmente a tres factores: a la complejidad anatómica del pie, al reducido movimiento intersegmentar y difícil colocación de los marcadores cinemáticos y por último debido a los ángulos interarticulares estándar en las proyecciones de los planos sagital, frontal y transversal resultan de difícil aplicación. (76)

El Vicon *Oxford FootModel*[®], en adelante llamado *FootModel*[®], es un modelo biomecánico creado inicialmente por Vicon[®] y sigue en desarrollo, como un intento de cuantificar y percibir los mecanismos inherentes al funcionamiento intersegmentario de las articulaciones del pie, dado que se trata de una estructura compleja, también enfocado como medio auxiliar en los diversos tratamientos de las alteraciones detectadas, incluso en niños. (10, 83)

El *FootModel* permite la representación del pie en 3 segmentos con un segmento opcional, el hallux y respectivos ejes articulares, después del procesamiento de los datos asociados a la colocación de 42 marcas retroreflectoras (9 mm de diámetro) en determinadas prominencias/referencias óseas debidamente protocolizadas (ver tabla 4 y Figuras 13 a 16) y las necesarias medidas antropométricas.

Tabla 4 – Oxford FootModel – Ubicación de los marcadores.

Marcadores	Ubicación
KNEE	Lateral del rodilla – estándar
RHFB	Lateral de la cabeza de peroné
RTTB	Tuberosidad tibial
RSHN	Marca posicionada en la cara anterior de la tibia
RANK	Lateral de tobillo – estándar
RMMA	Maléolo medial
RCPG	Apéndice colocado en la cara posterior del calcáneo
RHEE	Tuberosidad distal posterior del talón
RPCA	Tuberosidad proximal posterior del talón
RLCA	Lateral del talón
RSTL	Sustentáculo tali
RP1M	Cara dorsal de la base del 1º MTT
RD1M	Cara medial de la cabeza del 1º MTT
RP5M	Apófisis estiloides del 5º MTT
RD5M	Cara lateral de la 5º cabeza MTT
RTOE	Dedo - standard
RHLX	hallux, cabeza de la falange proximal

Para ilustrar la localización de los marcadores y de los planos definidos por desplazamientos angulares se presentan las figuras 13 a 22 que fueran adaptadas de “Procedimientos para Captura e processamento de dados com sistema Vicon® (hardware, MX e Ultramet HD e software, Nexus) Relatório Técnico - MovLab / ULHT; “ (82) y de “Timmins - Vicon, Introduction to Oxford Foot Model” (83).

Marco Teórico

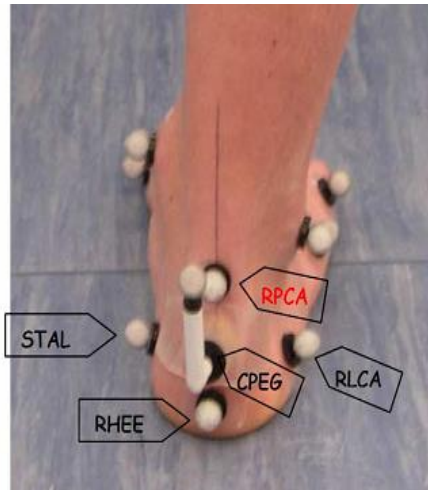


Figura 13 - Oxford FootModel® –
Marcadores del Retropié (vista posterior)

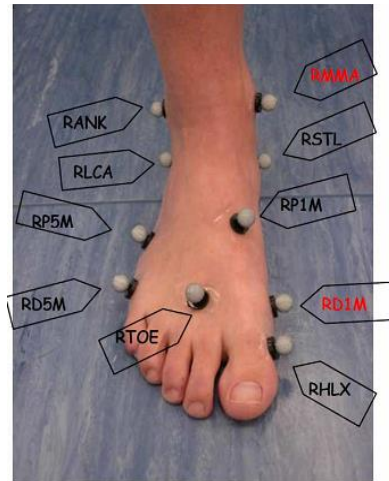


Figura 14 - Oxford FootModel® –
Marcadores del pie (vista anterior)

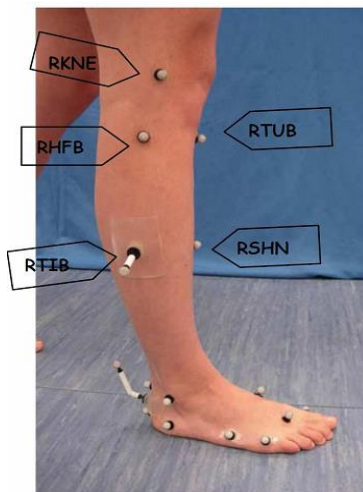


Figura 15 - Oxford FootModel® –
Marcadores de la pierna (vista lateral)

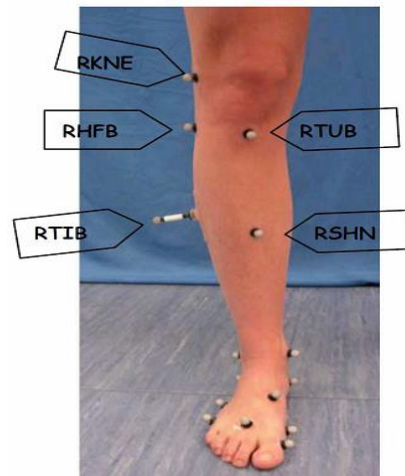


Figura 16 - Oxford FootModel® –
Marcadores de la pierna (vista anterior)

El FootModel® presenta características que lo diferencian de otros modelos como son:

- 1) El FootModel® no depende de la posición neutra del pie.
- 2) El FootModel® no necesita utilizar radiografías para definir la orientación de los segmentos.
- 3) El FootModel® es compatible con los demás modelos del sistema Vicon, incluso con el PlugInGait (pie reducido a 1 cuerpo rígido).
- 4) El FootModel® permite la división del pie en segmentos. (Figuras 17 y 18)

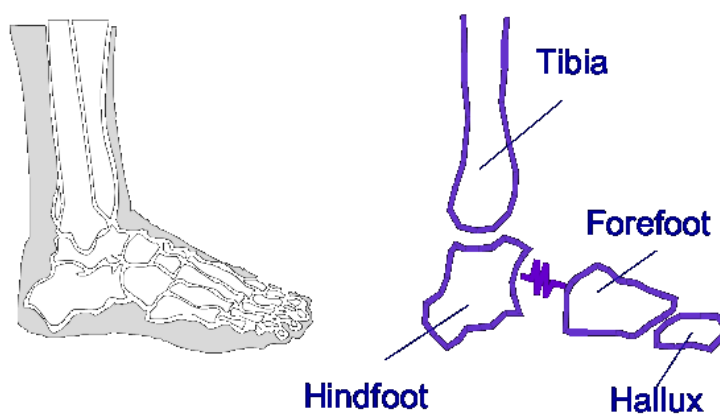


Figura 17 - Oxford FootModel® – Segmentos

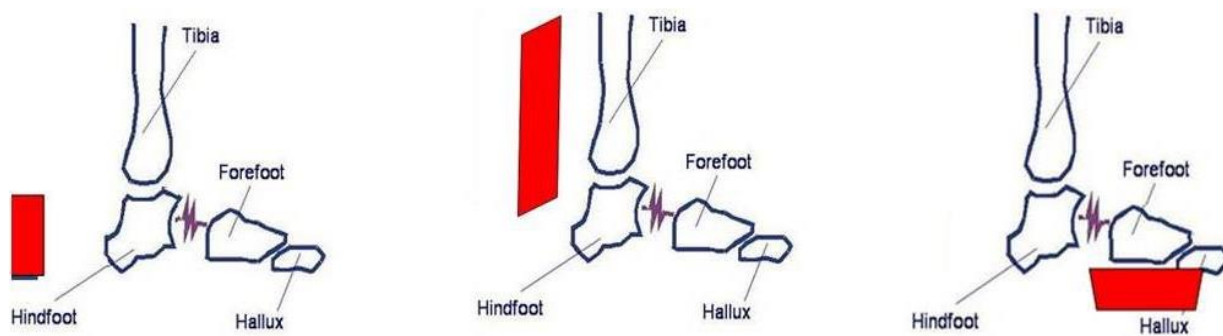


Figura 18 - Oxford FootModel® – Planos Anatómicos

Tibia:

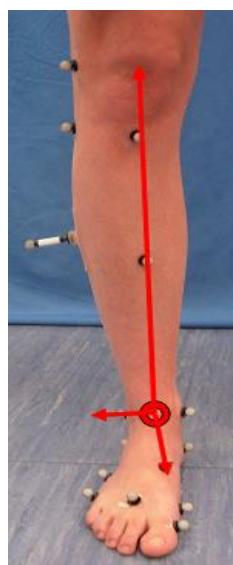


Figura 19 - Segmento Tibia – Componentes Ortogonales de los ejes de rotación.

Marco Teórico

Tabla 5 - Segmento Tibia – Orientación de las componentes ortogonales de los ejes de rotación del segmento.

Origen	AJC
Eje primario	AJC – KJC
Eje secundario (medio lateral)	Eje bimalleolar
Eje terciario	Simultáneamente perpendicular a los dos ejes anteriores

Leyenda: AJC – Ankle joint center; KJC – Knee joint center

Hindfoot (Retropié):

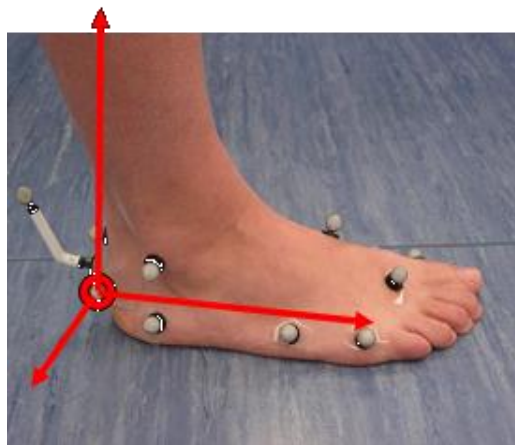


Figura 20 - Segmento retropié -componentes ortogonales de los ejes de rotación

Tabla 6 - Segmento Retropié – Orientación de los componentes ortogonales de los ejes de rotación del segmento.

Origen	HEE
Eje primario	Paralelo al suelo definido por HEE, PCA y punto medio entre STL y LCA
Eje secundario (medio lateral)	Perpendicular a el plano anterior
Eje terciario	Simultáneamente perpendicular a los dos ejes anteriores

Leyenda: HEE – Talón; PCA – Posterior calcaneus proximal; STL –Sustaniculum tali; LCA – Lateral calcaneus

Forefoot (Antepié):



Figura 21 - Segmento antepié - componentes ortogonales de los Ejes de Rotación

Tabla 7 - Segmento antepié – Orientación de las componentes ortogonales de los ejes de rotación del segmento.

Origen	Punto médio entre el P5M y P1M
Eje primario	Origen → TOE proyectada en el plano P5M, D5M y D1M
Eje secundario (medio lateral)	Perpendicular a el plano anterior
Eje terciario	Simultáneamente perpendicular a los dos ejes anteriores

Leyenda: P5M - Proximal metatarsal; P1M - 1º Proximal metatarsal; TOE - standard toe; D5M - 5º Distal metatarsal; D1M - 1º distal metatarsal

Hallux (1ª Dedo):



Figura 22 - Segmento hallux - componentes ortogonales de los ejes de rotación

Tabla 8 - Segmento hallux – Orientación de las componentes ortogonales de los ejes de rotación del segmento.

Vector	D1M – HLX
--------	-----------

Leyenda: D1M - 1º Distal metatarsal; HLX– hallux

Marco Teórico

Este modelo permite la determinación tridimensional de un conjunto de ángulos (Tabla 9) a partir de Joint Coordinate System, elaborado por Grood y Suntay: (71)

- Flexo/extensión a través del eje transversal del segmento proximal.
- Rotación a través del eje longitudinal del segmento distal.
- Aducción /Abducción a través de un eje perpendicular a los anteriores.

Este modelo permite el análisis de, entre otros, los siguientes parámetros cinemáticos:

Tabla 9 - Oxford FootModel – Ángulos.

Ángulo	Descripción
PELAng	Ángulo de la pelvis
LANA / RANA	Ángulo del tobillo
LFETBA / RFETBA	Ángulo fémur / tibia
LFFHFA / RFFHFA	Ángulo antepié / retropié
LFFTBA / RFFTBA	Ángulo antepié / tibia
LFTA / RFTA	Ángulo de progresión del pie
LHFTBA / RHFTBA	Ángulo retropié / tibia
LHFTFL / RHFTFL	Ángulo retropié / Laboratorio
HPA / RHPA	Ángulo crestas iliacas
LHXFFA / RHXFFA	Ángulo hallux / antepié
LKNA / RKNA	Ángulo de rodilla
LTIBA / RTIBA	Ángulo tibia / laboratorio

Cada uno de los ángulos enumerados en la tabla 9 puede ser determinado en los tres planos ortogonales (con excepción del “Hallux / antepié” que solamente es de flexión/extensión).

3. HIPÓTESIS.

3. HIPÓTESIS.

3.1 Hipótesis de investigación.

- **H1.:** En la PAF, la afectación de las fibras motoras, genera alteraciones de la amplitud articular pasiva del Tobillo, de la Mediotarsiana, de la 1ª articulación metatarso falángica, en sedestación y de la Línea de Helbing en posición cuasi estática en los pacientes PAF trasplantados cuando son comparados con la población control.
- **H2.:** Los pacientes PAF trasplantados presentan alteraciones de los parámetros cinéticos y cinemáticos así como en el CoP cuando son comparados con la población control.
- **H3.:** Existen diferencias en las mediciones anteriores entre el pie izquierdo y el pie derecho en pacientes PAF trasplantados.

3.2. Hipótesis nula.

- **H0.:** Los individuos PAF trasplantados no presentan alteraciones estadísticamente significativas en las amplitudes articulares pasivas ni en los patrones del comportamiento del CoP durante la marcha, así como en los parámetros cinemáticos, cinéticos y dinámicos cuando son comparados con la población control.

4. MATERIAL Y MÉTODO.

4. MATERIAL Y MÉTODO.

4.1 Tipo de diseño.

La investigación desarrollada se trata de un estudio transversal descriptivo teniendo en cuenta consiste en la enumeración descriptiva de unas características seleccionadas, observadas en un momento del tiempo, en un grupo de pacientes con una enfermedad determinada o en un grupo de individuos que tienen una determinada condición en común. En nuestro caso el estudio se realiza en un determinado instante de tiempo, de Octubre a Diciembre de 2013 y en un grupo de individuos con una característica común que es la PAF. (84, 85, 86)

Se pretende estudiar las diferencias de comportamiento de las amplitudes articulares de las presiones plantares y del CoP así como de los patrones cinemáticos en los pies sanos y en los pies de los pacientes con PAF post trasplante. En cuanto a su finalidad, es un estudio analítico, ya que evalúa una presunta relación causa efecto, con el propósito de comprobar la hipótesis planteada mediante el contraste del comportamiento de una variable entre los dos grupos del estudio. En cuanto a su naturaleza temporal es transversal ya que los datos de cada sujeto representan un determinado momento en el tiempo y observacional ya que es un trabajo en el que el investigador se limita a observar, medir y analizar determinadas variables sin ejercer un control directo sobre ellas. (84, 86)

Para el cálculo de la muestra se utilizará el programa GPower 3.0.10.

4.2. Tamaño muestral.

El tamaño muestral fue calculado con el programa GPower 3.0.10, y conforme el tipo de estudio se ha seleccionado para dicho cálculo el test estadístico “*Difference between two independent means (two groups)*”. Así también los parámetros utilizados fueron para estudio de una cola, con un gran tamaño del efecto (0.8), y asumimos un error alfa probabilístico de 0,05. Estos fueron los parámetros utilizados *a priori* y obtuvimos con ello un tamaño muestral de 21 personas por grupo (Figura 23).

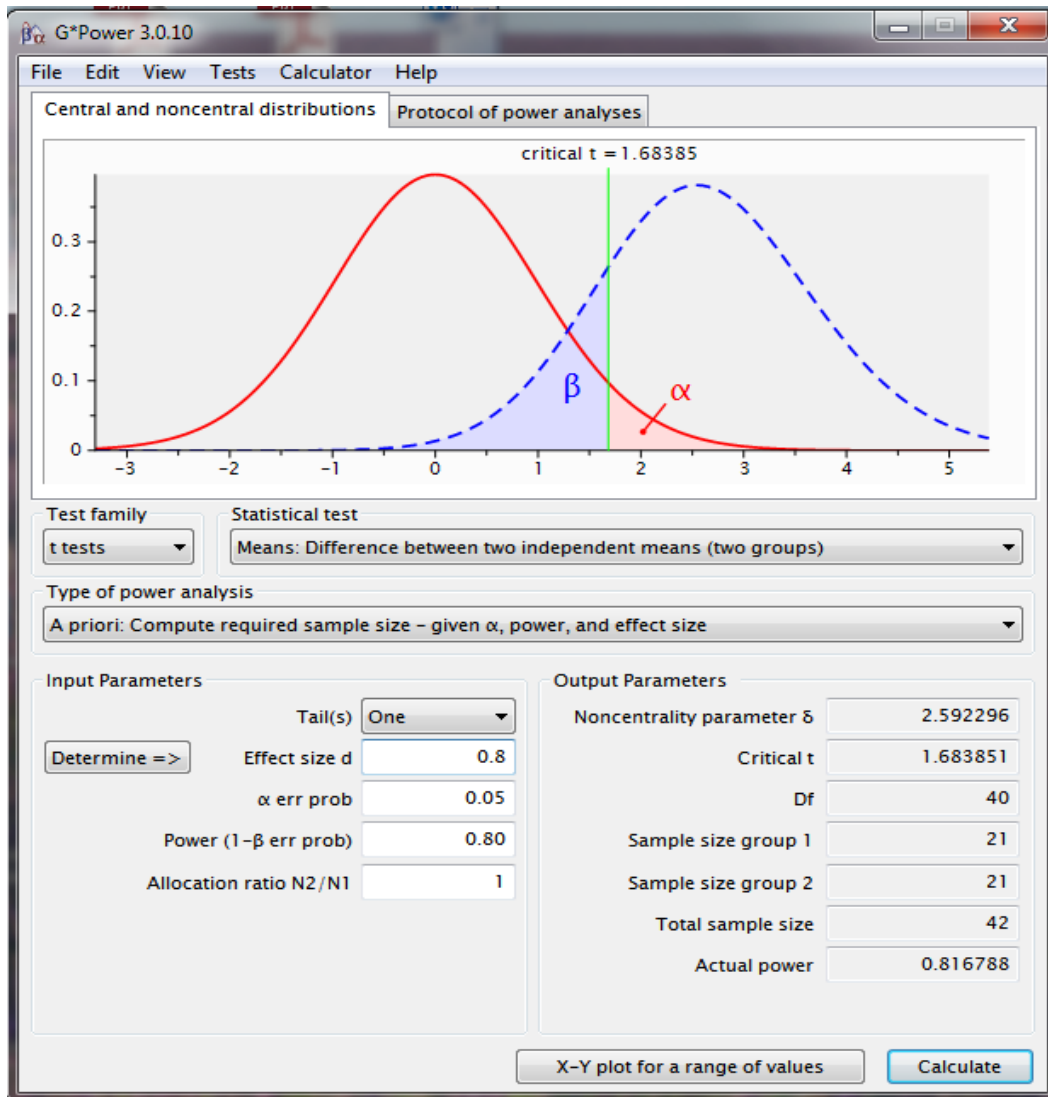


Figura 23 - Cálculo de tamaño muestral. Análisis a priori.

En nuestro caso y al tratarse de una enfermedad rara, con individuos de difícil inclusión en el estudio por su multipatología y localizados mayoritariamente fuera del ámbito en el que se desarrolla el estudio, sólo hemos obtenido 8 individuos (16 extremidades por grupo), para este tipo de estudio entra dentro del rango de muestras similares en otros autores. (4, 8, 18,25, 26)

4.3. Variables de estudio.

En el presente estudio fueron recogidas las siguientes variables: análisis geométrico, que está compuesto por la medición articular de la 1ª art. MTF, TPA y MT, y por la cuantificación en grados de la inclinación de la bisección del calcáneo (línea de helbing), siendo estas variables obtenidas en la fase estática.

En lo que respecta a la fase dinámica tenemos las siguientes variables: tiempo total de apoyo, la amplitud del desplazamiento medio-lateral del CoP, el análisis del trayecto del CoP y su apoyo unipodal.

En el análisis cinemático del apoyo unipodal las variables recogidas fueron: el tiempo de duración del apoyo unipodal, el frame inicial, el frame final y la duración del frame.

En este análisis también fue posible obtener el ángulo del tobillo en el componente X de los ejes ortogonales, los ángulos intersegmentarios entre retropié/tibia, antepié/retropié, en el componente Y de los mismo ejes y el ángulo intersegmentario entre hallux/antepié también en el componente X de los referidos ejes. De modo sincronizado con el sistema cinemático también obtenemos las variables dinámicas fuerza de reacción del suelo, la potencia del tobillo, y el momento de fuerza del tobillo.

En el presente estudio serán recogidas las siguientes variables:

- a) Análisis geométrico, que está compuesto por la medición articular de la 1ª art. MTF, TPA y MT, y por la cuantificación en grados de la inclinación de la bisección del calcáneo, siendo estas variables obtenidas en la fase estática.
- b) Fase dinámica tenemos las siguientes variables: tiempo total de apoyo, la amplitud del desplazamiento medio-lateral del CoP, el análisis del trayecto del CoP y su apoyo unipodal.

Material y Método

En el análisis cinemático del apoyo unipodal las variables recogidas fueron:

- c) Tiempo de duración del apoyo unipodal, el frame inicial, el frame final y la duración del frame.
- d) Ángulo del tobillo en el plano sagital.
- e) Ángulos intersegmentarios entre retropié/tibia, antepié/retropié, en plano frontal de los mismo planos.
- f) Ángulo intersegmentario entre hallux/antepié también en el plano sagital de los referidos planos.

De modo sincronizado también obtenemos las variables dinámicas:

- g) Fuerza reactiva del apoyo.
- h) Potencia del tobillo.
- i) Momento de fuerza del tobillo.

4.4. Características generales de la muestra.

4.4.1. Población PAF trasplantada.

La población PAF está compuesta por 8 individuos (16 pies analizados), 3 mujeres y 5 hombres, con edades comprendidas entre los 34 y los 60 años.

Como criterios de inclusión para participar en el estudio fueron:

- a) Estar diagnosticado de PAF y realizado el trasplante hepático.
- b) Tener una marcha autónoma.
- c) No haber sido intervenido de cirugía músculo-tendinosa o articular del miembro inferior o del pie.
- d) Aceptar participar en el estudio con el respectivo consentimiento informado relleno y firmado.

Tabla 10 – Características de la población PAF.

N	Nombre	Género	Año de Nacimiento (Edad)	Peso (kg)	Altura (m)	Inicio de los síntomas (año)	Fecha del trasplante (año)
1	M. V.	Femenino	1978 (36)	49	1,49	2003	2013
2	P. E.	Masculino	1980 (34)	81	1,80	2003	2004
3	M. R. L.	Femenino	1958 (56)	44,5	1,59	1995	1997
4	T. C.	Femenino	1964 (50)	97	1,56	1990	2008
5	A. A.	Masculino	1954 (60)	95	1,71	1989	2009
6	P. S.	Masculino	1974 (39)	65	1,69	1997	2002
7	R. P. S.	Masculino	1979 (35)	78	1,68	2006	2008
8	J. A. F.	Masculino	1963 (51)	77	1,79	2008	2010

4.4.2. Población Control.

La población control está compuesta por 8 individuos (16 pies analizados), 3 mujeres y 5 hombres, con edades comprendidas entre los 18 y los 38 años.

Como criterios de inclusión para participar en el estudio fueron:

- a) No presentar ninguna incapacidad física.
- b) No presentar patologías músculo-esqueléticas derivadas de la actividad física regular.
- c) Aceptar participar en el estudio con el respectivo consentimiento informado relleno y firmado. (Anexo I)

Tabla 11 – Características de la población control.

N	Nombre	Género	Edad (años)	Peso (kg)	Altura (m)
1	B. P.	Masculino	26	71	1,70
2	N. R.	Masculino	38	75	1,70
3	C. B.	Femenino	29	68	1,67
4	J. C.	Masculino	20	74	1,72
5	J. T.	Masculino	19	98	1,86
6	C. M.	Femenino	18	70	1,69
7	R. P.	Femenino	25	56	1,64
8	J. R.	Masculino	23	78	1,69

4.5. Selección de los individuos de la muestra.

4.5.1. Población PAF trasplantada.

Los individuos que van a participar en el estudio serán los pacientes de la consulta de trasplante hepático que acuden al Hospital Curry Cabral, Lisboa, Portugal para sus consultas de rutina y cumplan los criterios de inclusión y acepten ser incluidos en el estudio voluntariamente.

El muestreo será, por tanto, probabilístico aleatorio por conglomerados, una vez que son un conjunto de individuos de la área geográfica de Lisboa y tratados en el hospital Curry Cabral.

Tras proponer a un individuo su participación en el estudio, se le entregará un documento informativo en el que se explicará la naturaleza de la investigación, sus objetivos y sus posibles riesgos. Si después de leerlo y aclarar las posibles dudas, este acepta participar, se le pedirá que dé su consentimiento firmado por escrito.

4.5.2. Población de control.

Los individuos que participaron en el estudio fueron tres alumnos de Fisioterapia de la Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa y cinco atletas del Grupo Desportivo de Sesimbra que fueron elegidos de forma aleatorio teniendo como única premisa cumplir los criterios de inclusión anteriormente descritos.

4.6. Recursos del laboratorio.

El MovLab, Laboratorio de Tecnologías de Interacción y Interfaces (www.movlab.ulusofona.pt) es una de las distintas infra-estructuras de la Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologías que desarrolla interacciones en las áreas del audiovisual, multimedia y tecnologías interactivas, en las áreas de animación y modelación 2d y 3d, análisis del movimiento humano, Biomecánica, escenografía y realidad virtual, cinematografía digital, televisión y videos interactivos. El MovLab inició sus acciones en dos áreas: 1) el área asociada a la industria de entretenimiento (televisión, cinema y multimedia) donde se pretende explorar el universo creativo en tres dimensiones; 2) el área asociada a la Biomecánica del Movimiento Humano en que se desarrollan proyectos de análisis cinemático, análisis de las fuerzas reactivas de apoyo y de análisis de la dinámica músculo-esquelética.

Para obtener los datos necesarios para la realización del estudio, principalmente las variables temporales, cinemáticas y cinéticas de los individuos el MovLab tiene un sistema de captura tridimensional del movimiento humano del fabricante Vicon®, constituido por 10 cámaras infrarrojas (8 MX 13 + 2F 20) sincronizado con la plataforma de fuerzas AMTI modelo OR6 y también 2 plataformas de presiones RsScan modelo Footscan® 7 USB, cuyas características técnicas son expuestas más adelante, 2 cámaras de alta velocidad de Basler y un sistema de escenografía virtual de Orad.

Las sesiones de recogida de datos fueron realizados no solo en el MovLab sino también en las instalaciones del Grupo deportivo de Sesimbra y en el Hospital Curry Cabral en Lisboa.

4.6.1. Sistema Vicon.®

El sistema Vicon® es un sistema óptico de registro de movimiento constituido por diversos componentes de hardware y software, a saber, cámaras de infrarrojos, unidades de conexión, procesamiento y sincronización y marcas retroreflectoras. El software Nexus permite la adquisición, el procesamiento y el tratamiento de los datos cinemáticos asociados al Movimiento (desplazamientos, velocidades y aceleraciones de las coordenadas asociadas a las marcas retroreflectoras o a los puntos determinados de modelo y desplazamientos, velocidades y aceleraciones de posiciones intersegmentarias y ángulos articulares), y cuando se sincroniza con otros equipos (plataforma de fuerzas, EMG, vídeo) permite además la visualización y la cuantificación de las variables dinámicas (fuerza, momentos y potencias) asociadas al mismo movimiento.

El sistema Vicon® procesa los datos necesarios para la utilización de modelos y representaciones específicas del cuerpo humano, en el que, la colocación de las marcas retroreflectoras en puntos anatómicos específicos y la identificación de las respectivas coordenadas tridimensionales posibilita delimitar los diferentes segmentos corporales que componen el modelo y analizar los movimientos intersegmentarios y rotacionales de esos mismos segmentos en una determinada área, que se designa por volumen de captura. Este corresponde al área total captada por las cámaras del sistema.

Actualmente Vicon® posee cuatro modelos que hacen posible el análisis del comportamiento humano, el *PlugInGait – Fullbody*, posibilita el análisis del cuerpo entero, aunque en este modelo el pie es considerado como un único cuerpo rígido, el *PlugInGait – Upperbody*, analiza la parte superior del cuerpo (cabeza, tronco y miembros superiores), el *PlugInGait – Lowerbody* y *OxfordFootModel*, que analizan la parte inferior del cuerpo, más concretamente, pelvis y miembros inferiores.

La recogida de datos con el sistema Vicon® está constituida por cuatro fases distintas que van desde la preparación del laboratorio pasando por la preparación del ejecutor hasta la recogida de los datos propiamente dicha y posterior procesamiento y análisis de los mismos.

Material y Método

En la fase de preparación del laboratorio los procesos se centran esencialmente en la calibración de los equipos, que se realiza de acuerdo con las especificaciones técnicas, con el modelo a desarrollar y con el respectivo volumen de calibración. Ya que la preparación del ejecutor varía según el modelo elegido, diferentes modelos requieren diferentes medidas antropométricas. (10, 82, 83)

En la tabla de abajo se expone las medidas antropométricas asociadas a cada modelo.

Tabla 12 - Vicon® – Medidas Antropométricas de los distintos modelos.

Modelo	Medidas antropométricas
PlugInGait – Fullbody	<ul style="list-style-type: none">-Altura-Peso-Medida de los miembros inferiores-Diámetro de los codos-Diámetro de las muñecas-Diámetro de las rodillas-Diámetro de los tobillos-Grosor de las manos-Hombro Offset (distancia entre el extremo externo de la clavícula y la extremidad externa del acromion)
PlugInGait – Upperbody	<ul style="list-style-type: none">-Altura-Peso- Diámetro de los codos-Diámetro de las muñecas-Grosor de las manos-Hombro Offset
PlugInGait – Lowerbody e OxfordFootModel	<ul style="list-style-type: none">-Altura-Peso-Medida de los miembros inferiores-Diámetro de las rodillas-Diámetro de los tobillos

Después de la recogida de las mediciones, las marcas retroreflectarias se pegan al cuerpo del sujeto, quedando así todo preparado para comenzar la principal fase de la sesión.

Material y Método

En la fase principal, se realiza un ensayo estático, en el que los individuos se mantienen inmóviles en posición ortostática para que el sistema pueda adquirir las coordenadas tridimensionales de la totalidad de las marcas retroreflectoras. Seguidamente, se realizan los ensayos dinámicos, que corresponden a los ensayos en el que se realiza la tarea motora a analizar. La fase de procesamiento y tratamiento de los datos registrados se efectúa posteriormente a la fase de adquisición.

Tal como se refiere anteriormente, la calibración de los equipos, la recogida y el procesamiento de todos los datos se realizan a través del software Nexus (versión 1.4.116) y complementariamente el software Polygon permite la elaboración de los informes de los ensayos.

Cámaras Mx:

Las cámaras Mx se componen de una lente de distancia focal regulable, con un obturador, un anillo emisor de luz infrarroja, diversos microprocesadores internos y poseen una velocidad máxima de adquisición de imágenes de 484Hz con una resolución de 1280 x 1024 píxeles.

Para optimizar la calidad de los datos recogidos, éstas deberán estar colocadas a una distancia superior a dos metros e inferior a ocho metros del lugar donde se va a llevar a cabo las captaciones de los datos. El funcionamiento de estas cámaras de basa en la emisión de luz infrarroja por los LED existentes en el anillo que rodea la lente y posterior recepción de la luz reflectada por las marcas retroreflectoras pasivas (sólo reflejan la luz emitida por la cámaras) colocadas en el cuerpo del ejecutor.

La información obtenida a través de la luz reflectada por las distintas marcas permite que los microprocesadores existentes en cada cámara calculen las coordenadas bidimensionales del centro de cada marcador. La superposición de las imágenes de las diversas cámaras (un mínimo de dos) permite calcular las coordenadas tridimensionales de todas las marcas retroreflectoras dentro del volumen de captura.

(82, 83)

Tabla 13 - Especificaciones técnicas de las Cámaras MX.

Principales especificaciones de las Cámaras MX	
Tipo sensor	CMOS
Resolución del sensor	1280 x 1024
Número de píxeles	1,310,720
Frecuencia de recogida / captura	1-10,000 Hz – Ajustable
Frecuencia Máx. de recogida con resolución	
Máx. del sensor	484 Hz
Tipos luces disponibles	Visible, Infrarrojo, Quasi Infrarrojo
Peso	2,5 kg
N. Máx. de cámaras y aparatos externos de alta velocidad.	Ilimitado

MXControl / MXUltramet:

La unidad MXControl y la MXUltramet (Figura 24) actúan de forma complementaria en el sistema Vicon®. La unidad MXControl permite la conexión de los diferentes instrumentos de medida (plataforma de fuerzas, EMG) a la unidad MXUltramet. Simultáneamente, esta última asegura el abastecimiento de energía a todas las cámaras, así como, la conexión, la sincronización y la comunicación de todos los datos (cámaras Mx, plataforma de fuerzas, EMG) al ordenador. Cada unidad MXControl soporta un máximo de ocho cámaras MX y cuatro unidades MXUltramet en simultáneo y posibilita incluso la utilización de aparatos de control remoto o con finalidad semejante, como células fotoeléctricas, que permiten accionar el inicio o el final de la recogida de datos. La conexión entre los distintos componentes está asegurada por el cable proporcionado por el fabricante, en lo referente a su conexión con el ordenador se efectúa a través de un cable de red RJ45. (Figura 25)

En MovLab existen diez cámaras de infrarrojos (MX1.3 e MX2.0), dos unidades de conexión y sincronización de las cámaras y otros equipos, MXUltramet y una unidad de procesamiento central MXControl. (10, 82, 83)



Figura 24 - Unidades de Procesamiento y Sincronización:
MX Control / MX Ultraset.

Fuente: Adaptado de Relatório Técnico MovLab, 2009.

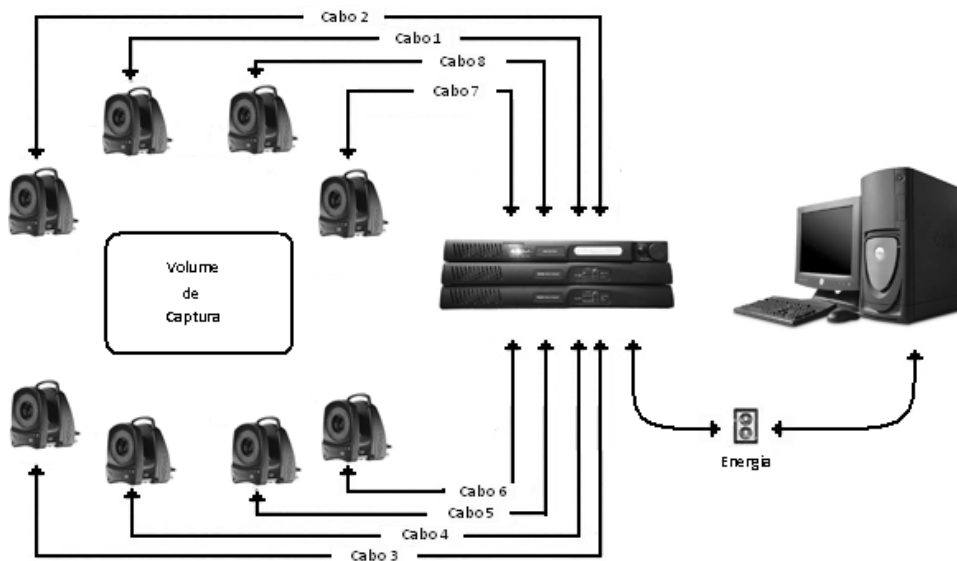


Figura 25 - Esquema del sistema Vicon.

Fuente: Adaptado de Relatório Técnico MovLab, 2009.

4.6.2. Plataforma de Fuerzas.

La medición, cuantificación y recogida de las fuerzas reactivas de apoyos son realizadas por los siguientes equipos: plataforma de fuerzas AMTI (modelo OR6), conversor analógico-digital (A/D) y un amplificador (MAS-6), cuyas características técnicas se encuentran detalladamente descritos adelante (Tabla 14).

Estos equipos funcionan de forma secuencial y complementaria, es decir, la plataforma de fuerzas mide los componentes tridimensionales (X, Y, Z) de la fuerza reactiva del apoyo y respectivos momentos de fuerza a través de los transductores de fuerza (o células de carga) existentes debajo de su revestimiento superficial (Figura 26).

Material y Método

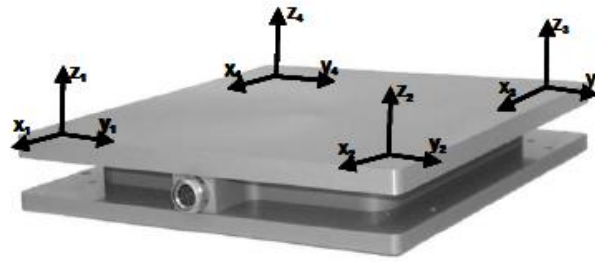


Figura 26 – Plataforma de fuerza.
Fuente: Adaptado de Barela e Duarte, 2006.

Posteriormente, el amplificador amplifica la señal analógica (medida originalmente en micro voltios) permitiendo que el convertor analógico-digital lo convierta en señal digital y lo filtre para que al final sea transmitido a la unidad MXControl y allí sea debidamente sincronizado con los datos cinemáticos registrados a través sistema Vicon®. (10)

Tabla 14 - Plataforma de fuerzas / Amplificador / Conversor A/D – Características técnicas.

	Plataforma de Fuerzas	Amplificador	Conversor A/D
Dimensiones (C x L x A)	60 x 40 x 8,3 cm	26 x 21,5 x 4 cm	26 x 16 x 6 cm
Canales	Fx, Fy, Fz, Mx, My, Mz	-	-
Portabilidad	Baja	Elevada	Elevada
Peso	22,61 Kg	1 Kg	2 Kg
Material	Aluminio	Aluminio	Plástico
Temperatura de funcionamiento	-17° a 52° C	-	-
Sensores	Extensómetros	-	-
Amplificador	Necesario	-	-
Outputs analógicos/digitales	Seis canales / -	-	- / 12 bits A/D
Voltaje utilizado	-	2,5 a 10 V	-

4.6.3. Plataforma de presiones.

La plataforma de presiones utilizada en el estudio del apoyo plantar fue una footscan, modelo 7.97 usb de RSscan® (Figura 27). Su conexión al Pc es un cable USB, siendo necesario como requisitos mínimos del Pc ser un Pentium III, windows xp servicepack 2, 512 Mb de memoria Ram. (87)



Figura 27 – Plataforma de presiones RsScan.
Fuente: Adaptado de www.rsscan.com/footscan/.

Las principales características de la plataforma se describen en la siguiente tabla:

Tabla 15 – Plataforma de Presiones – Características Técnicas.

	Dimensiones C x L x E (m)	Superficie activa de los sensores (m)	Cantidad de sensores	Sensibilidad (N/cm²)	Freq. Máxima (Hz)
Plataforma USB footscan®	0,5 x 0,4 x 0,008	0,48 x 0,32	4096	0,27 – 127	300

La referida plataforma utiliza sensores capacitivos, lo que hace posible una alta sensibilidad y rápida respuesta en la obtención de las mediciones dinamométricas tanto en posición “cuasi estática” como también durante la marcha. En la prueba “cuasi estática”, es posible la obtención del centro de gravedad, así como la distribución del peso en porcentaje por cuatro cuadrantes.

Material y Método

En lo que se refiere a la dinámica este modelo permite la exhibición de las presiones durante la marcha (CoP), teniendo como referencia el eje transversal del pie, permite la cuantificación de las presiones y de las fuerzas en tiempo real en cada región del pie.

Es posible también un análisis individualizado de ambos pies y un análisis detallado en cada fase del trayecto del CoP, el tiempo total de apoyo, la amplitud de desplazamiento medio-lateral del CoP, la amplitud de desplazamiento total del CoP y la amplitud de desplazamiento antero-posterior del CoP.

4.6.4. Video.

La cámara de vídeo utilizada en la grabación de las imágenes fue una cámara digital Handycam – DCR-PC5F, con una velocidad de grabación de 25 imágenes por segundo (fps).

4.6.5. Goniómetro de dos ramas.

El Goniómetro se trata de un instrumental de la marca PRESTIGIO – System Doctor[®], utilizado en una medición de un ángulo entre dos segmentos, se compone de dos reglas de plástico unidas en una de sus dos extremos donde hay un medidor de ángulos (Figura 28).

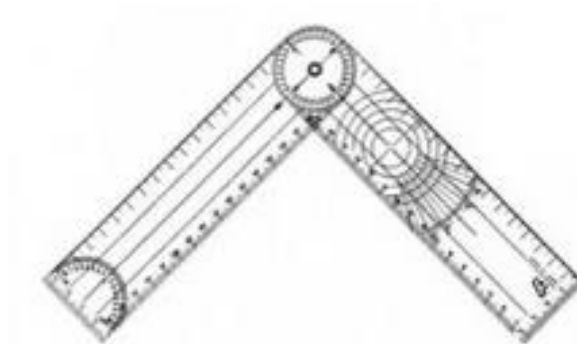


Figura 28 – Goniómetro de dos ramas.

4.6.6. Regla de Perthes.

La regla de Perthes se trata de un instrumental de la marca PRESTIGIO – System Doctor[®], utilizado para medir a inclinación de la bisección de la zona posterior del talón, al igual que el goniómetro tiene impreso en el plástico que constituye la regla un medidor de ángulos específico para medir en grados dicha línea de bisección del talón (Figura 29).

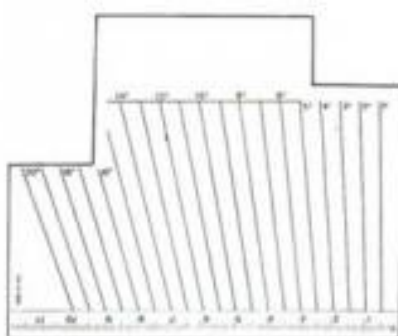


Figura 29 – Regla de Perthes.

4.6.7. Instrumentos antropométricos.

Tabla 16 – Instrumentos antropométricos – Caracterización.

Instrumentos	Descriptivo
Balanza	Marca SECA, modelo 764 Características: - Peso (precisión de 5 gramos),
Cinta métrica	Marca Siber-Hegner Características: - Inextensible, construida en plástico y lino, posee en el inicio una parte no graduada - Mide (precisión de 1mm)
Compás de puntas romas	Marca Siber-Hegner Características: - Dos extremidades metálicas articuladas por una de las extremidades, siendo sus dos puntas cóncavas e de puntas romas. Mide pequeños diámetros
Compás de corrediza	Marca Siber-Hegner Características: se compone de una regla de 25 cm, graduada en milímetros a lo largo de la cual se desliza un cursor. Tiene una punta en T que se encuentra en la base de la punta graduada. Tiene una punta roma y otra en punta. Mide pequeñas longitudes, permitiendo lecturas hasta de décimas de milímetros.

4.7. Procedimientos.

La recogida de los datos tuvo lugar en las instalaciones del MovLab (Laboratório de Tecnologías de Interacciones e Interfaces de la Universidad Lusófona de Lisboa) ya que reúne las condiciones necesarias para la realización de este trabajo.

El MovLab posee una plataforma de fuerzas, el respectivo conversor A/D, una plataforma de presiones RsScan, una cámara de vídeo digital y un sistema óptico tridimensional de adquisición del movimiento humano.

Material y Método

Este último sistema está constituido por diferentes componentes de hardware (MXControl; MXUltraNet, Cámaras MX) y software (Nexus 1.4.116 e Polygon 3.207) y permite la recogida y la sincronización de las fuerzas reactivas del apoyo, de las trayectorias tridimensionales de los segmentos corporales, del ejecutor así como la sincronización de las imágenes de video.

En el primer estudio piloto fue necesario definir la posición de las cámaras de infrarrojos y de video digital, así como la velocidad de adquisición de los datos en todos los instrumentos de medida. La posibilidad de escoger libremente el lugar de fijación y orientación de las cámaras del sistema Vicon® permite definir diferentes volúmenes de captura (Figura 30). El volumen de captura corresponde al área total captada por las cámaras del sistema Vicon®. Se destaca que las características intrínsecas del movimiento a analizar son fundamentales en la definición de la localización de las cámaras, para hacer posible la adquisición de los datos de ejecución.

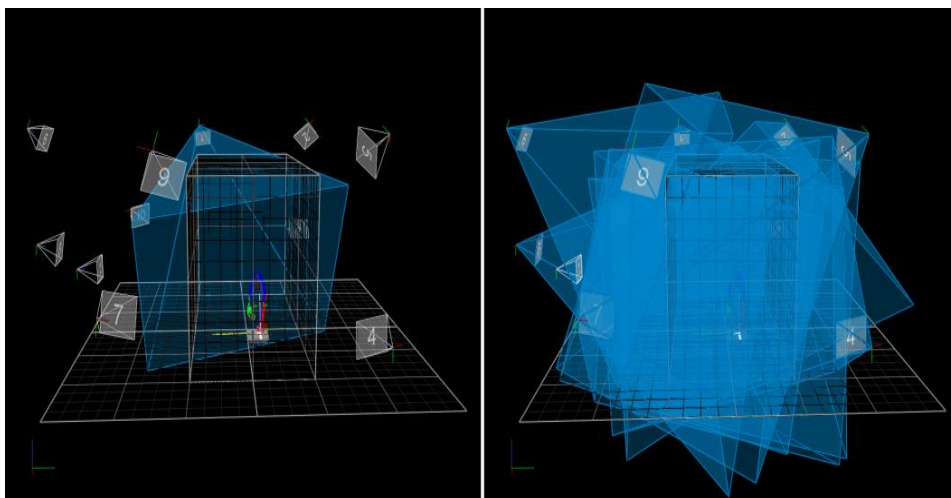


Figura 30 - Visualización del volumen de captura.
Fuente: Adaptado de MovLab - Software Nexus.

Al inicio del estudio, se probó el método de fijación de las marcas retrorreflectoras en las respectivas posiciones anatómicas, el efecto “targeting”, la comprensión del protocolo experimental por los individuos y por último, la secuencia de las mediciones antropométricas realizadas y el registro respectivo.

Material y Método

Para la ejecución de la prueba se contó con la participación de cinco individuos, realizando cada uno 3 ejecuciones. Los resultados obtenidos después del tratamiento de los datos al final de la sesión, demuestran que la posición de las cámaras de infrarrojos (Figura 31) y la velocidad de adquisición de los datos era adecuada a la situación experimental.

Sin embargo, durante el transcurso de los ensayos surgió un problema relacionado con la fijación de las marcas retrorreflectoras en el cuerpo de los atletas, lo que determinó la realización de un segundo estudio piloto.

En el segundo estudio se siguieron los procedimientos adaptados para el primero, y revisada la forma como se fijaron las marcas retrorreflectoras en los segmentos corporales de los individuos.

El problema de la fijación de las marcas retrorreflectoras en el cuerpo de los individuos, se resolvió con la aplicación previa de un spray adhesivo (habitualmente utilizado en la aplicación de vendajes) en los lugares anatómicos donde se colocarían las citadas marcas.

Este procedimiento demostró ser bastante eficaz, pues durante todo el ensayo no fue necesario repetir la fijación de las marcas. Los resultados obtenidos durante los ensayos y después del tratamiento de los datos confirmarán la adecuación de los procedimientos adoptados a la situación experimental.

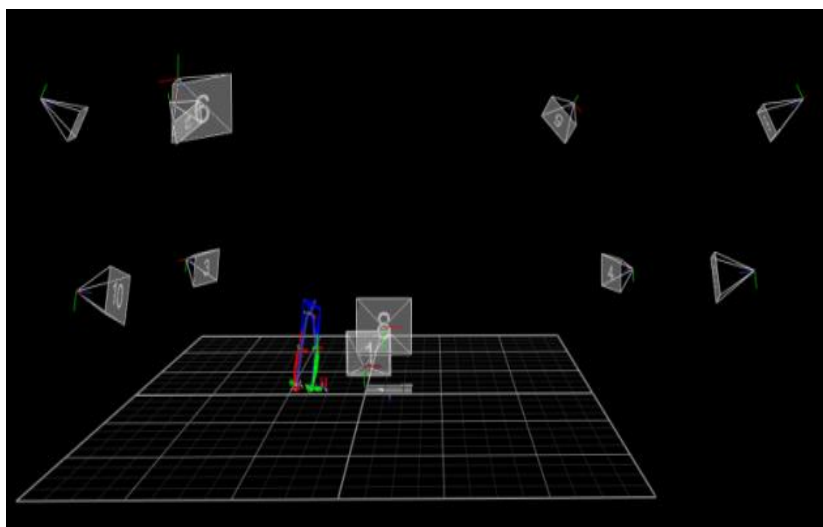


Figura 31 - Localización de las cámaras MX y vídeo y plataforma de fuerzas.

Fuente: Adaptado de MovLab - Software Nexus.

Material y Método

A) Fase preparatoria I (antes de la llegada de los individuos al laboratorio):

- Montaje de los distintos componentes del sistema (cámaras vicon y cámaras de video) en las posiciones previamente definidas.
- Definición de la velocidad de adquisición de los diferentes equipos y su calibración de acuerdo con las instrucciones del fabricante.

Tabla 17 - Plataforma de fuerzas / Plataforma de presiones / Cámara de infrarrojos / Cámara de vídeo digital: Frecuencia de adquisición utilizada.

Equipamiento	Frecuencia de adquisición (Hz)
Plataforma de fuerza	1000 Hz
Cámara de infrarrojos	200 Hz
Plataforma de presiones	125 Hz
Cámara de vídeo digital	25 Hz

- Preparación de las marcas retrorreflectoras y respectivo material de apoyo, como el spray adhesivo para aplicación previa en las regiones anatómicas y cinta adhesiva por las dos caras (cinta adhesiva recomendada por el fabricante Vicon®).

-

B) Fase preparatoria II (después de la llegada de los individuos al laboratorio):

- Explicación del protocolo experimental a los individuos;
- Entrega y firma del consentimiento informado, según el Anexo I;
- Registro de las medidas antropométricas, siendo éstas posteriormente insertadas en el software Nexus;

Material y Método

Tabla 18 - Oxford FootModel® – Medidas antropométricas.

Medidas antropométricas	
Altura (mm)	
Peso (kg)	
Longitud de la pierna izquierda (mm)	Longitud de la pierna derecha (mm)
Diámetro de la rodilla izquierda(mm)	Diámetro de la rodilla derecha(mm)
Diámetro del tobillo izquierdo(mm)	Diámetro del tobillo derecho(mm)

- Colocación de las marcas retrorreflectoras en los individuos: la localización anatómica de cada marca se encuentra descrita en el siguiente cuadro y se puede visualizar en la figura 32.

Tabla 19 - Oxford FootModel® – Ubicación de los marcadores.

Nombre	Localización anatómica	Nota
RASI / LASI	Cresta iliaca antero-superior	
RPSI / LPSI	Cresta iliaca postero-superior	
RTHI / LTHI	En la línea definida por el marcador KNE y la cabeza del trocánter	
RKNE / LKNE	Epicóndilo externo de la rodilla	
RHFB / LHFB	Cabeza del peroné	
RTUB / LTUB	Tuberosidad tibial anterior	
RTIB / LTIB	En la línea definida por las marcas KNE y RANK	
RSHN / LSHN	Cresta de la tibia	
RANK / LANK	Maléolo externo	
RMMA / LMMA	Maléolo interno	Ensayo estático
RCPG / LCPG	Talón (entre las marcas HEE y PCA)	
RHEE / LHEE	Talón(a la misma altura de la marca TOE)	
RPCA / LPCA	Talón (posterior)	Ensayo estático

Material y Método

Continuación ...		
RLCA / LLCA	Talón (lateral externo)	
RSTL / LSTL	Sustentaculum tali	
RP1M / LP1M	Articulación proximal del I metatarsiano (medial)	
RD1M / LD1M	Articulación distal del I metatarsiano (lateral)	
RD5M / LP5M	Articulación proximal del V metatarsiano (lateral)	Ensayo estático
RP5M / LP5M	Articulación distal del V metatarsiano (lateral)	
RHLX / HLX	Sobre el Hallux (zona distal de la 1ª falange – lateral)	
RTOE / LTOE	Articulación metatarso falángica del 2º dedo	

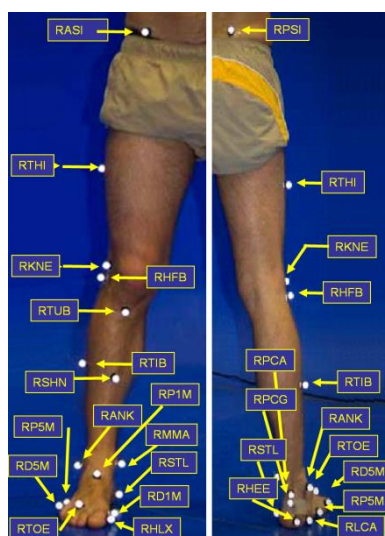


Figura 32 - Ubicación de las marcas retrorreflectoras:
Lado izquierdo – Vista Anterior. Lado derecho – Vista Posterior.
Fuente: Adaptado del MovLab (2009).

C) Fase principal (Ejecución de las tareas):

- C1) Nueva explicación de la tarea a realizar, con la simulación y determinación del lugar en el que se inicia la marcha de modo que esta se realice lo menos condicionada posible.

Material y Método

- C2) Realización del ensayo estático (el ejecutor se debe colocar en el centro del volumen de captura con los codos en extensión a la altura de los hombros y las piernas ligeramente separadas al nivel de las hombros y la cabeza perfectamente alineada y perpendicular a los hombros) teniendo como objetivo que las cámaras capten todas las marcas retrorreflectoras del modelo. En este caso, como el modelo escogido fue el *PlugInGait – Lowerbody* y *Oxford FootModel®*, sólo recoge datos relativos al compartimiento de la pelvis y de los miembros inferiores. Este ensayo tiene una duración aproximada de cinco segundos dependiendo de la facilidad que el sujeto demuestre en mantener la posición bípeda.
- C3) Realización de los ensayos dinámicos: se captaron 3 ensayos con el miembro inferior izquierdo y 3 ensayos con el miembro inferior derecho, con un total de 6 ensayos válidos por ejecutor, aunque, fue sólo seleccionado un ensayo para el miembro inferior izquierdo y un ensayo para el miembro inferior derecho (el criterio que se utilizó en la selección del ensayo tuvo que ver con el tiempo de realización del ensayo y con la utilización del pie durante la fase de apoyo en la plataforma de fuerzas y de presiones).

Los datos biomecánicos presentes en el capítulo “Resultados” fueron divididos en dos tipos de presentación, en gráficos, donde es posible observar el comportamiento de las curvas por variable (ANA; HFTBA; FFHFA; HXFFA; FRA; MF; P.Tob, CoP) y por sujeto (pie izquierdo con línea de color azul y pie derecho con línea de color roja) para cada una de las población (Control y PAF) y un último gráfico con la media de las poblaciones para cada uno de los pies (color azul pie izquierdo y color rojo pie derecho en la población control y color verde pie izquierdo y color lila pie derecho de la población PAF). En las tablas presentaremos los valores máximos y mínimos de cada amplitud articular durante la fase de apoyo plantar así como el test estadístico no paramétrico Mann Whitney para muestras emparejadas.

En este caso los datos biomecánicos presentados fueron divididos en instantes específicos para cada sujeto durante la fase de apoyo unipodal del ciclo de la marcha.

Material y Método

Estos instantes escogidos tuvieron como base la componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo (F_z), los cuales describiremos e ilustraremos a continuación (Figura 33):

- 1) Contacto inicial del talón (I.C.) – primer contacto del pie con la plataforma de fuerzas.
- 2) Aceptación del peso (1_FRA) – primer pico de fuerza reactiva resultante de la aceptación del peso.
- 3) “*Loading response*” (1ª Máx._FRA) – después de la aceptación del peso corresponde al primer pico de máxima fuerza reactiva durante el choque del talón.
- 4) “*Midstance*” (2º Min._FRA) – valor mínimo de la fuerza reactiva durante la fase de apoyo total del pie;
- 5) “*Terminal stance*” (2ª Máx._FRA) – segundo pico de máxima de fuerza reactiva en la fase de propulsión;
- 6) Contacto final (C.F.) – el último contacto del pie con la plataforma de fuerza.

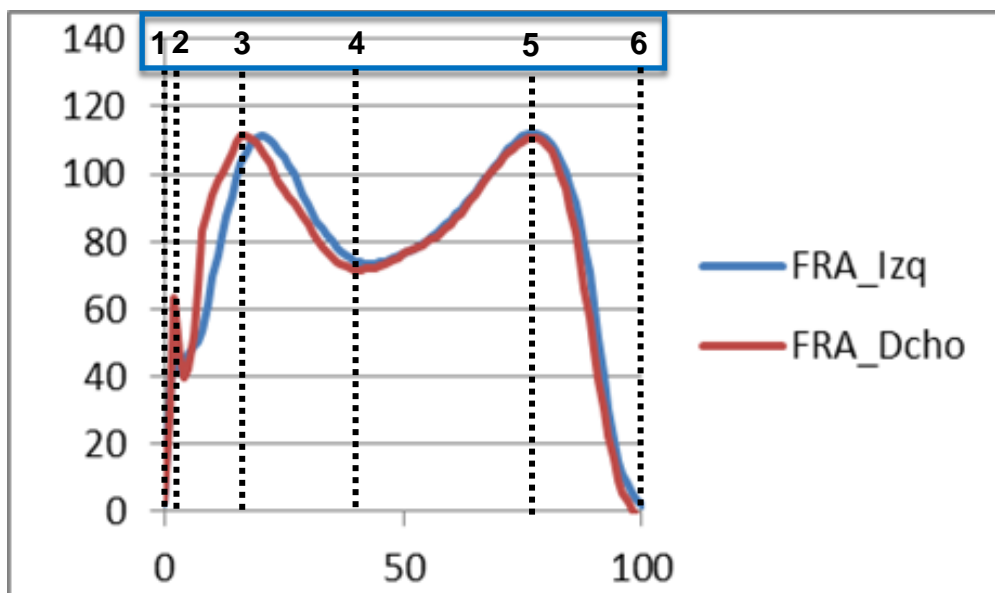


Figura 33 – Fuerza reactiva del apoyo - componente vertical (F_z) durante la fase apoyo y los instantes seleccionados para FRA_Dcho (líneas discontinuas).

Material y Método

Se hizo la normalización de las variables cinéticas al peso de los individuos para que los datos obtenidos para los diferentes individuos no se vean influidos por la variación del peso.

También hicimos el mismo procedimiento para los parámetros temporales de la fase de apoyo del ciclo de la marcha por medio de la conversión de estos datos temporales en porcentajes. El contacto inicial (CI) corresponde al instante 0% y el instante final (CF) corresponde al 100% de la fase de apoyo unipodal.

La fase de oscilación no fue analizada.

4.8. Análisis estadístico de los datos.

Consideramos dos muestras independientes, la población control y la población PAF, habiendo sido efectuado, en una primera fase, el análisis descriptivo de las variables consideradas con presentación de los valores máximos y mínimos, así como la presentación del comportamiento de las curvas desde el contacto inicial hasta el contacto final. Para este tipo de procedimiento se ha utilizado el software de Microsoft Office 2003, utilizando el software de hoja de cálculo Excel 2003.

En una segunda fase los datos se analizarán con el paquete informático SPSS 18.0 para Windows (SPSS Science, Chicago, Illinois). Realizamos un análisis descriptivo de la muestra y de cada una de las variables de los distintos grupos.

También se realizarán pruebas de contraste en función de las pruebas de normalidad para ratificar o no las hipótesis y responder a los objetivos iniciales.

4.9. Criterios éticos.

El consentimiento informado surgió en finales de la II Gerra Mundial a través de movimientos de lucha de los derechos civiles. El desarrollo de la teoría del consentimiento informado obtiene, en los años sesenta y setenta su auge (114)

Las cartas de los derechos de los enfermos está muy vinculado con el desarrollo de la medicina y según Simón y Concheiro (114) el derecho al *consentimiento informado* es el más importante y tiene su punto de partida en el Código de Nüremberg. (115)

Material y Método

La National Commission for the Protection of Human Subjects of Biomedical and Behavioral Research es una comisión creada por el Gobierno Norteamericano (116) en 1974, redactó, cuatro años mas tarde, el Informe Belmont (117) con la intención de dotar la Bioética de unos “*principios*” que le eran necesarios. Estos principios son la beneficiencia, respeto por las personas y justicia. (118)

En 1979 Beauchamp y Childress(119), propusieron, aplicar estos principios a un ámbito más amplio que el de la investigación con seres humanos, sugiendo así cuatro principios: de la beneficencia, de la no maleficencia, de la autonomía y de la justicia. Los principios de beneficencia y no maleficencia configuran el ideal de “*favorecer, o al menos no perjudicar*”. El principio de autonomía, hace referencia a la capacidad del sujeto de tomar sus decisiones libremente. Y el principio de justicia, hace referencia a las obligaciones de no discriminación, trato igualitario, acceso equitativo a los recursos, etc., que deben regir la pertenencia a un grupo social. (120)

En España la Ley General de Sanidad (121) de 1986 establece en su artículo 10 un conjunto de derechos en que se puede destacar el derecho al respecto a dignidad de las personas y el derecho a la información.

En Portugal, donde fue realizada la recogida de los datos, ratifica a través del Decreto Ley del Presidente de la República nº. 1/200 el Convenio de Oviedo (1996) para las cuestiones Bioéticas reiterando al derecho de la persona a recibir información aduecada sobre cualquier intervención sanitaria que se le haya de aplicar, al derecho de dar su libre e informado consentimiento, y también al derecho de retirarlo en cualquier momento. (122, 123)

La Declaración de Helsinki (124) de 1964, modificada en 2013, y en el artículo 4 del capítulo I del Convenio de Bioética de Oviedo, contempla las actuaciones sanitarias sujetas a la conformidad previa del sujeto o paciente mediante consentimiento informado afectan a intervenciones de diagnóstico, tratamiento e investigación.

Material y Método

Más recientemente, la Ley Básica Reguladora de la Autonomía del Paciente y de Derechos y Obligaciones en Materia de Información y Documentación Clínica (125), de noviembre de 2002, recoge los argumentos de la Ley General de Sanidad y del Convenio de Oviedo en lo referente a la información y consentimiento previo de los pacientes a cualquier intervención en el ámbito de la salud, entendiéndose como tal toda actuación realizada con fines preventivos, diagnósticos, terapéuticos, rehabilitadores o de investigación.

Hoy en día la ley está muy clara, refiriendo que se trata de un derecho de todo paciente que la información de carácter personal que deriva de la atención médica sea tratada de forma confidencial. (126, 127)

Este marco legislativo, formado por la Ley General de Sanidad, por la Ley Básica Reguladora de la Autonomía del Paciente y de Derechos y Obligaciones en Materia de Información y Documentación Clínica y por la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal (LOPD) legitiman el acceso a la información de los pacientes para fines científicos(121), el derecho que tiene toda persona a que se respete el carácter confidencial de los datos relacionados con la salud y a que el acceso a la historia clínica obliga a preservar los datos de identificación personal de los de carácter clínico-asistencial(125), salvo consentimiento del mismo paciente de no separarlos. El consentimiento informado es un proceso que requiere información, comprensión y voluntariedad.

Dicha información debe ser de forma expresa (no siendo suficiente un consentimiento presunto o tácito) y clara de la finalidad que se persigue con el uso de los datos, así como de quiénes van a tener acceso a ellos, y de la posibilidad de revocar el consentimiento en cualquier momento, así como de los derechos que le son reconocidos por la LOPD (acceso, rectificación y/o cancelación). (126–128)

De acuerdo con Simón Lorda el consentimiento informado es una obligación ético-jurídica correlativa al derecho de los pacientes a que se respete su autonomía, cuyo fundamento ético básico es el principio de no maleficencia. (114,116)

Material y Método

A luz de todas estos aspectos éticos y teniendo en cuenta que la nuestra investigación no vulnera ninguno de los principios de la bioética o de la salud de los individuos que participan en el estudio, no requiere pruebas molestas, dolorosas, y tratándose de un estudio en el que sólo se obtienen datos de la estancia en el laboratorio de biomecánica bajo diversas circunstancias, y no hay utilización de técnicas invasivas en los individuos, se informó a cada individuo de la muestra de los objetivos del estudio y de las mediciones que se iban a realizar, firmando posteriormente los individuos el correspondiente consentimiento informado (Anexo 1).

El presente estudio recibió la aprobación por parte del Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla (Anexos III y III.I) por cumplir con los requisitos de experimentación en personas y animales y ajustarse a las normativas legales de España y la Unión Europea.

5. RESULTADOS.

5. RESULTADOS.

El tipo de estudio realizado así como las características de las variables estudiadas, favorece la presentación de los resultados en forma de informe individual de acuerdo con la estructura a continuación descrita.

También se presentan al final los resultados comparados entre los individuos de la muestra. Para el estudio, en estática de las amplitudes angulares se utilizó la goniometría manual, para las variables cinemáticas el *output* del modelo *Oxford FootModel*[®], para las variables dinámicas, la plataforma de fuerza, y la plataforma de presión.

Para una mejor comprensión los resultados obtenidos se presentaron en tablas, gráficas y complementados con el test estadístico no paramétrico de Mann-Whitney para muestras apareadas, con el objetivo de comparar las mediciones estáticas y dinámicas entre el pie izquierdo y el pie derecho (intraindividuo) y entre la población control y la población PAF.

Las gráficas no presetan las coordenadas del eje Y igual en todos los individuos para que su visualización sea más fácil.

A continuación se enumeran los medios tecnológicos, las variables estudiadas y los respectivos resultados para cada uno de los individuos de la muestra.

5.1. Medición de las amplitudes angulares.

En este análisis se utilizó la goniometría manual:

- Medición goniométrica de las articulaciones tibio-peroneo-astragalina (TPA), articulación mediotarsiana (MT), primera articulación metatarso falángica (1ª MTF) y línea de Helbing en las poblaciones control y PAF.

Resultados

Tabla 20 - Mediciones con goniometría manual en los individuos de la población control (Individuo 1 a 8).

		Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero	
Individuo 1	1ª MTF	FD	20°	60°	54°	20°
		FP		72°	70°	
	MT	Inv	0°	30°	30°	0°
		Eve		34°	28°	
	TPA	FD	90°	10°	12°	90°
		FP		52°	44°	
Helbing		-----	5° Valgo	4° Valgo	-----	
		Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero	
Individuo 2	1ª MTF	FD	40°	48°	52°	40°
		FP		96°	92°	
	MT	Inv	0°	28°	25°	0°
		Eve		15°	14°	
	TPA	FD	90°	6°	4°	90°
		FP		48°	54°	
Helbing		-----	3° Valgo	3° Valgo	-----	
		Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero	
Individuo 3	1ª MTF	FD	20°	64°	52°	20°
		FP		66°	70°	
	MT	Inv	0°	42°	40°	0°
		Eve		26°	22°	
	TPA	FD	90°	12°	12°	90°
		FP		64°	62°	
Helbing		-----	3° Valgo	3° Valgo	-----	
		Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero	
Individuo 4	1ª MTF	FD	20°	50°	68°	20°
		FP		60°	60°	
	MT	Inv	0°	24	32°	0°
		Eve		18°	10°	
	TPA	FD	90°	10°	18°	90°
		FP		50°	60°	
Helbing		-----	2° Valgo	2° Valgo	-----	

Resultados

Tabla 20 - Mediciones con goniometría manual en los individuos de la población control (Individuo 1 a 8) – Continuación.

Individuo 5			Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero
	1ª MTF	FD	30°	54°	68°	40°
		FP		92°	94°	
	MT	Inv	0°	32°	28°	0°
		Eve		12°	8°	
	TPA	FD	90°	6°	2°	90°
FP		64°		50°		
Helbing			-----	10° Valgo	9° Valgo	-----
Individuo 6			Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero
	1ª MTF	FD	20°	56°	56°	20°
		FP		70°	80°	
	MT	Inv	0°	38°	38°	0°
		Eve		22°	20°	
	TPA	FD	90°	8°	8°	90°
FP		48		52°		
Helbing			-----	4° Valgo	2° Valgo	-----
Individuo 7			Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero
	1ª MTF	FD	30°	68°	62°	30°
		FP		82°	84°	
	MT	Inv	0°	28°	26°	0°
		Eve		16°	16°	
	TPA	FD	90°	10°	10°	90°
FP		56°		52°		
Helbing			-----	7° Valgo	8° Valgo	-----
Individuo 8			Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero
	1ª MTF	FD	20°	64°	64°	20°
		FP		72°	76°	
	MT	Inv	0°	42°	40°	0°
		Eve		30°	26°	
	TPA	FD	90°	14°	14°	90°
FP		62°		58°		
Helbing			-----	5° Valgo	5° Valgo	-----

Resultados

Tabla 21 - Mediciones con goniometría manual en los individuos de la población PAF (Individuo 1 a 8).

		Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero	
Individuo 1	1ª MTF	FD	40°	58°	54°	40°
		FP		68°	74°	
	MT	Inv	0°	30°	32°	0°
		Eve		14°	18°	
	TPA	FD	90°	12°	8°	90°
		FP		50°	54°	
Helbing		-----	5° Valgo	5° Valgo	-----	
		Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero	
Individuo 2	1ª MTF	FD	40°	48°	50°	50°
		FP		50°	62°	
	MT	Inv	0°	24°	28°	0°
		Eve		8°	16°	
	TPA	FD	90°	10°	10°	90°
		FP		38°	42°	
Helbing		-----	4° Valgo	4° Valgo	-----	
		Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero	
Individuo 3	1ª MTF	FD	30°	56°	68°	40°
		FP		64°	76°	
	MT	Inv	0°	40°	38°	0°
		Eve		22°	22°	
	TPA	FD	90°	16°	16°	90°
		FP		46°	60°	
Helbing		-----	10° Valgo	12° Valgo	-----	
		Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero	
Individuo 4	1ª MTF	FD	20°	62°	52°	20°
		FP		70°	62°	
	MT	Inv	0	32	30	0°
		Eve		12	18	
	TPA	FD	90°	12	16	90°
		FP		68	64	
Helbing		-----	3° Valgo	3° Valgo	-----	

Resultados

Tabla 21 - Mediciones con goniometría manual en los individuos de la población PAF (Individuo 1 a 8) – Continuación.

Individuo 5			Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero
	1ª MTF	FD	40°	66°	68°	40°
		FP		88°	88°	
	MT	Inv	0°	36°	32°	0°
		Eve		18°	24°	
	TPA	FD	90°	18°	18°	90°
FP		58°		50°		
Helbing			-----	3° Valgo	3° Valgo	-----
Individuo 6			Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero
	1ª MTF	FD	40°	50°	50°	40°
		FP		60°	64°	
	MT	Inv	0°	20°	24°	0°
		Eve		8°	12°	
	TPA	FD	90°	6°	18°	90°
FP		36°		30°		
Helbing			-----	8° Valgo	10° Valgo	-----
Individuo 7			Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero
	1ª MTF	FD	30°	36°	34°	30°
		FP		58°	54°	
	MT	Inv	0°	32°	28°	0
		Eve		10°	10°	
	TPA	FD	90°	12°	8°	90°
FP		70°		64°		
Helbing			-----	6° Valgo	8° Valgo	-----
Individuo 8			Cero	Pie Izq.	Pie Dcho.	Cero
	1ª MTF	FD	40°	48°	52°	50°
		FP		52°	66°	
	MT	Inv	0°	28°	32°	0°
		Eve		10°	14°	
	TPA	FD	90°	12°	14°	90°
FP		48°		54°		
Helbing			-----	5° Valgo	4° Valgo	-----

Resultados

Tabla 22 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control.

Estadístico de Contraste										
	1ª MTF Cero	1ª MTF FD	1ª MTF FP	MT Cero	MT Inv	MT Eve	TPA Cero	TPA FD	TPA FP	Helbing
Z	,000	-,106	-,317	,000	-,159	-,895	,000	-,372	-,317	-,160
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,916	,751	1,000	,873	,371	1,000	,710	,751	,873

Tabla 23 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF.

Estadístico de Contraste										
	1ª MTF Cero	1ª MTF FD	1ª MTF FP	MT Cero	MT Inv	MT Eve	TPA Cero	TPA FD	TPA FP	Helbing
Z	,989	-,317	-,947	,000	,000	-1,642	,000	-,586	-,263	-,107
Sig. Asintót. (bilateral)	,323	,751	,344	1,000	,873	,101	1,000	,558	,792	,915

Tabla 24 - Test no paramétrico de Mann-Whitney – Comparación población control Vs población PAF. Datos resaltados en color amarillo significan diferencias estadísticamente significativas y en color gris significan diferencias no estadísticamente significativas.

Estadístico de Contraste										
	1ª MTF Cero	1ª MTF FD	1ª MTF FP	MT Cero	MT Inv	MT Eve	TPA Cero	TPA FD	TPA FP	Helbing
Z	-3,383	-1,609	-2,586	,000	-,840	-1,930	,000	-2,001	-,605	-1,071
Sig. Asintót. (bilateral)	,001	,108	,010	1,000	,401	,054	1,000	,045	,545	,284

No se han verificado diferencias significativas en las mediciones goniométricas intraindividuo en las dos poblaciones y entre la población control Vs población PAF fue realizado el test de Mann-Whitney.

El test muestra que no existen diferencias estadísticamente significativas entre el pie izquierdo y el pie derecho en las dos poblaciones – Control y PAF ($p > 0,05$) (Tablas 22 y 23).

Cuando se compara las dos poblaciones – Control y PAF, verificamos que existen diferencias estadísticamente significativas en el cero de la 1ª MTF ($p = 0,001$) y en la flexión dorsal de la 1ª MTF (MTF-1-FP; $p = 0,010$) y de la TPA (TPA-FD; $p = 0,045$) (Tabla 24).

5.2. Análisis cinemático angular del pie en apoyo.

Para este análisis fue utilizado el *output* del *Oxford FootModel*[®] de acuerdo con el procedimiento descrito en los capítulos 2 y 4.

- Variables cinemáticas angulares estudiadas (Figura 31): Flexión dorsal y flexión plantar del tobillo (en eje X); Inversión y eversion de retropié-tibia (en eje Y); Inversión y eversion de retropié-antepié (en eje Y); flexión dorsal y plantar del hallux-antepié (en eje X).

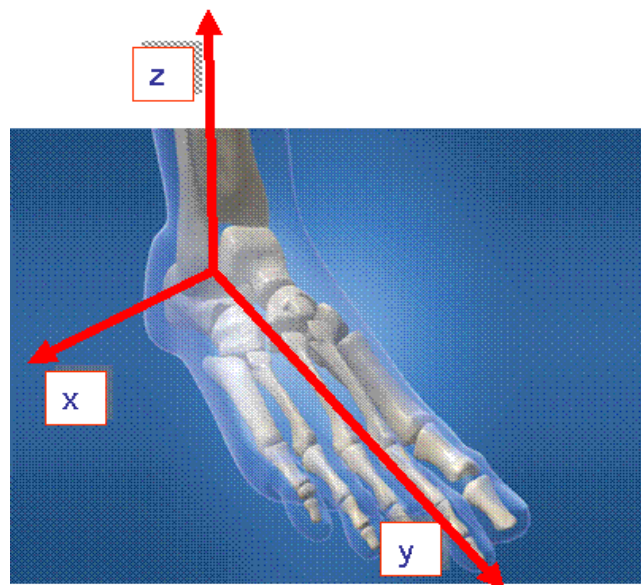
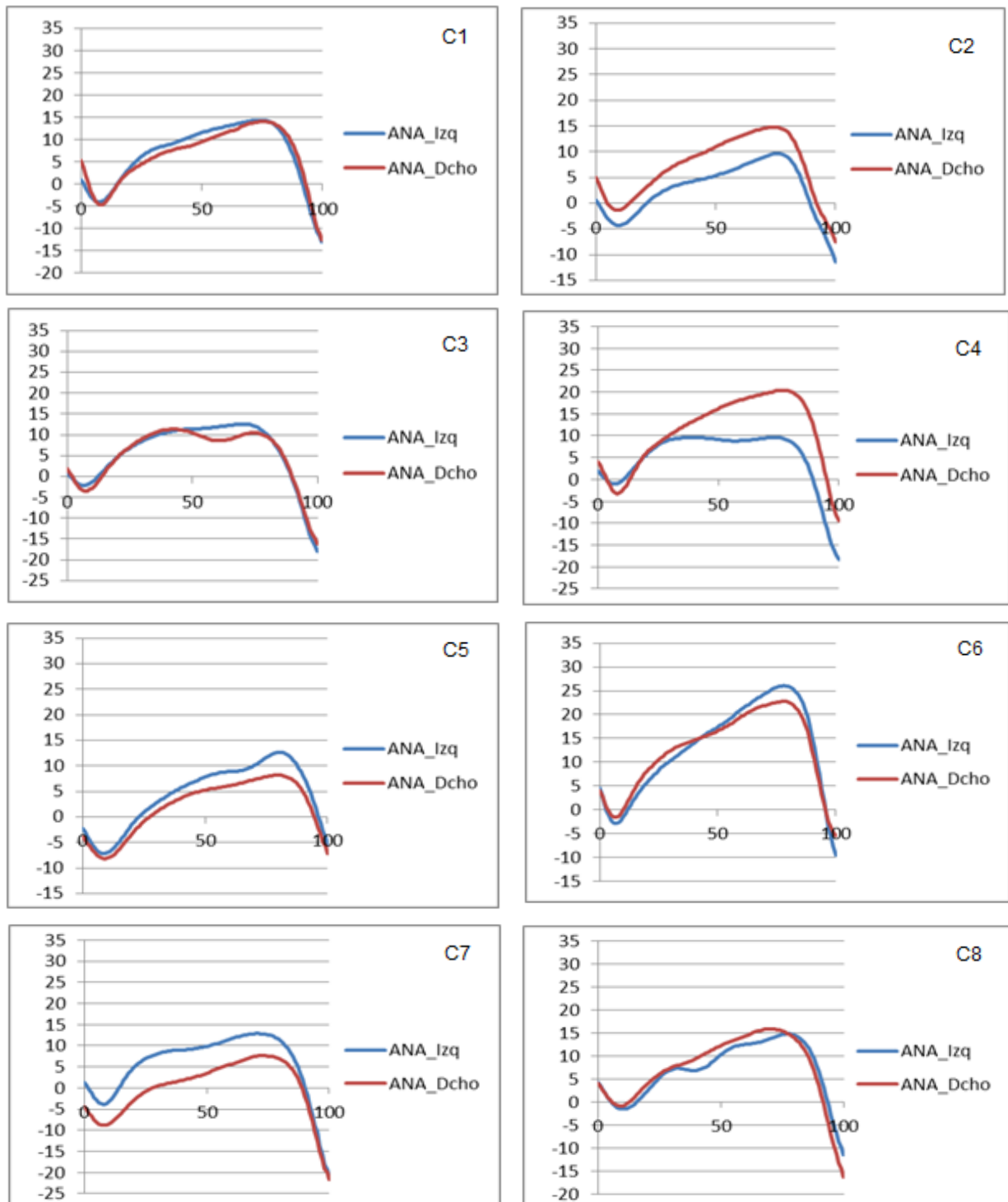


Figura 34 – Ejes predominantes usados en el Oxford Foot Model para estudio de las variables cinemáticas angulares (representación anatómica del pie adaptada del MovLab).

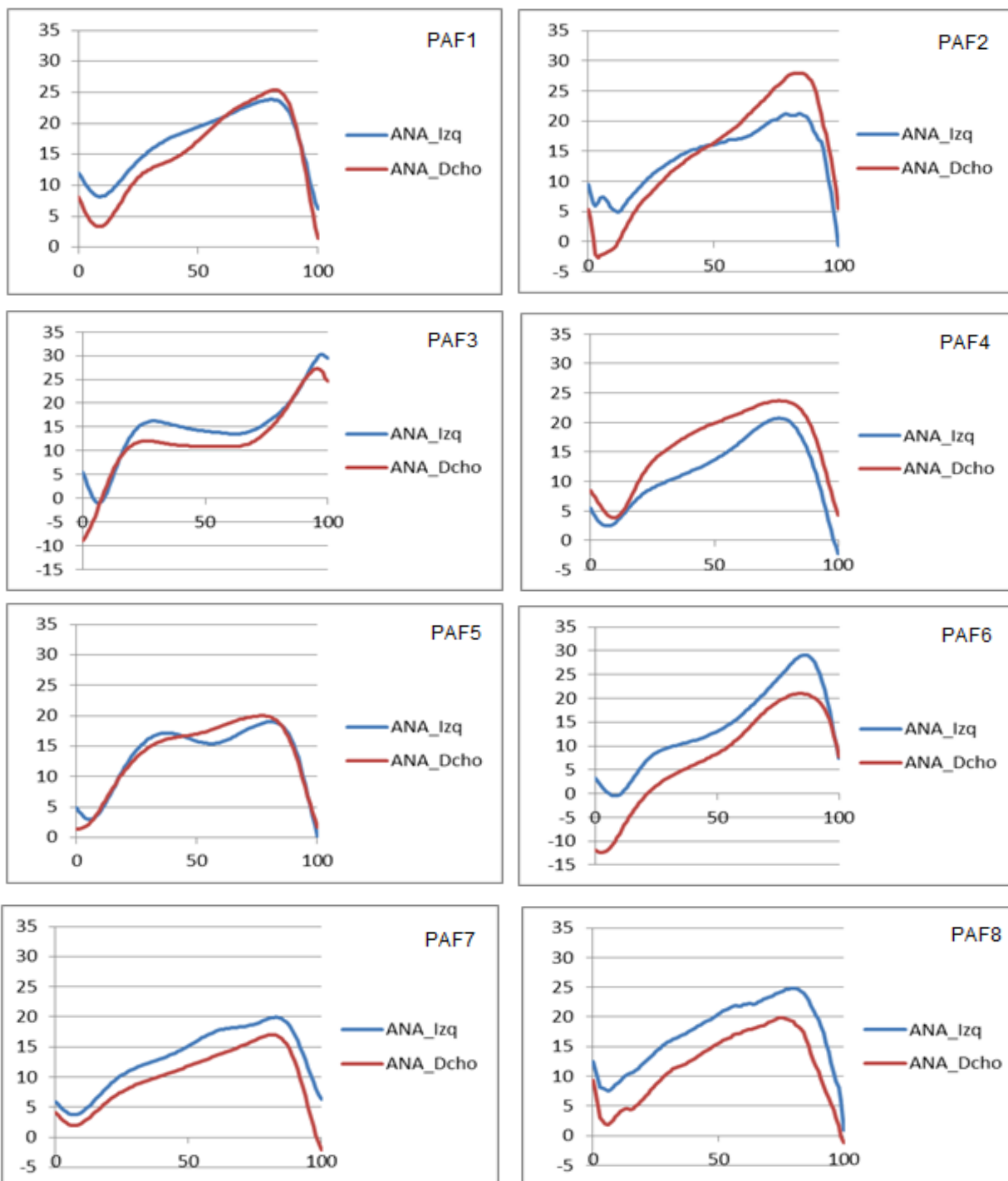
5.2.1. Flexión dorsal y flexión plantar del tobillo (eje x).

5.2.1.1. Flexión dorsal y flexión plantar del tobillo (eje X) de los individuos de la población control.



Figuras 35, 36, 37, 38, 39, 40, 41 y 42 – Representación gráfica de la flexión dorsal y flexión plantar del tobillo (en grados) en los 8 individuos de la población control (C1 a C8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.

5.2.1.2. Flexión dorsal y flexión plantar del tobillo (eje X) de los individuos de la población PAF.



Figuras 43, 44, 45, 46, 47, 48, 49 y 50 – Representación gráfica de la flexión dorsal y flexión plantar del tobillo (en grados) en los 8 individuos de la población PAF (PAF1 a PAF8). Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho.

**5.2.1.3. Flexión dorsal y flexión plantar del tobillo (eje X) -
Media de la población control Vs población PAF.**

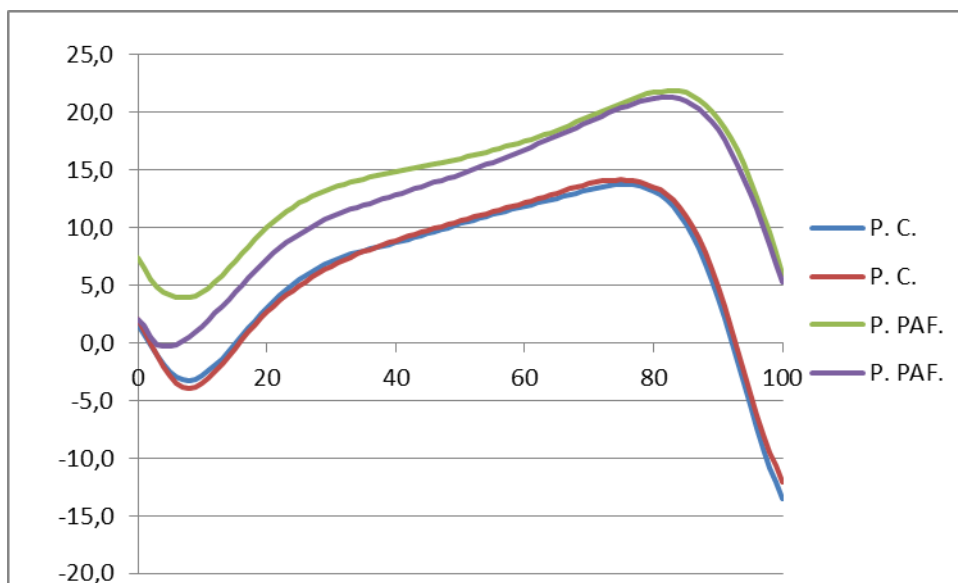


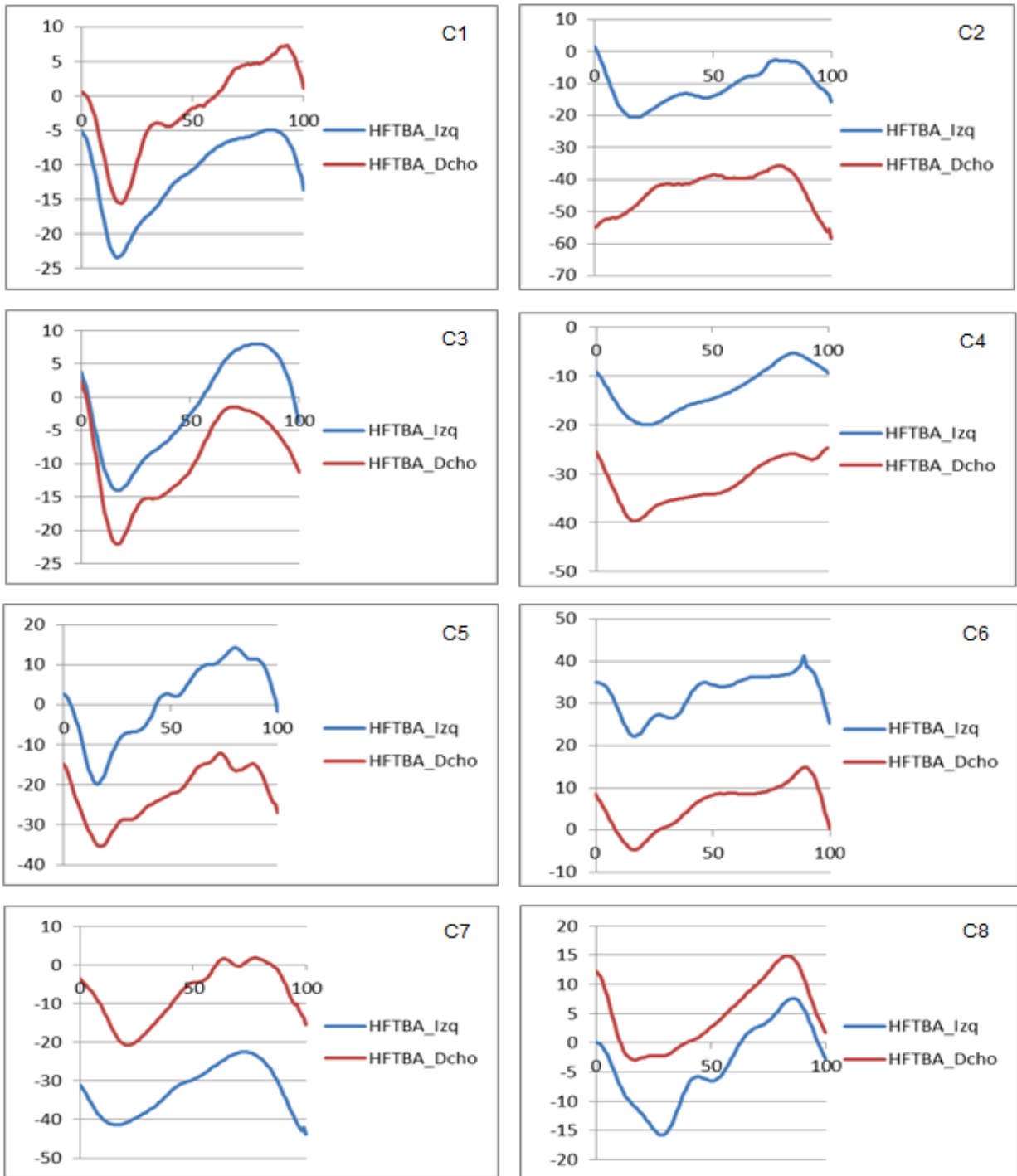
Figura 51 – Representación gráfica de la flexión dorsal y flexión plantar del tobillo en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF. Medición en grados de flexión dorsal (valores positivos) y plantar (valores negativos) del tobillo desde el choque del talón (0 %), hasta despegue (100 %).

Tabla 25 - Puntos máximos de flexión dorsal y flexión plantar del tobillo derecho y izquierdo. Medias de la población control y población PAF.

Flexión dorsal y flexión plantar del tobillo - población control y población PAF	ANA_Media		ANA_Media	
	P.C._Izq.	P.PAF._Izq.	P.C._Dcho.	P. PAF._Dcho.
Máxima FD	13,8°	21,8°	14,1°	21,3°
Máxima FP	-13,6°	3,9°	-12,0°	-0,3°

5.2.2. Inversión y eversión de retropié/tibia (eje Y).

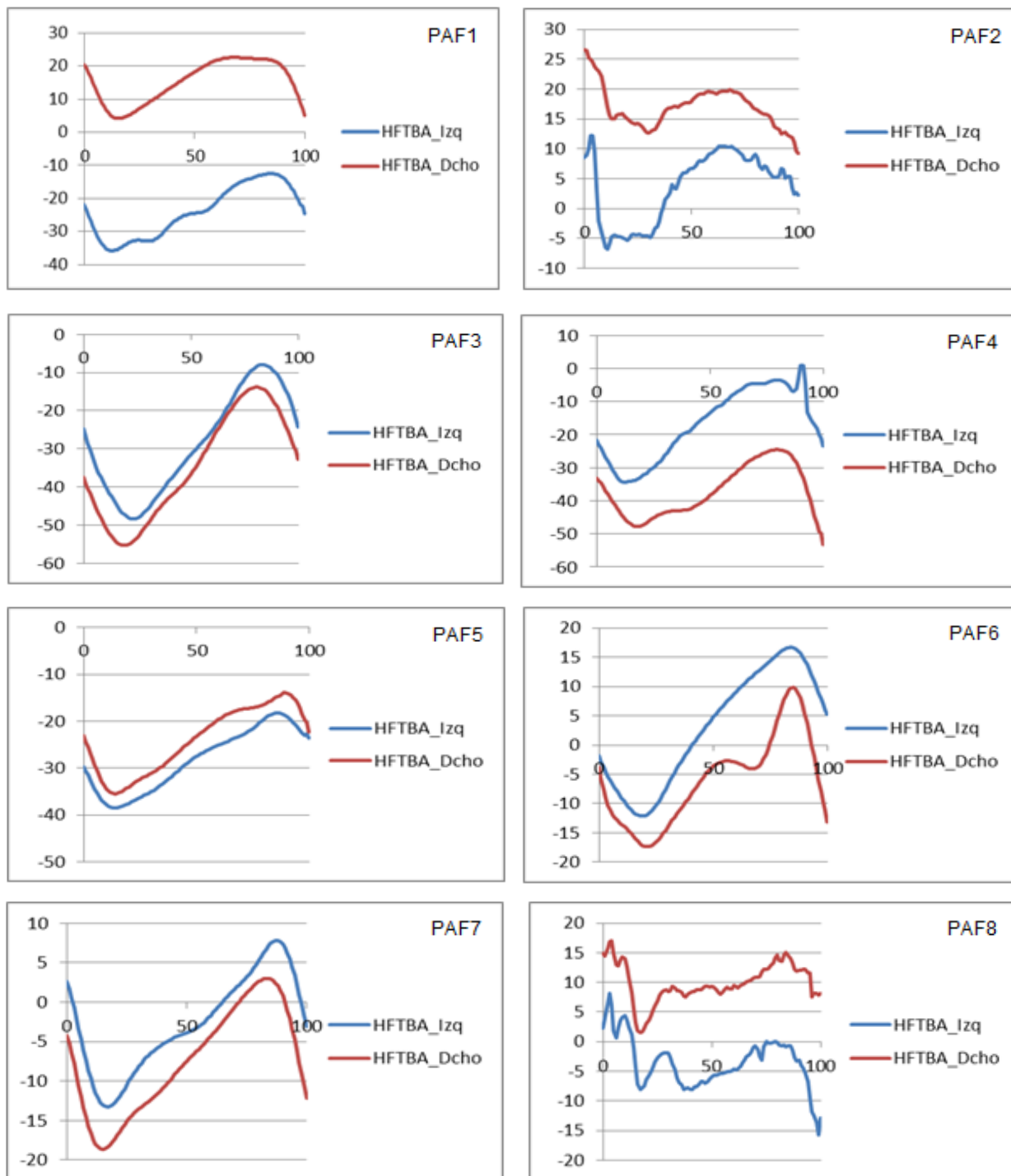
5.2.2.1. Inversión y eversión de retropié/tibia (eje Y) de los individuos de la población control.



Figuras 52, 53, 54, 55, 56, 57, 58 y 59 –Representación gráfica de la inversión y eversión de retropié/tibia (en grados) en los 8 individuos de la población control (C1 a C8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.

Resultados

5.2.2.2 Inversión y eversión de retropié-tibia (eje Y) de los individuos de la población PAF.



Figuras 60, 61, 62, 63, 64, 65, 66 y 67 – Representación gráfica de la inversión y eversión de retropié/tibia (en grados) en los 8 individuos de la población PAF (PAF1 a PAF8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.

Resultados

5.2.2.3. Inversión y eversión de retropié-tibia (eje Y) - Media de la población control vs población PAF.

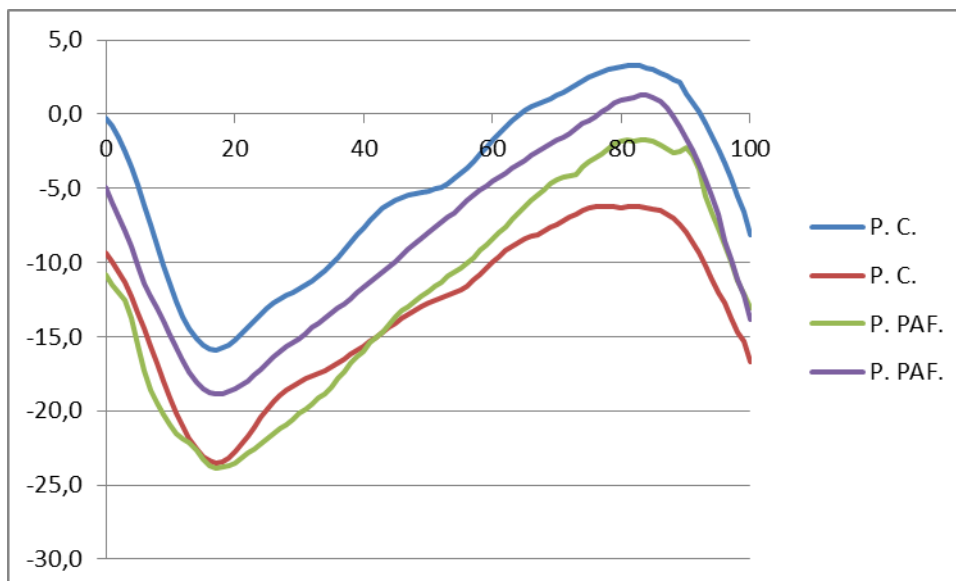


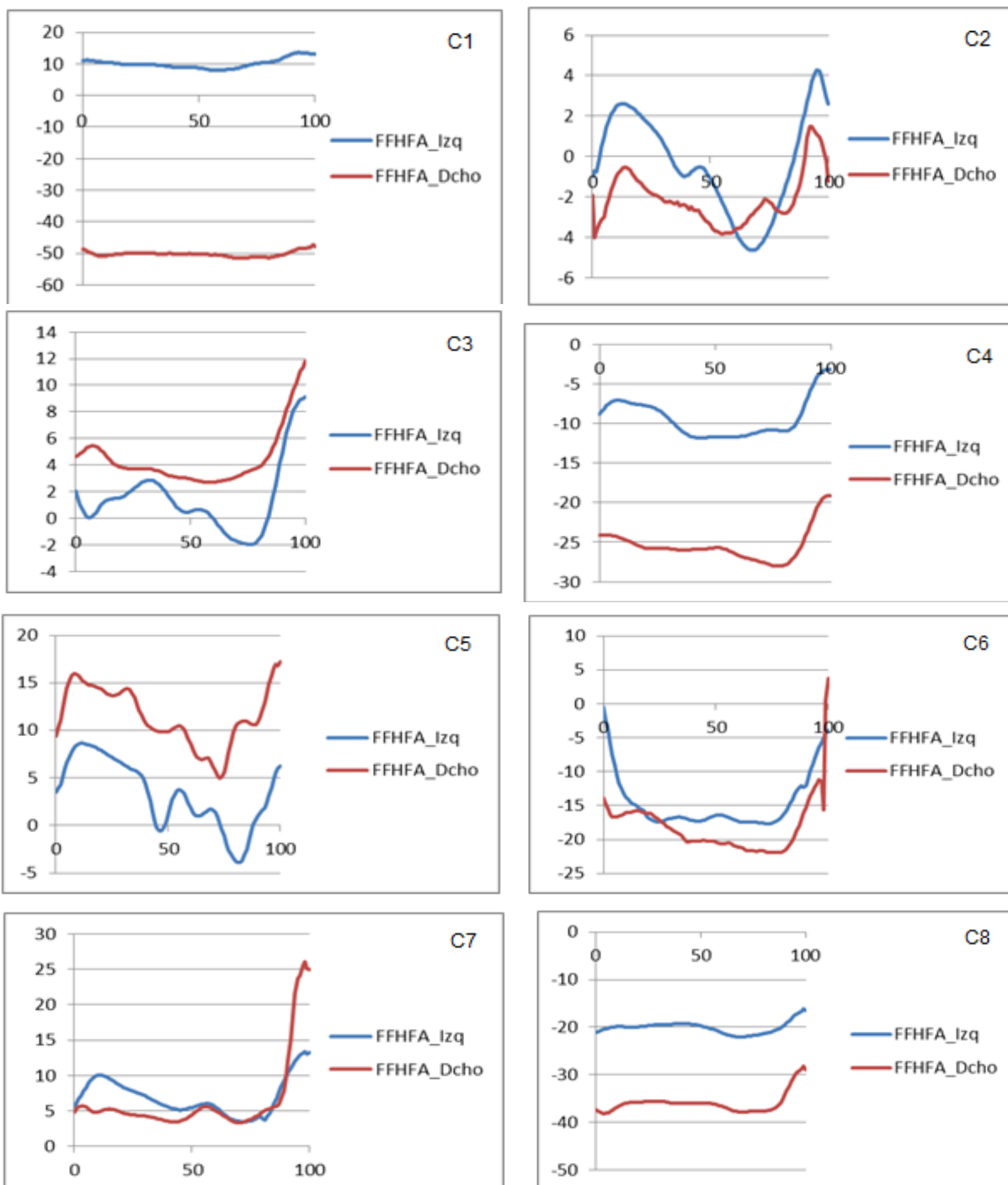
Figura 68 – Representación gráfica de la inversión y eversión del retropié/tibia en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF. Medición en grados de la inversión (valores positivos) y eversión (valores negativos) del retropié / tibia desde el choque del talón (0 %), hasta despegue (100 %).

Tabla 26 - Puntos máximos de inversión y eversión de los pies derecho y izquierdo - Medias de la población control y población PAF.

Inversión y eversión del retropié/tibia – población control y población PAF	HFTBA_Media		HFTBA_Media	
	P.C._Izq.	P.PAF._Izq.	P.C._Dcho.	P.PAF._Dcho.
Máxima inversión	3,3°	-1,7°	-6,2°	1,3°
Máxima eversión	-15,9°	-23,8°	-23,5°	-18,9°

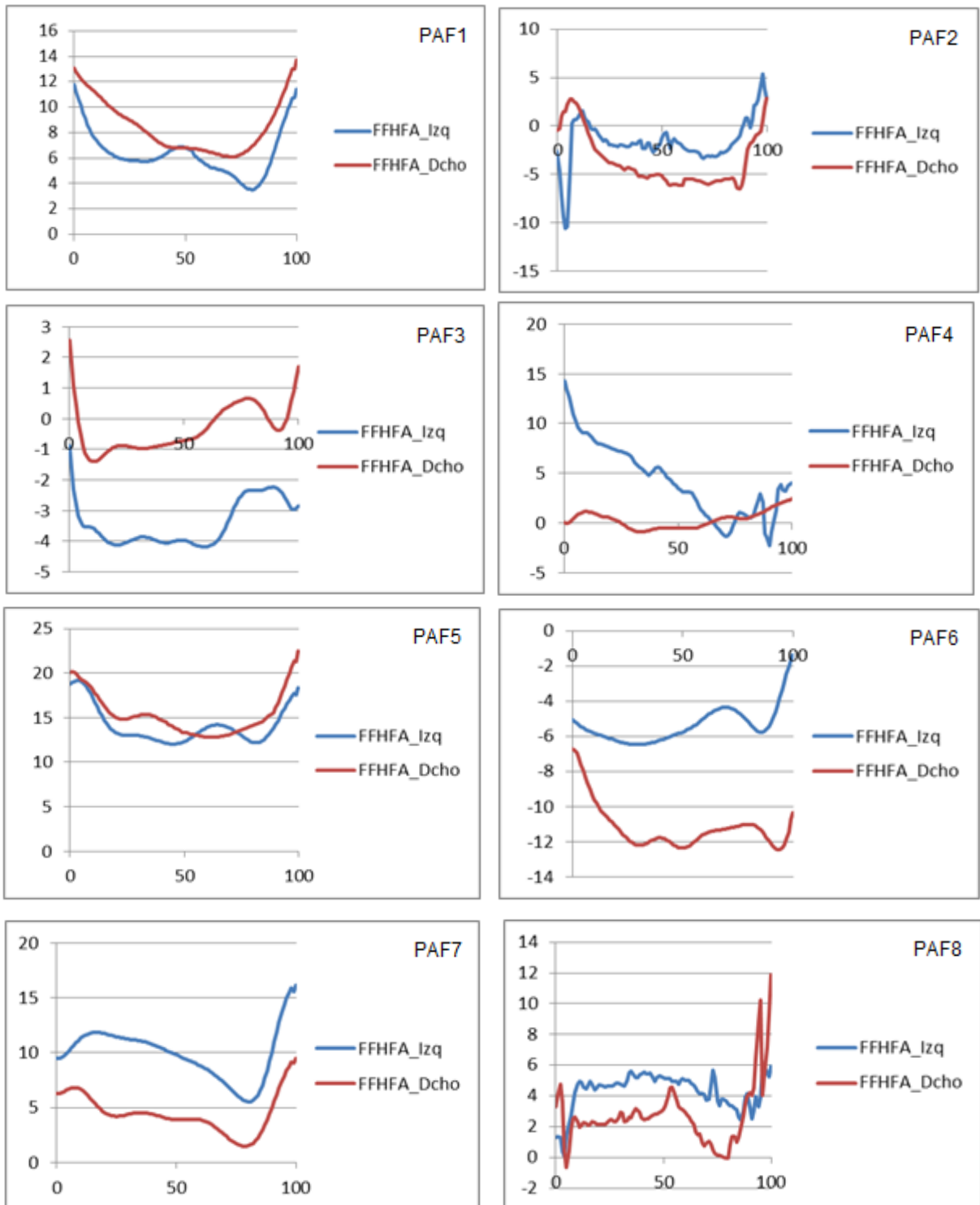
5.2.3. Inversión y eversión de antepié/retropié (eje Y).

5.2.3.1. Inversión y eversión de antepié/retropié (eje Y) de los individuos de la población control.



Figuras 69, 70, 71, 72, 73, 74, 75 y 76 – Representación gráfica de la inversión y eversión de antepié/retropié (eje Y) (en grados) en los 8 individuos de la población control (C1 a C8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.

5.2.3.2. Inversión y eversión de antepié/retropié (eje Y) de los individuos de la población PAF.



Figuras 77, 78, 79, 80, 81, 82, 83 y 84 – Representación gráfica de la inversión y eversión de antepié/retropié (eje Y) (en grados) en los 8 individuos PAF (PAF1 a PAF8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.

5.2.3.3. Inversión y eversión de antepié/retropié (eje Y) - Media de la población control y población PAF.

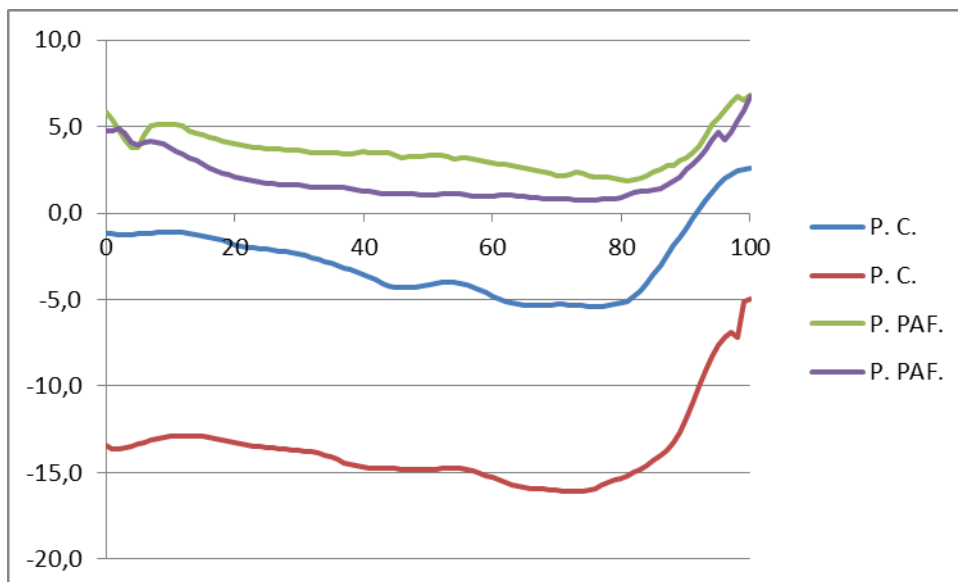


Figura 85 – Representación gráfica de la inversión y eversión de antepié/retropié en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF. Medición en grados de la inversión (valores positivos) y eversión (valores negativos) del antepié/retropié desde el choque del talón (0 %), hasta despegue (100 %).

Tabla 27 - Puntos máximos de inversión y eversión de los pies derecho y izquierdo - Medias de la población control y población PAF.

Inversión y eversión del antepié/retropié – población control y población PAF	FFHFA_Media		FFHFA_Media	
	P.C._Izq.	P.PAF._Izq.	P.C._Dcho.	P.PAF._Dcho.
Máxima inversión	2,6°	6,8°	-4,9°	6,8°
Máxima eversión	-5,4°	1,9°	-16,1°	0,8°

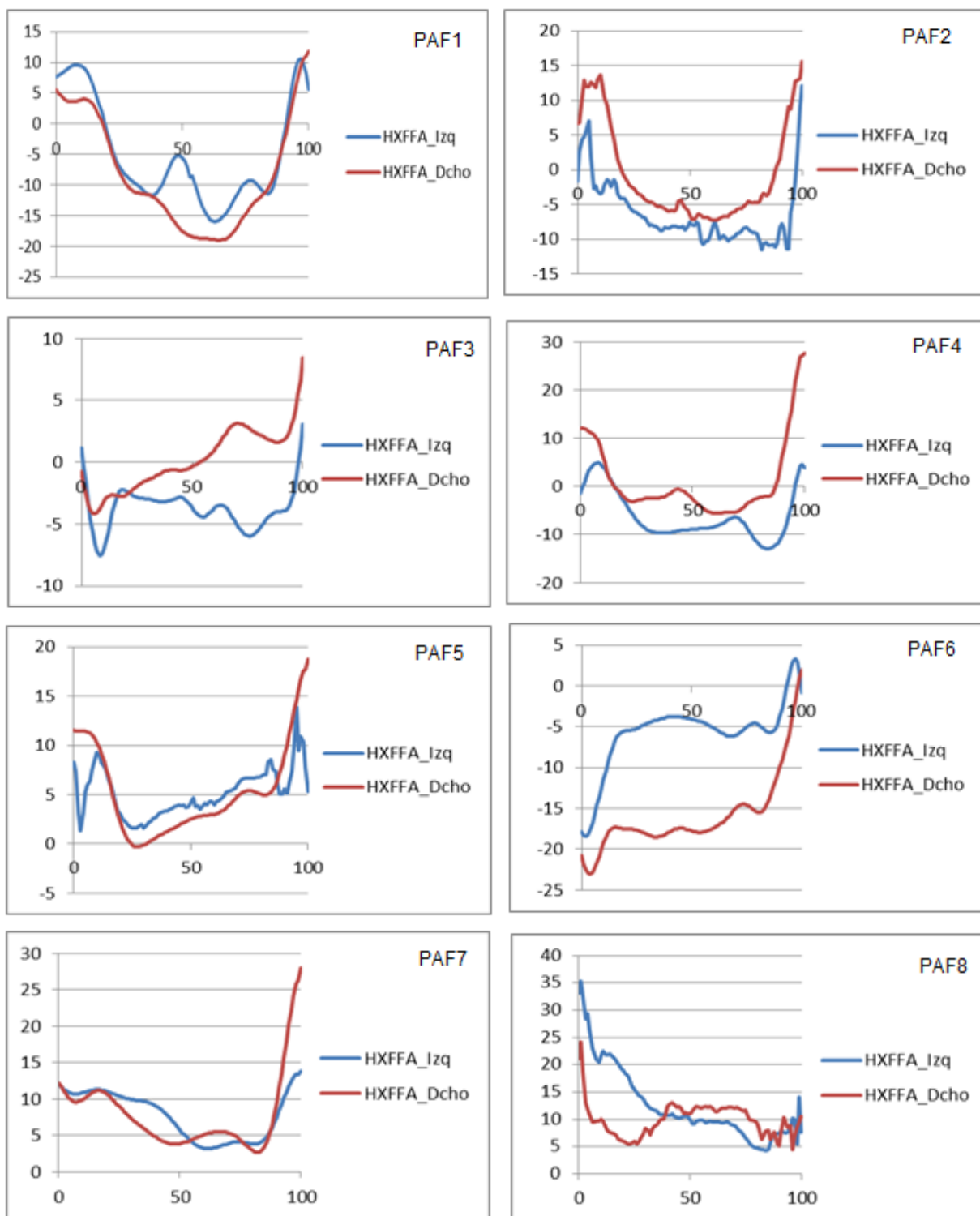
5.2.4. Flexión dorsal y flexión plantar del hallux/antepié (eje X).

5.2.4.1. Flexión dorsal y flexión plantar del hallux/antepié (eje X) de los individuos de la población control.



Figuras 86, 87, 88, 89, 90, 91, 92 y 93 – Representación gráfica de la flexión dorsal y plantar del hallux/antepié (eje X) (en grados) en los 8 individuos de la población control (C1 a C8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.

5.2.4.2. Flexión dorsal y flexión plantar del hallux/antepié (eje X) de los individuos de la población PAF.



Figuras 94, 95, 96, 97, 98, 99, 100 y 101 – Representación gráfica de la flexión dorsal y plantar del hallux/antepié (eje X) (en grados) en los 8 individuos PAF (PAF1 a PAF8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.

5.2.4.3. Extensión y flexión del hallux/antepié (eje X) - Media de la población control y población PAF.

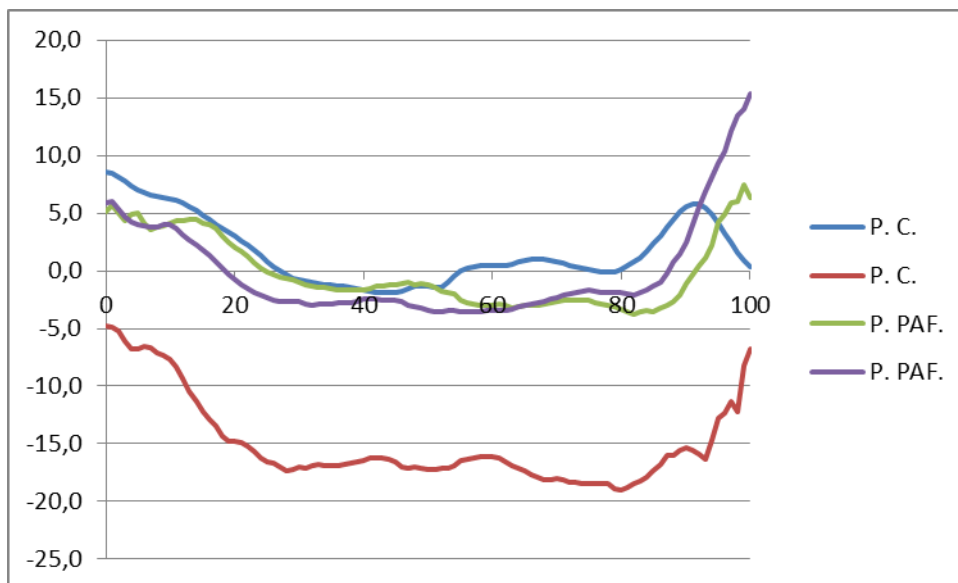


Figura 102 – Representación gráfica de la flexión dorsal y plantar del hallux/antepié en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF. Medición en grados de flexión dorsal (valores positivos) y plantares (valores negativos) del hallux en relación al antepié desde el choque de talón (0 %), hasta despegue (100 %).

Tabla 28 – Puntos máximos de flexión dorsal y plantar del hallux de los pies izquierdo y derecho - Medias de la población control y población PAF.

Flexión dorsal y plantar hallux/antepié - población control y población PAF	HXFFA_Media		HXFFA_Media	
	P.C._Izq.	P.PAF._Izq.	P.C._Dcho.	P.PAF._Dcho.
Máxima FD	8,5°	15,3°	-4,8°	15,3°
Máxima FP	-1,9°	-3,6°	-19,0°	-3,6°

Resultados

5.2.5. Análisis estadístico de los datos de la cinemática angular del pie en apoyo.

Tabla 29 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Ángulo del tobillo.

Estadístico de Contraste												
	CI ANA t	CI ANA Grds	CF ANA T	CF ANA Grds	1ª FRA ANA t	1ª FRA ANA Grds	1ª Max FRA ANA t	1ª Max FRA ANA Grds	2ªMin FRA ANA t	2ª Min FRA ANA Grds	2ª Máx FRA ANA t	2ª Máx FRA ANA Grds
Z	,000	-,789	,000	-,683	-,376	-,210	-,480	-,735	-,474	-,210	-1,078	-,210
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,430	1,000	,495	,707	,833	,631	,462	,635	,834	,281	,834

Tabla 30 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Ángulo retropié/tibia.

Estadístico de Contraste												
	CI HFTBA t	CI HFTBA Grds	CF HFTBA T	CF HFTBA Grds	1ª FRA HFBTA t	1ª FRA HFTBA Grds	1ª Max FRA HFTBA t	1ª Max FRA HFTBA Grds	2ªMin FRA HFTBA t	2ª Min FRA HFTBA Grds	2ª Máx FRA HFTBA t	2ª Máx FRA HFTBA Grds
Z	,000	-,420	,000	-,420	-,376	-,263	-,480	-,630	-,474	-,525	-1,078	-,630
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,674	1,000	,674	,707	,793	,631	,529	,635	,600	,281	,529

Resultados

Tabla 31 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Ángulo antepié/retropié.

Estadístico de Contraste												
	CI FFHFA t	CI FFHFA Grds	CF FFHFA T	CF FFHFA Grds	1ª FRA FFHFA t	1ª FRA FFHFA Grds	1ª Max FRA FFHFA t	1ª Max FRA FFHFA Grds	2ª Min FRA FFHFA t	2ª Min FRA FFHFA Grds	2ª Máx FRA FFHFA t	2ª Máx FRA FFHFA Grds
Z	,000	-1,050	,000	-,315	-,376	-,893	-,480	-,945	-,474	-,945	-1,078	-,683
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,294	1,000	,753	,707	,372	,631	,345	,635	,345	,281	,495

Tabla 32 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Ángulo hallux/antepié.

Estadístico de Contraste												
	CI HXFFA t	CI HXFFA Grds	CF HXFFA T	CF HXFFA Grds	1ª FRA HXFFA t	1ª FRA HXFFA Grds	1ª Max FRA HXFFA t	1ª Max FRA HXFFA Grds	2ª Min FRA HXFFA t	2ª Min FRA HXFFA Grds	2ª Máx FRA HXFFA t	2ª Máx FRA HXFFA Grds
Z	,000	-,998	,000	-1,365	-,376	-1,050	-,480	-1,365	-,474	-1,051	-1,078	-1,470
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,318	1,000	,172	,707	,294	,631	,172	,635	,293	,281	,141

Resultados

Tabla 33 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Ángulo del tobillo. Datos resaltados en color gris significan diferencias no estadísticamente significativas.

Estadístico de Contraste												
	CI ANA t	CI ANA Grds	CF ANA T	CF ANA Grds	1ª FRA ANA t	1ª FRA ANA Grds	1ª Max FRA ANA t	1ª Max FRA ANA Grds	2ª Min FRA ANA t	2ª Min FRA ANA Grds	2ª Máx FRA ANA t	2ª Máx FRA ANA Grds
Z	,000	-1,471	,000	,000	-1,466	-1,839	-,582	-1,209	-,792	-,316	-,530	-,210
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,141	1,000	1,00	,143	,066	,560	,227	,428	,752	,596	,834

Tabla 34 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Ángulo retropié/tibia.

Estadístico de Contraste												
	CI HFTBA t	CI HFTBA Grds	CF HFTBA T	CF HFTBA Grds	1ª FRA HFBTA t	1ª FRA HFTBA Grds	1ª Max FRA HFTBA t	1ª Max FRA HFTBA Grds	2ª Min FRA HFTBA T	2ª Min FRA HFTBA Grds	2ª Máx FRA HFTBA T	2ª Máx FRA HFTBA Grds
Z	,000	-,210	,000	-,420	-1,466	-,315	-,582	-,420	-,792	-,630	-,530	-,630
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,834	1,000	,674	,143	,753	,560	,674	,428	,529	,596	,529

Resultados

Tabla 35 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Ángulo antepié/retropié.

Estadístico de Contraste												
	CI FFHFA t	CI FFHFA Grds	CF FFHFA T	CF FFHFA Grds	1ª FRA FFHFA t	1ª FRA FFHFA Grds	1ª Max FRA FFHFA t	1ª Max FRA FFHFA Grds	2ªMin FRA FFHFA t	2ª Min FRA FFHFA Grds	2ª Máx FRA FFHFA t	2ª Máx FRA FFHFA Grds
Z	,000	,000	,000	-,105	-1,466	-,105	-,582	-,420	-,792	-,368	,530	-,105
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	1,00	1,000	,916	,143	,916	,560	,674	,428	,713	,596	,916

Tabla 36 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Ángulo hallux/antepié. Datos resaltados en color amarillo significan diferencias estadísticamente significativas.

Estadístico de Contraste												
	CI HXFFA t	CI HXFFA Grds	CF HXFFA T	CF HXFFA Grds	1ª FRA HXFFA t	1ª FRA HXFFA Grds	1ª Max FRA HXFFA t	1ª Max FRA HXFFA Grds	2ªMin FRA HXFFA t	2ª Min FRA HXFFA Grds	2ª Máx FRA HXFFA t	2ª Máx FRA HXFFA Grds
Z	,000	-,525	,000	-1,995	-1,466	-,525	-,582	-,210	-,972	,000	-,530	-,315
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,600	1,000	,046	,143	,600	,560	,834	,428	1,000	,596	,753

Resultados

Tabla 37 - Test no paramétrico de Mann-Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Ángulo del tobillo. Datos resaltados en color amarillo significan diferencias estadísticamente significativas y en color gris significan diferencias no estadísticamente significativas.

Estadístico de Contraste												
	CI ANA t	CI ANA Grds	CF ANA T	CF ANA Grds	1ª FRA ANA t	1ª FRA ANA Grds	1ª Max FRA ANA t	1ª Max FRA ANA Grds	2ªMin FRA ANA t	2ª Min FRA ANA Grds	2ª Máx FRA ANA t	2ª Máx FRA ANA Grds
Z	,000	-2,678	,000	-4,825	-1,763	-3,393	-,057	-3,581	-1,363	-3,770	-1,470	-3,543
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,007	1,000	,000	,078	,001	,954	,000	,173	,000	,141	,000

Tabla 38 - Test no paramétrico de Mann-Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Ángulo retropié/tibia. Datos resaltados en color gris significan diferencias no estadísticamente significativas.

Estadístico de Contraste												
	CI HFTBA t	CI HFTBA Grds	CF HFTBA T	CF HFTBA Grds	1ª FRA HFBTA t	1ª FRA HFTBA Grds	1ª Max FRA HFTBA t	1ª Max FRA HFTBA Grds	2ªMin FRA HFTBA T	2ª Min FRA HFTBA Grds	2ª Máx FRA HFTBA t	2ª Máx FRA HFTBA Grds
Z	,000	-,509	,000	,000	-1,763	-,226	-,057	-,226	-1,363	-,038	-1,470	-,377
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,611	1,000	1,000	,078	,821	,954	,821	,173	,970	,141	,706

Resultados

Tabla 39 - Test no paramétrico de Mann-Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Ángulo antepié/retropié. Datos resaltados en color amarillo significan diferencias estadísticamente significativas y en color gris significan diferencias no estadísticamente significativas.

Estadístico de Contraste												
	CI FFHFA t	CI FFHFA Grds	CF FFHFA T	CF FFHFA Grds	1ª FRA FFHFA t	1ª FRA FFHFA Grds	1ª Max FRA FFHFA t	1ª Max FRA FFHFA Grds	2ªMin FRA FFHFA t	2ª Min FRA FFHFA Grds	2ª Máx FRA FFHFA t	2ª Máx FRA FFHFA Grds
Z	,000	-1,998	,000	-1,055	-1,763	-1,828	-,057	-1,508	-1,363	-1,960	-1,470	-1,847
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,046	1,000	,291	,078	,068	,954	,132	,173	,050	,141	,065

Tabla 40 - Test no paramétrico de Mann-Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Ángulo hallux/antepié. Datos resaltados en color gris significan diferencias no estadísticamente significativas.

Estadístico de Contraste												
	CI HXFFA t	CI HXFFA Grds	CF HXFFA T	CF HXFFA Grds	1ª FRA HXFFA t	1ª FRA HXFFA Grds	1ª Max FRA HXFFA t	1ª Max FRA HXFFA Grds	2ªMin FRA HXFFA T	2ª Min FRA HXFFA Grds	2ª Máx FRA HXFFA t	2ª Máx FRA HXFFA Grds
Z	,000	-,320	,000	-2,337	-1,763	-,320	-,057	-,773	-1,363	-1,093	-1,470	-,773
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,749	1,000	,019	,078	,749	,954	,440	,173	,274	,141	,440

Resultados

El análisis estadístico de la cinemática muestra que no existen diferencias estadísticamente significativas entre el pie izquierdo y el pie derecho (intraindividuo) de la población control ($p > 0,05$) para todos los ángulos estudiados (Tablas 29 a 32).

En la población PAF, la gran mayoría de los resultados no presentan diferencias estadísticamente significativas pero para el ángulo del tobillo en el instante 1º pico de fuerza reactiva del apoyo (1 FRA ANA Grds) ocurre una diferencia entre el pie izquierdo y derecho, si bien no estadísticamente significativa (Tabla 33).

También en la misma población, existe diferencias estadísticamente significativas entre los grados del contacto inicial del ángulo hallux/antepié (CF-HXFFA Grds) entre el pie izquierdo y el pie derecho ($p = 0,046$) (Tabla 36).

Después se hizo la comparación entre los datos cinemáticos estudiados entre la población control y la población PAF, y en este caso se verificó que existen diferencias estadísticamente significativas en los ángulos del tobillo, y del antepié/retropié, también es posible observar que en muchos casos existe diferencia entre los ángulos estudiados pero no estadísticamente significativa (Tablas 37 a 40).

Así, para los grados del ángulo del tobillo, se verifica diferencias estadísticamente significativas en el contacto inicial (CI ANA Grds, $p = 0,007$), en el contacto final (CF ANA Grds, $p = 0,000$), en el instante del 1º pico de fuerza reactiva del apoyo (1 FRA ANA Grds, $p = 0,001$), en el instante de la 1ª máxima fuerza reactiva del apoyo (1 Max FRA ANA, $p = 0,000$), en el instante de la 2ª Mínima fuerza reactiva del apoyo (2 Min FRA ANA, $p = 0,000$) y en el instante de la 2ª máxima fuerza reactiva del apoyo (2 Max FRA ANA, $p = 0,000$) (Tabla 37). En los grados del ángulo antepié/retropié, también se verifican diferencias estadísticamente significativas en el contacto inicial (CI FFHFA Grds, $p = 0,046$) (Tabla 39).

Además de las diferencias estadísticamente significativas fue posible observar en todos los ángulos analizados (ANA; HFTBA; FFHFA; y HXFFA) que el 1º pico de fuerza, en la variable tiempo (t) presenta diferencias entre las dos poblaciones (Tablas 37 a 40). Para el ángulo FFHFA, además de la variable “t” también hay diferencias en las variables FRA_1_FFHFA_Grds, Min_2_FRA_FFHFA_Grds y en Max_2_FRA_FFHFA_Grds (Tabla 39).

Para el ángulo HXFFA también existen diferencias entre la población control y PAF en la variable CF_HXFFA_Grds, pero no estadísticamente significativas (Tabla 40).

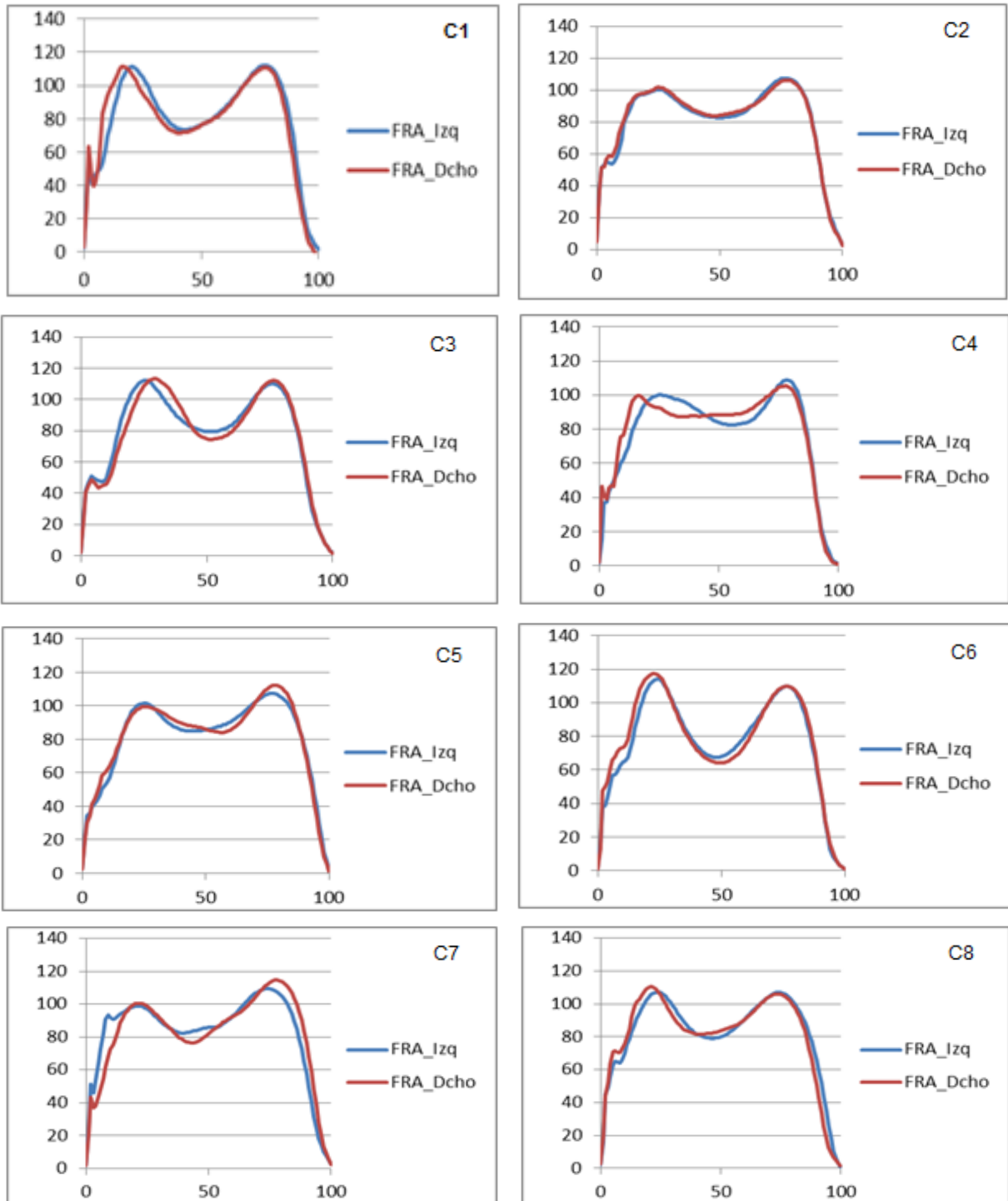
5.3. Análisis dinámico del apoyo y del tobillo a través de la plataforma de fuerzas y de el modelo biomecánico.

Para un primer conjunto de variables dinámicas fue utilizado el output de la plataforma de fuerzas AMTI conforme lo descrito en el marco teórico y en material y métodos, capítulos 2 e 4, respectivamente.

Las variables dinámicas estudiadas a través de la plataforma de fuerza fueron: la componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo (FRA en Fz), el momento de fuerza del tobillo (MF en eje X) y la potencia del tobillo (P.Tob).

5.3.1. Componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo (Fz).

5.3.1.1. Fuerza reactiva del apoyo (Fz) de los individuos de la población control.



Figuras 103, 104, 105, 106, 107, 108, 109 y 110 – Representación gráfica de la fuerza reactiva del apoyo (en Newtons) en los 8 individuos de la población control (C1 a C8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.

5.3.1.2. Fuerza reactiva del apoyo (Fz) de los individuos de la población PAF.

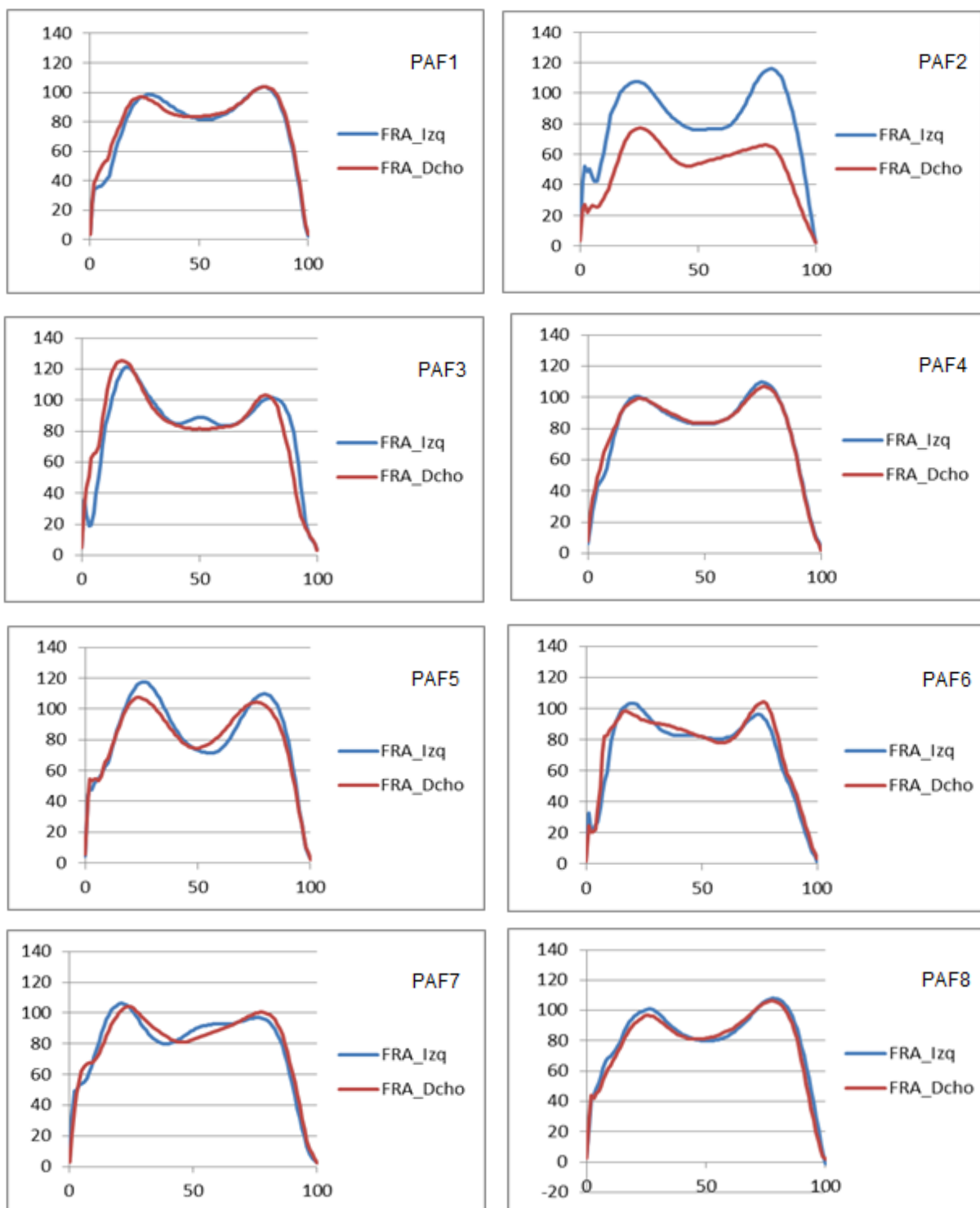


Figura 111, 112, 113, 114, 115, 116, 117 y 118 – Representación gráfica de la fuerza reactiva del apoyo (en Newtons) en los 8 individuos de la población PAF (PAF1 a PAF8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.

5.3.1.3. Fuerza reactiva del apoyo (Fz) - Media de la población control y población PAF.

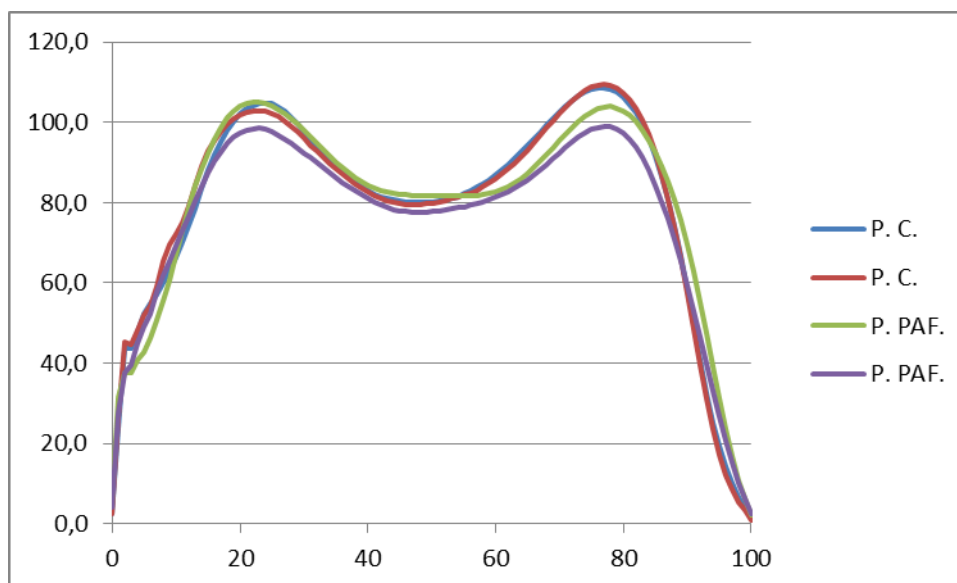


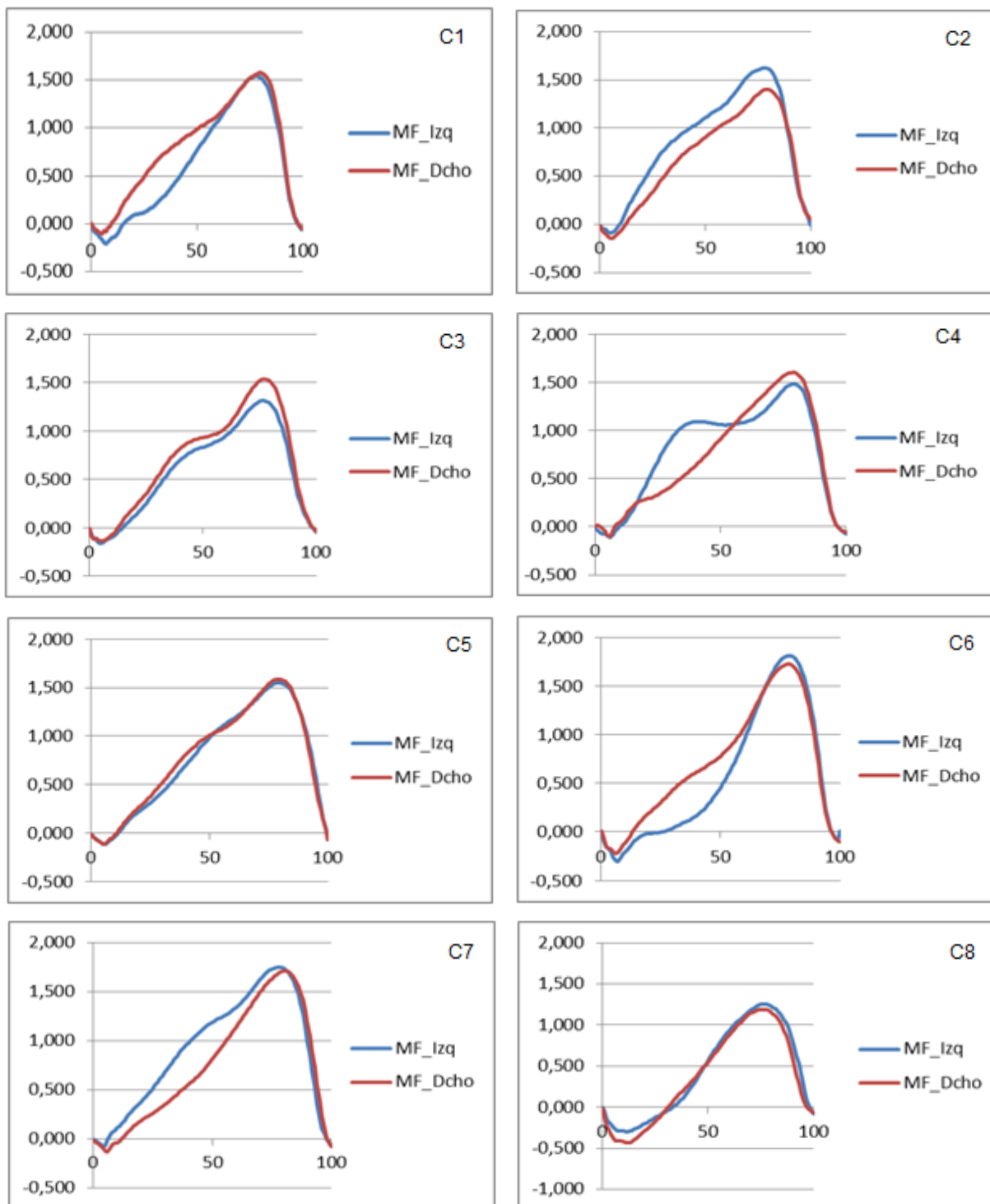
Figura 119 – Representación gráfica de la fuerza reactiva del apoyo (FRA_Fz) en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF. Medición en Newtons de la componente vertical de fuerza reactiva de la apoyo desde el choque de talón (0 %), hasta despegue (100 %).

Tabla 41 – Valores porcentuales medios (referencia peso del cuerpo) de los instantes de referencia de la componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo de los miembros inferiores izquierdo y derecho - Medias de la población control y población PAF.

Instantes de referencia de la componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo	P.C._Izq.	P.PAF._Izq.	P.C._Dcho.	P.PAF._Dcho.
1_FRA	43,8 %	37,8 %	45,3 %	37,5 %
1ª Máx._FRA	104,8 %	105,1 %	102,8 %	98,5 %
2º Min._FRA	80,1 %	80,7 %	79,5 %	77,6 %
2ª Máx._FRA	108,6 %	103,9 %	109,4 %	99,0 %

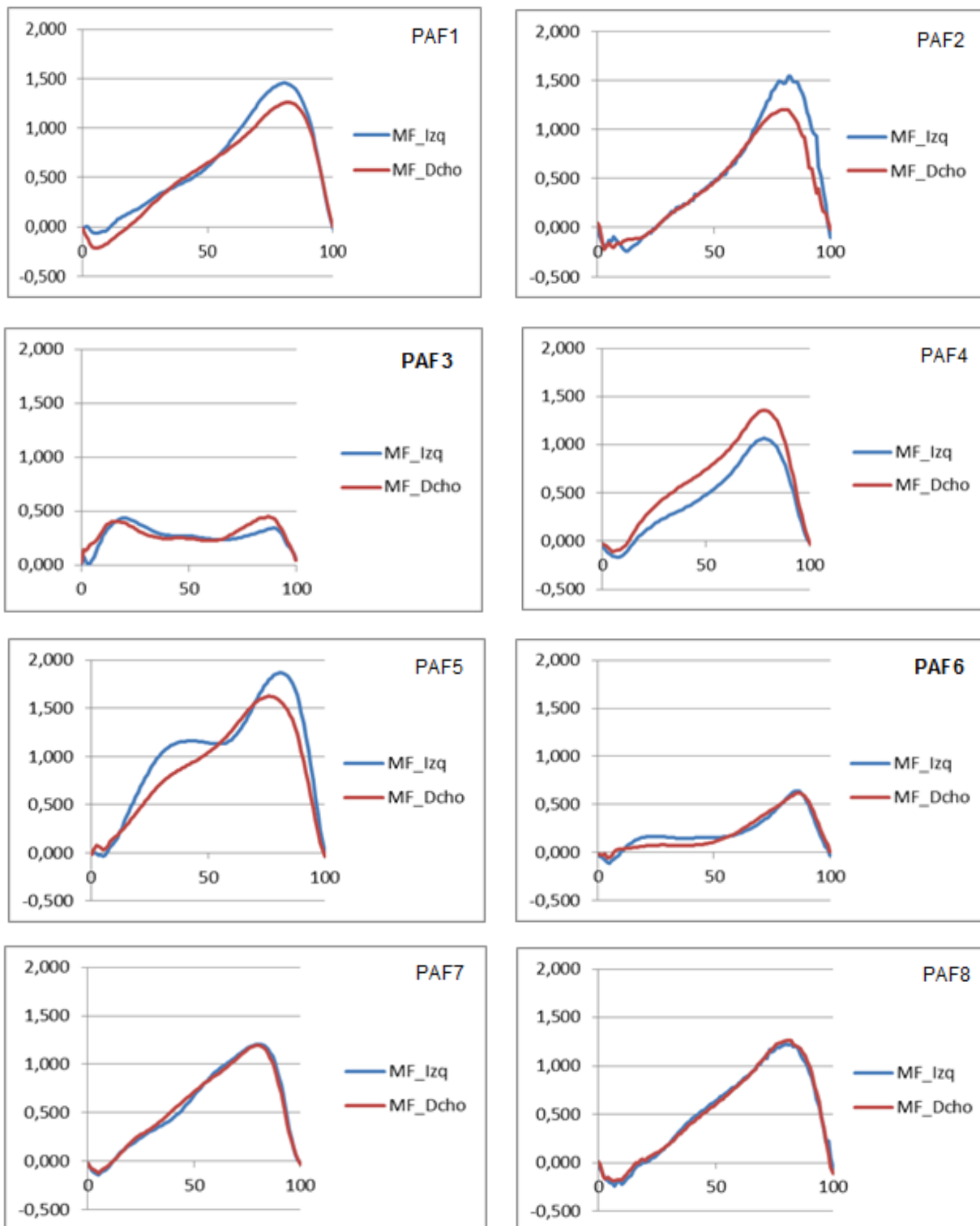
5.3.2. Momento de fuerza del tobillo (eje X).

5.3.2.1. Momento de fuerza del tobillo (eje x) de los individuos de la población control.



Figuras 120, 121, 122, 123, 124, 125, 126 y 127 – Representación gráfica del momento de fuerza normalizado a la massa del sujeto (N.m/kg) en los 8 individuos de la población control (C1 a C8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.

5.3.2.2. Momento de fuerza del tobillo (eje x) de los individuos de la población PAF.



Figuras 128, 129, 130, 131, 132, 133, 134 y 135 – Representación gráfica del momento da fuerza (N.mm/kg) en los 8 individuos de la población PAF (PAF1 a PAF8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.

5.3.2.3. Momento de fuerza del tobillo (Eje X) - Media de la población control y población PAF.

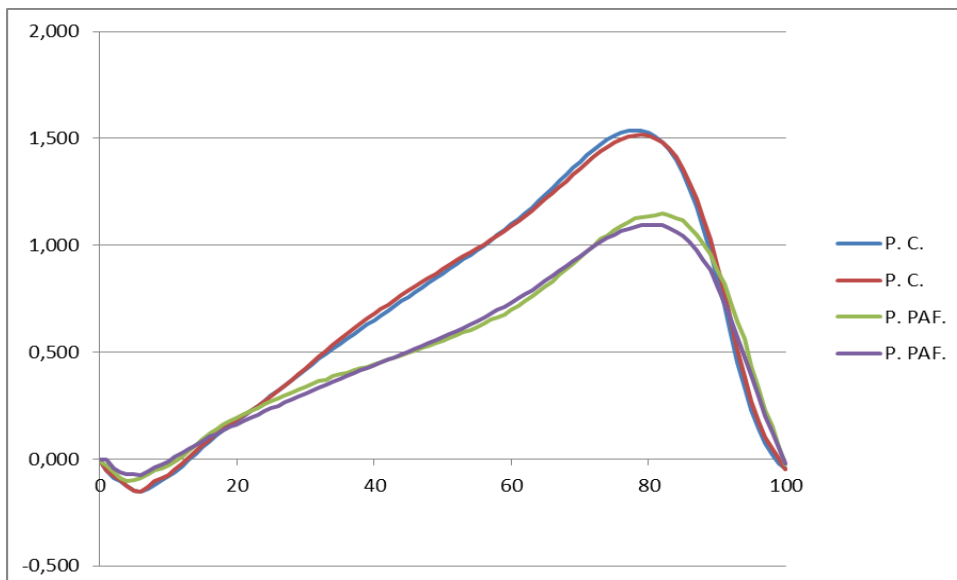


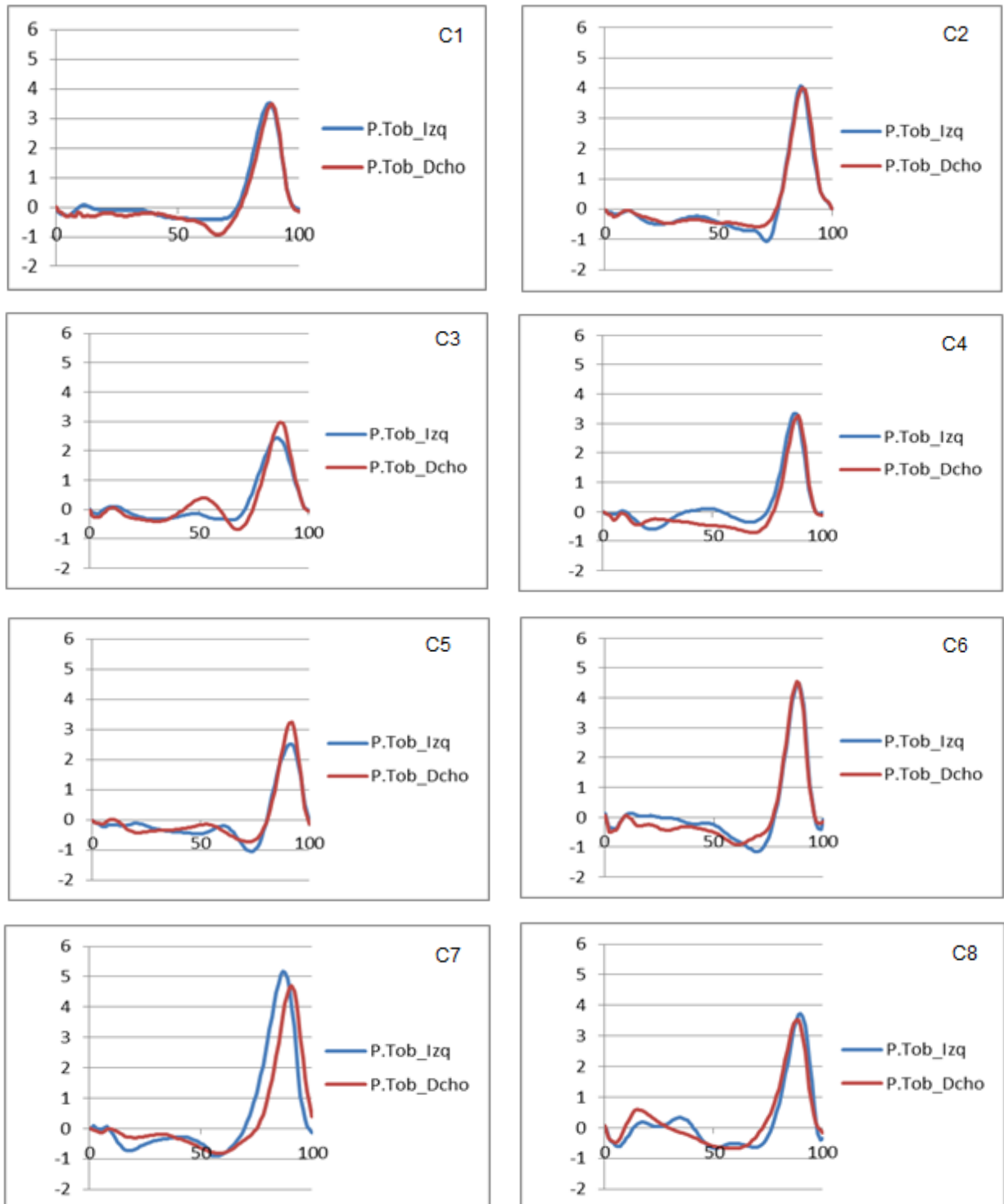
Figura 136 – Representación gráfica del momento de fuerza del tobillo en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF. Medición en N.m/Kg del momento de fuerza del tobillo desde el choque de talón (0 %), hasta despegue (100 %).

Tabla 42 – Puntos máximos y mínimos del momento de fuerza del tobillo de los miembros inferiores izquierdo y derecho - Medias de la población control y población PAF.

Momento de fuerza del tobillo - población control y población PAF	MF_Media		MF_Media	
	P.C._Izq.	P.PAF._Izq.	P.C._Dcho.	P.PAF._Dcho.
Máxima	1,538 N.m/kg	1,148 N.m/kg	1,517 N.m/kg	1,095 N.m/kg
Mínima	-0,152 N.m/kg	-0,102 N.m/Kg	-0,152 N.m/kg	-0,074 N.m/kg

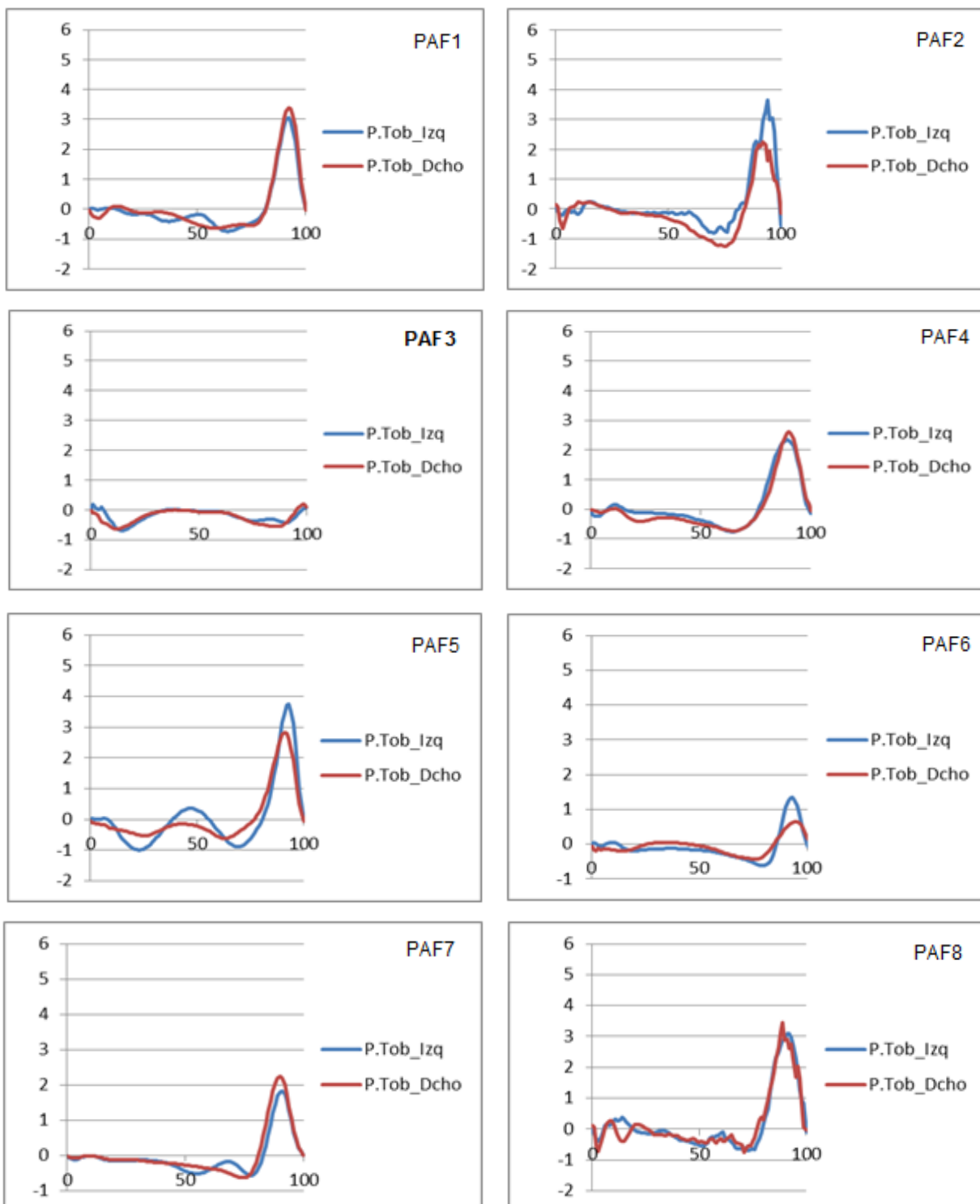
5.3.3. Potencia del tobillo.

5.3.3.1. Potencia del tobillo de los individuos de la población control.



Figuras 137, 138, 139, 140, 141, 142, 143 y 144 – Representación gráfica de la potencia del tobillo (en watts/Kg) en los 8 individuos de la población control (C.1 a C.8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.

5.3.3.2. Potencia del tobillo de los individuos de la población PAF.



Figuras 145, 146, 147, 148, 149, 150, 151 y 152 – Representación gráfica de la potencia del tobillo (en watts/Kg) en los 8 individuos de la población PAF (PAF1 a PAF8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.

5.3.3.3. Potencia del tobillo - Media de la población control y población PAF.

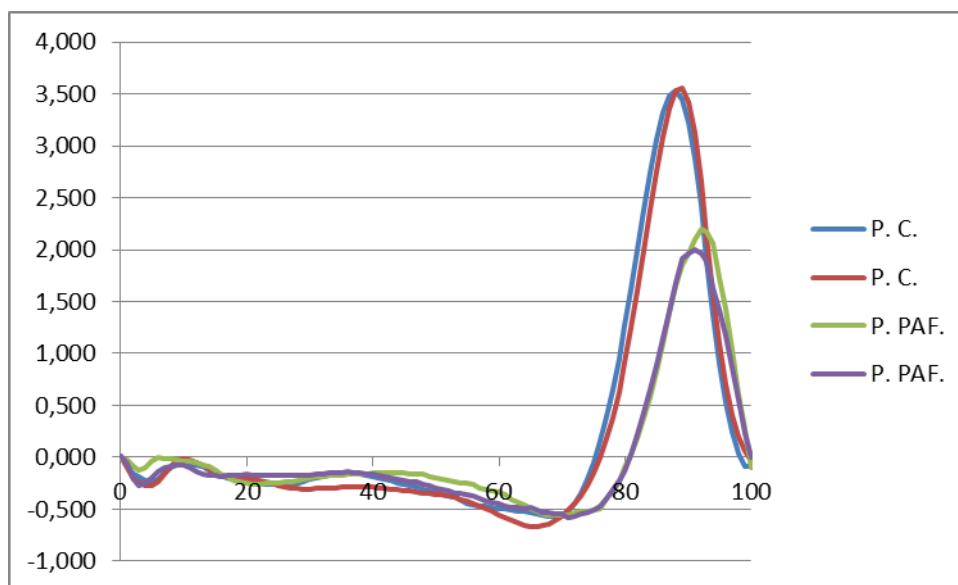


Figura 153 – Representación gráfica de la potencia del tobillo en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF. Medición en watts/Kg de la potencia del tobillo desde el choque de talón (0 %), hasta despegue (100%).

Tabla 43 – Puntos máximos y mínimos de la potencia del tobillo de los miembros inferiores izquierdo y derecho - Medias de la población control y población PAF.

Potencia del tobillo - población control y población PAF	P. Tob_Media		P. Tob_Media	
	P.C._Izq.	P.PAF._Izq.	P.C._Dcho.	P.PAF._Dcho.
Máxima	3,5 W/Kg	2,2 W/Kg	3,6 W/Kg	2,0 W/Kg
Mínima	-0,6 W/Kg	-0,6 W/Kg	-0,7 W/Kg	-0,6 W/Kg

5.3.4. Análisis estadístico de los datos dinámicos del apoyo y del tobillo a través de la plataforma de fuerzas y de el modelo biomecánico.

Tabla 44 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo.

Estadístico de Contraste												
	CI Fz t	CI Fz N	CF Fz T	CF Fz N	1ª FRA Fz t	1ª FRA Fz N	1ª Max FRA Fz t	1ª Max FRA Fz N	2ª Min FRA Fz t	2ª Min FRA Fz N	2ª Máx FRA Fz t	2ª Máx FRA Fz N
Z	,000	-,475	,000	-,737	-,376	-,735	-,480	-,210	-,474	-,105	-1,078	-,473
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,635	1,000	,461	,707	,462	,631	,834	,635	,916	,281	,636

Tabla 45 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Momento de fuerza del tobillo.

Estadístico de Contraste												
	CI MF t	CI MF N.m/Kg	CF MF T	CF MF N.m/Kg	1ª FRA MF t	1ª FRA MF N.m/Kg	1ª Max FRA MF t	1ª Max FRA MF Nm/Kg	2ª Min FRA MF t	2ª Min FRA MF N.m/Kg	2ª Máx FRA MF t	2ª Máx FRA MF N.m/Kg
Z	,000	-1,160	,000	-,840	-,376	-,421	-,480	-,105	-,474	-,420	-1,078	-,105
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,246	1,000	,401	,707	,674	,631	,916	,635	,674	,281	,916

Resultados

Tabla 46 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Potencia del tobillo.

Estadístico de Contraste												
	CI P.Tob t	CI P.Tob W	CF P.Tob T	CF P.Tob W	1ª FRA P.Tob t	1ª FRA P.Tob W	1ª Max FRA P.Tob t	1ª Max FRA P.Tob W	2ªMin FRA P.Tob t	2ª Min FRA P.Tob W	2ª Máx FRA P.Tob t	2ª Máx FRA P.Tob W
Z	,000	-,840	,000	-,578	-,376	-,420	-,480	-,210	-,474	-,210	-1,078	-,105
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,401	1,000	,563	,707	,674	,631	,834	,635	,834	,281	,916

Tabla 47 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo.

Estadístico de Contraste												
	CI Fz t	CI Fz N	CF Fz T	CF Fz N	1ª FRA Fz t	1ª FRA Fz N	1ª Max FRA Fz t	1ª Max FRA Fz N	2ªMin FRA Fz t	2ª Min FRA Fz N	2ª Máx FRA Fz t	2ª Máx FRA Fz N
Z	,000	-1,421	,000	-,053	-1,466	-,840	-,582	-1,365	-,792	-,105	-,530	-,788
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,155	1,000	,958	,143	,401	,560	,172	,428	,916	,596	,431

Resultados

Tabla 48 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Momento de fuerza del tobillo.

Estadístico de Contraste												
	CI MF t	CI MF N.m/Kg	CF MF T	CF MF N.m/Kg	1ª FRA MF t	1ª FRA MF N.m/Kg	1ª Max FRA MF t	1ª Max FRA MF N.m/Kg	2ª Min FRA MF t	2ª Min FRA MF N.m/Kg	2ª Máx FRA MF t	2ª Máx FRA MF N.m/Kg
Z	,000	-,473	,000	-,211	-1,466	-,210	-,582	-,105	-,792	-,105	-,530	-,105
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,636	1,000	,833	,143	,834	,560	,916	,428	,916	,596	,916

Tabla 49 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Potencia del tobillo. Datos resaltados en color gris significan diferencias no estadísticamente significativas.

Estadístico de Contraste												
	CI P.Tob t	CI P.Tob W	CF P.Tob T	CF P.Tob W	1ª FRA P.Tob t	1ª FRA P.Tob W	1ª Max FRA P.Tob t	1ª Max FRA P.Tob W	2ª Min FRA P.Tob t	2ª Min FRA P.Tob W	2ª Máx FRA P.Tob t	2ª Máx FRA P.Tob W
Z	,000	,105	,000	-,840	-1,466	-1,785	-,582	,000	-,792	-1,260	-,530	-,315
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,916	1,000	,401	,143	,074	,560	1,00	,428	,208	,596	,753

Resultados

Tabla 50 - Test no paramétrico de Mann-Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo. Datos resaltados en color amarillo significan diferencias estadísticamente significativas y en color gris significan diferencias no estadísticamente significativas.

Estadístico de Contraste												
	CI Fz t	CI Fz N	CF Fz T	CF Fz N	1ª FRA Fz t	1ª FRA Fz N	1ª Max FRA Fz t	1ª Max FRA Fz N	2ªMin FRA Fz t	2ª Min FRA Fz N	2ª Máx FRA Fz t	2ª Máx FRA Fz N
Z	,000	-3,585	,000	-2,530	-1,763	-1,564	-,057	-,791	-1,363	-,113	-1,470	-3,223
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,000	1,000	,011	,078	,118	,954	,429	,173	,910	,141	,001

Tabla 51 - Test no paramétrico de Mann-Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Momento de fuerza del tobillo. Datos resaltados en color amarillo significan diferencias estadísticamente significativas y en color gris significan diferencias no estadísticamente significativas.

Estadístico de Contraste												
	CI MF t	CI MF N.m/Kg	CF MF t	CF MF N.m/Kg	1ª FRA MF t	1ª FRA MF N.m/Kg	1ª Max FRA MF t	1ª Max FRA MF N.m/Kg	2ªMin FRA MF t	2ª Min FRA MF N.m/Kg	2ª Máx FRA MF t	2ª Máx FRA MF N.m/Kg
Z	,000	-1,245	,000	-1,886	-1,763	-1,037	-,057	-,565	-1,363	-2,017	-1,470	-3,128
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,213	1,000	,059	,078	,300	,954	,572	,173	,044	,141	,002

Resultados

Tabla 52 - Test no paramétrico de Mann-Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Potencia del tobillo. Datos resaltados en color amarillo significan diferencias estadísticamente significativas y en color gris significan diferencias no estadísticamente significativas.

Estadístico de Contraste												
	CI P.Tob t	CI P.Tob W	CF P.Tob T	CF P.Tob W	1ª FRA P.Tob t	1ª FRA P.Tob W	1ª Max FRA P.Tob t	1ª Max FRA P.Tob W	2ª Min FRA P.Tob t	2ª Min FRA P.Tob W	2ª Máx FRA P.Tob t	2ª Máx FRA P.Tob W
Z	,000	-,622	,000	-1,301	-1,763	-,226	-,057	,415	-1,363	-1,206	-1,470	-3,090
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,534	1,000	,193	,078	,821	,954	,678	,173	,228	,141	,002

Resultados

El análisis de la cinética muestra que no existen diferencias estadísticamente significativas entre el pie izquierdo y el pie derecho (intraindividuo) en la población control ($p > 0,05$) para las fuerzas estudiadas (Tablas 44 a 46).

En la población PAF, la gran mayoría de los resultados no presentaban diferencias estadísticamente significativas pero para la potencia del tobillo en el instante del 1º pico de fuerza reactiva del apoyo (FRA_1_FRA_P.Tob_W) se produce una diferencia intraindividuo, si bien no estadísticamente significativa (Tabla 49).

Cuando se compara la población control con la población PAF se verifica que existen diferencias estadísticamente significativas en la 2ª máxima fuerza reactiva del apoyo (2_Max_FRA_N, $p = 0,001$), así como para los contactos inicial (CI FRA Fz N, $p = 0,000$) y final (CF FRA Fz N, $p = 0,011$) de la fuerza reactiva del apoyo (Tabla 50).

También, se verifica la existencia de diferencias estadísticamente significativas en los momentos de fuerza del tobillo en y la 2ª mínima fuerza reactiva del apoyo (2_Min_FRA_MF_N.m/Kg, $p = 0,044$) y en el instante de la 2ª máxima fuerza reactiva del apoyo (2_Max_FRA_MF N.m/Kg, $p = 0,002$) del momento de fuerza del tobillo (Tabla 51).

En relación a la potencia del tobillo es posible verificar también diferencias estadísticamente significativas en el instante de la 2ª máxima fuerza reactiva de apoyo (2_Max_FRA_P.Tob W, $p = 0,02$) (Tabla 52).

Además de estas diferencias estadísticamente significativas anteriormente descritas también fue posible observar en las variables cinéticas estudiadas instantes con diferencia pero no estadísticamente significativas.

Es posible observar la diferencia no significativa en el 1º pico de fuerza reactiva del apoyo, en la variable tiempo (FRA_1_Fz_t, $p = 0,078$) (Tabla 50), en el momento de fuerza del tobillo para los instantes del contacto final del apoyo (CF_MF_N.m/Kg, $p = 0,059$) y en el instante de la 1º pico de fuerza reactiva del apoyo (1ª_FRA_MF N.m/Kg, $p = 0,078$) en las variables "N.m/Kg" y "t", respectivamente. (Tabla 51)

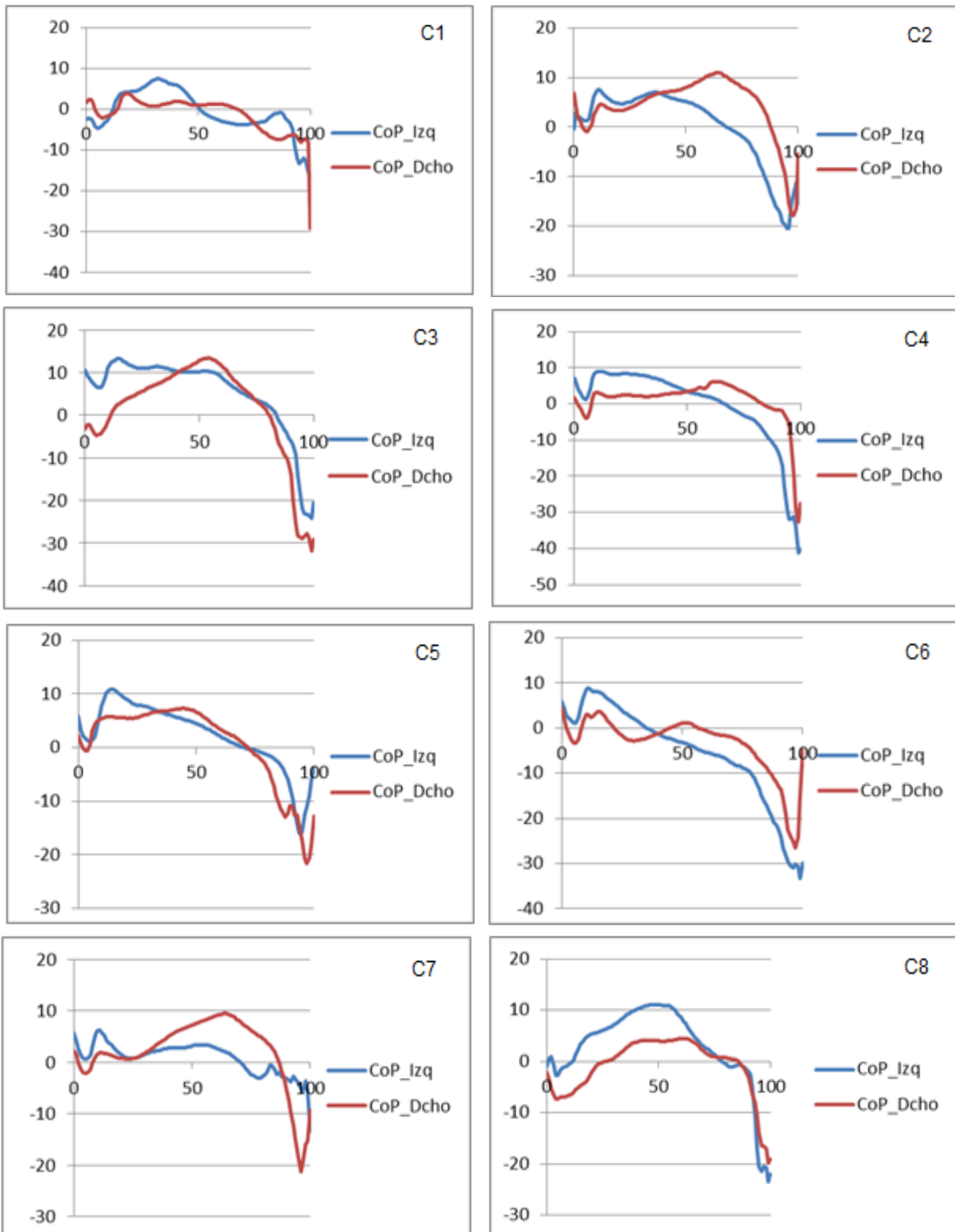
Resultados

En la potencia del tobillo también fue posible observar diferencia no significativa para el 1º pico de fuerza en relación a la variable “t” (FRA_1_FRA_P.Tob_t, $p=0,078$) (Tabla 52).

Resultados

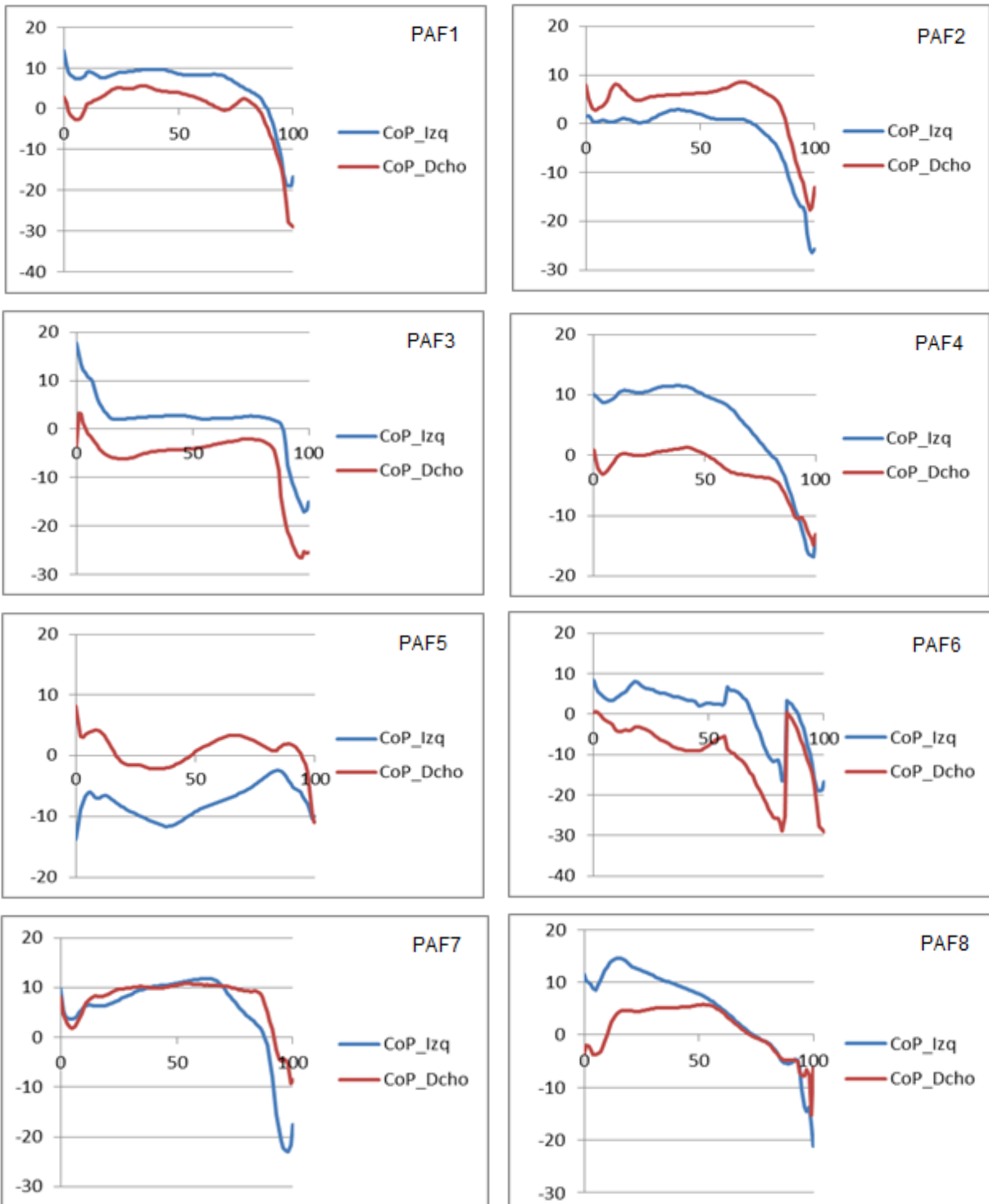
5.4. Análisis del trayecto medio-lateral del centro de presiones (CoP)

5.4.1. Trayecto medio-lateral del CoP de los individuos de la población control.



Figuras 154, 155, 156, 157, 158, 159, 160 y 161 – Representación gráfica del trayecto medio-lateral del CoP (en mm) en los 8 individuos de la población control (C1 a C8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.

5.4.2. Trayecto medio-lateral del CoP de los individuos de la población PAF.



Figuras 162, 163, 164, 165, 166, 167, 168, 169 y 170 – Representación gráfica del trayecto medio-lateral del CoP (en mm) en los 8 individuos de la población PAF (PAF1 a PAF8). Línea azul representa pie izquierdo y la línea roja pie derecho.

5.4.3. Trayecto medio-lateral del CoP - Media de la población control y población PAF.

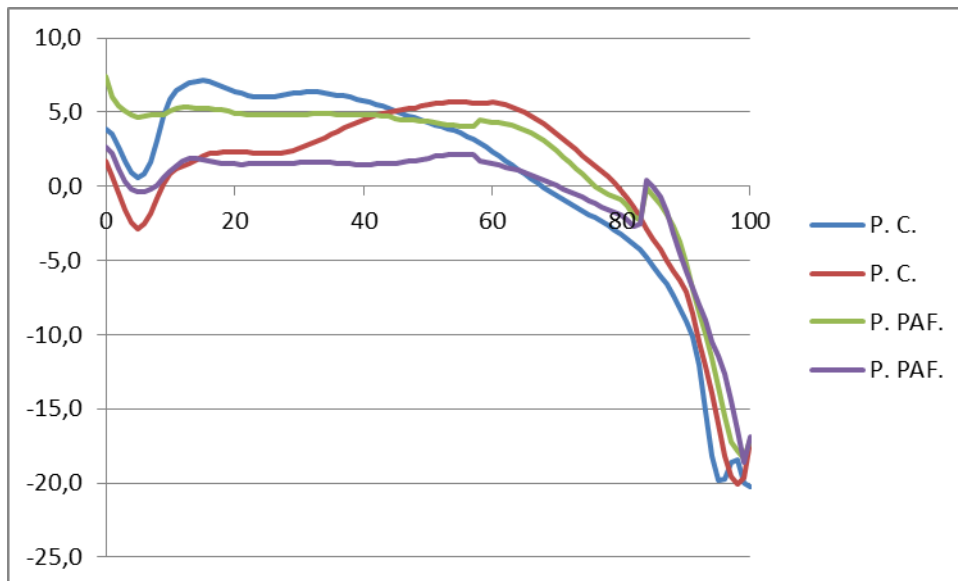


Figura 171 – Representación gráfica trayecto medio-lateral del centro de presiones en los individuos de la población control y de la población PAF. Línea azul representa el pie izquierdo y la línea roja el pie derecho de la población control; Línea verde representa el pie izquierdo y la línea púrpura el pie derecho de la población PAF. Medición en mm del desplazamiento medio-lateral del CoP desde el choque de talón (0 %), hasta despegue (100 %).

Tabla 53 – Puntos máximos y mínimos del centro de presiones pie izquierdo y derecho - Medias de la población control y población PAF.

Centro de presiones - población control y población PAF	CoP_Media		CoP_Media	
	P.C._Izq.	P.PAF._Izq.	P.C._Dcho.	P.PAF._Dcho.
Máxima	7,1 mm	7,4 mm	5,7 mm	2,7 mm
Mínima	-20,2 mm	-18,4 mm	-20,0 mm	-18,6 mm

Resultados

5.4.4. Análisis estadístico de los datos del trayecto del centro de presiones y de la dinámica del apoyo.

Tabla 54 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población control – Centro de presiones. Datos resaltados en color gris significan diferencias no estadísticamente significativas.

Estadístico de Contraste												
	CI CoP t	CI CoP mm	CF CoP T	CF CoP mm	1ª FRA CoP t	1ª FRA CoP mm	1ª Max FRA CoP t	1ª Max FRA CoP mm	2ªMin FRA CoP t	2ª Min FRA CoP mm	2ª Máx FRA CoP t	2ª Máx FRA CoP mm
Z	,000	-,315	,000	-1,155	-,376	-1,155	-,480	-1,890	-,474	,000	-1,078	-1,050
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,753	1,000	,248	,707	,248	,631	,059	,635	1,000	,281	,294

Tabla 55 - Test no paramétrico de Mann-Whitney - Comparación pie izquierdo Vs pie derecho de la población PAF – Centro de presiones. Datos resaltados en color amarillo significan diferencias estadísticamente significativas.

Estadístico de Contraste												
	CI CoP t	CI CoP mm	CF CoP T	CF CoP mm	1ª FRA CoP t	1ª FRA CoP mm	1ª Max FRA CoP t	1ª Max FRA CoP mm	2ªMin FRA CoP t	2ª Min FRA CoP mm	2ª Máx FRA CoP t	2ª Máx FRA CoP mm
Z	,000	-2,051	,000	-,789	-1,466	-2,205	-,582	-1,365	-,792	-,945	-,530	-,683
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,040	1,000	,430	,143	,027	,560	,172	,428	,345	,596	,495

Resultados

Tabla 56 - Test no paramétrico de Mann-Whitney – Comparación población control Vs población PAF – Centro de presiones. Datos resaltados en color gris significan diferencias no estadísticamente significativas.

Estadístico de Contraste												
	CI CoP t	CI CoP mm	CF CoP t	CF CoP mm	1ª FRA CoP t	1ª FRA CoP mm	1ª Max FRA CoP t	1ª Max FRA CoP mm	2ª Min FRA CoP t	2ª Min FRA CoP mm	2ª Máx FRA CoP t	2ª Máx FRA CoP mm
Z	,000	-1,508	,000	-,132	-1,763	-1,677	-,057	-,113	-1,363	-,528	-1,470	-1,074
Sig. Asintót. (bilateral)	1,000	,132	1,000	,895	,078	,093	,954	,910	,173	,598	,141	,283

Resultados

El análisis del CoP muestra que no existen diferencias estadísticamente significativas entre el pie izquierdo y el pie derecho (intraindividuo) en la población control ($p>0,05$) para el desplazamiento estudiado (Tabla 54).

En la población PAF, fue posible observar diferencias estadísticamente significativas en el contacto inicial, en mm (CI_CoP_mm, $p=0,040$) y en el 1º pico de fuerza reactiva del apoyo también en mm (1_FRA_CoP_mm, $p=0,027$) (Tabla 55).

Cuando comparamos la población control con la población PAF, no fue posible observar diferencias estadísticamente significativas ($p>0,05$) en ninguno de los instantes de la variable estudiada (Tabla 56).

Además de estas diferencias estadísticamente significativas anteriormente descritas también fue posible observar en otras variables estudiadas instantes con diferencias pero no estadísticamente significativas. En la población control es posible observar en el instante 1ª máxima fuerza reactiva del apoyo (Max_1_FRA_CoP_mm, $p=0,059$) diferencia intraindividuo pero no significativa (Tabla 54). En la comparación de la población control con la población PAF es posible observar que ocurren diferencias no significativas en lo 1º pico de fuerza reactiva del apoyo en la variable “t” y en “mm” (FRA_1_CoP_t y FRA_1_CoP_mm, $p=0,078$ y $p=0,93$, respectivamente). (Tabla 56)

6. DISCUSIÓN.

6. DISCUSIÓN.

El análisis de la marcha es una compleja actividad en la que los distintos segmentos se encuentran inter-relacionados. El desarrollo de numerosas técnicas de exploración de la marcha permiten visualizar y cuantificar de un modo más fiable los parámetros biomecánicos como la cinética (fuerzas producidas), y la cinemática (desplazamientos angulares), permitiendo establecer un patrón de normalidad de la marcha. (5, 88)

Los estudios del pie y su influencia en la marcha se encuentran limitados por los pocos medios auxiliares de diagnóstico precisos que existen y que permiten cuantificar de forma objetiva sus desplazamientos intersegmentarios y la relación entre ellos durante la marcha. (8)

En el presente estudio se hizo una profunda investigación sobre los métodos de análisis de la biomecánica del pie a través de distintas metodologías que producen datos cuantitativos y observamos que la gran mayoría de los estudios se centran en las presiones plantares y en las fuerzas reactivas del apoyo, no permitiendo una cuantificación más específica del pie. Los estudios biomecánicos que utilizan modelos matemáticos consideran el pie como un cuerpo rígido sin movimiento intrínseco, por lo que queda mucha información por obtener. (4, 5, 51, 53, 61, 78, 89)

Más recientemente surgirán los modelos multisegmentarios con distintos artículos publicados sobre este tema entre ellos los que soportan y validan el Oxford FootModel[®]. Los modelos multisegmentarios del pie inicialmente hicieron el intento de cuantificar los movimientos de los distintos segmentos del pie y su influencia en la marcha, siendo su principal objetivo solamente validar el sistema a través de la repetibilidad de las pruebas. (8, 72, 75)

Con la demostración de repetibilidad y fiabilidad de los datos obtenidos se empezó a aplicar este tipo de modelos para fines clínicos (15, 24 50, 54-57) y como medio auxiliar para la confección de prótesis y ortesis a medida. (58)

En nuestro caso buscamos una población con PAF pos trasplante y la comparamos con una población control.

Discusión

Tal como fue descrito en capítulo del marco teórico, la PAF es una enfermedad neurodegenerativa y clínicamente se caracteriza por una neuropatía sensitivo motora con inicio preferencial en los pies y una progresión ascendente.

Es una enfermedad fatal 10-15 años después de los primeros síntomas, siendo muy importante iniciar el tratamiento en el menor espacio de tiempo.

Valorando las características de la enfermedad, la debilidad psicológica (normalmente son pacientes medicados con antidepresivos y ansiolíticos) y la cantidad de individuos en la región de Lisboa decidimos hacer el estudio solo en trasplantados. (27)

Así, nuestro estudio fue direccionado para pacientes PAF trasplantados por que emocionalmente son más estables que los no trasplantados, también por disponer en la región de Lisboa de un grupo de pacientes disponibles y por tener uno de los hospitales de referencia para el trasplante de hígado y el MovLab se encuentra relativamente cerca del hospital.

La PAF presenta un compromiso motor importante, causando alteraciones de la masa muscular y ósea, disminución de la fuerza y consecuentemente atrofia de los músculos. (28) Tales alteraciones neuropáticas así como en otros tipos de neuropatías producen deformidades musculoesqueléticas en los pies con afectación de la musculatura intrínseca llevando a producirse pies cavus o dedos en garra. (90)

En el caso de la PAF las perturbaciones motoras, se inician en el hallux y progresando por toda la región de la musculatura antero-lateral de la pierna, o sea, se inicia con la hipotonía del extensor del hallux y avanza afectando el extensor común de los dedos y el músculo tibial anterior. Esta progresión de la perturbación motora condiciona la marcha del individuo. La musculatura intrínseca también es afectada conduciendo a una atrofia muscular. (12, 13, 14, 23, 91)

Por todas estas razones y por la ausencia completa de estudios que caracterizan el pie y sus componentes biomecánicas decidimos aplicar un protocolo con pruebas en estática y dinámica que nos aportasen información objetiva sobre algunas características del pie y su comportamiento en las fases de apoyo.

En el presente estudio empezamos por cuantificar en estática a través del goniómetro las principales articulaciones del pie, la TPA, la MT, la 1ª MTF y la línea de Helbing.

Discusión

Tabla 57 – Comparación de los valores goniométricos obtenidos en las dos poblaciones (P. Control y P. PAF) con los valores de referencia.

		P. Control		P. PAF		Valores de Ref.
		Pie Izq.	Pie Dcho.	Pie Izq.	Pie Dcho.	
1ª MTF	F.D.	[48°-68°]	[52°-68°]	[36°-66°]	[34°-68°]	50° a 70°
	F.P.	[60°-96°]	[60°-94°]	[50°-88°]	[54°-88°]	70° a 90°
MT	Inv.	[24°-42°]	[25°-40°]	[20°-40°]	[24°-38°]	35°
	Eve.	[12°-34°]	[8°-28°]	[8°-22°]	[10°-24°]	15°
TPA	F.D.	[6°-14°]	[2°-18°]	[6°-18°]	[8°-18°]	20°
	F. P.	[48°-64°]	[44°-62°]	[36°-70°]	[30°-64]	40° a 50°
Helbing	--	[2°-10°] Valgo	[2°-9°] Valgo	[3°-10°] Valgo	[3°-12°] Valgo	[3° a 5°] Valgo

En la tabla anterior (Tabla 57) es posible valorar que no existen grandes diferencias entre las dos poblaciones y entre los valores de referencia, o sea están de acuerdo con los autores consultados, con excepción para Helbing y de la articulación MT (eversión). Para la línea de Helbing de acuerdo con la bibliografía los valores de valgo pueden ir a un máximo de normalidad de 5 grados y nosotros tenemos un máximo de 12°, pero no muy diferente del valgo máximo obtenido en la población control, con 10°. También en el caso del movimiento de eversión de la articulación MT los autores definen como valor de eversión 15° y nosotros tenemos valores más grandes. (51, 65, 68, 69)

En los valores obtenidos podemos observar una diferencia de amplitudes articulares entre el pie izquierdo y derecho de las dos poblaciones (intraindividuo). De acuerdo con el capítulo de los resultados es posible observar en las Tablas 22 y 23 que las diferencias observadas no son estadísticamente significativas cuando aplicamos el test estadístico de Mann-Whitney.

Discusión

No sucede lo mismo cuando aplicamos el mismo test y comparamos la población control con la población PAF, en este caso tenemos diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) para el punto cero de la 1ª articulación MTF y para el movimiento de la flexión plantar de la misma articulación. Tenemos también diferencias estadísticamente significativas para la flexión dorsal de la articulación TPA (Tabla 24).

Para el movimiento de eversión de la articulación MT no presenta una diferencia estadísticamente significativa pero se produce una tendencia a la diferencia entre las dos poblaciones (Tabla 24).

Si analizamos la tabla anterior (Tabla 57) podemos verificar que al revés de lo que cabría esperar no se producen limitaciones importantes en las distintas articulaciones evaluadas de la población PAF. De acuerdo con la bibliografía consultada no fue posible encontrar algún estudio sobre las amplitudes articulares de los pacientes PAF, pero comparando con estudios referentes a neuropatías y polineuropatías es posible verificar que, de una forma consensuada, todos refieren una limitación de las articulaciones de los pies, en particular del tobillo, de la 1ª articulación MTF y de la articulación SAG, algo que no sucede en nuestro grupo PAF. (1, 92, 93, 94)

Las variables cinemáticas fueron cuantificadas a través del output del Oxford FootModel® que permitió obtener los valores angulares del tobillo, del retropié en relación a la tibia, del antepié en relación al retropié y del hallux en relación al antepié.

El Oxford FootModel® permite obtener los valores angulares en los tres ejes ortogonales (X, Y, Z) es decir, permite cuantificar los movimientos de flexión dorsal y plantar, la inversión y eversión y la rotación interna y externa para todas las variables analizadas, con excepción del ángulo de hallux en relación al antepié que solo nos aporta datos de flexión dorsal y plantar.

Nuestro objetivo se centra en cuantificar los movimientos predominantes de las diferentes articulaciones (ANA; HFTBA; FFHFA; HXFFA) en las dos poblaciones, P. Control y P. PAF, y percibir si hay diferencias estadísticamente significativas entre individuos de la misma población o solamente entre los individuos de la población control y PAF.

Discusión

La cuantificación de los movimientos es muy importante en especial en la PAF pues permite percibir cual es el grado de afectación neuro-muscular y articular de estos individuos.

Para los ángulos del tobillo (ANA) fueron valorados solamente los movimientos de flexión dorsal y plantar, en el eje de los X.

En este caso observamos que, de media, (Figura 51) tenemos un valor máximo de flexión dorsal en los individuos de la población control de $14,1^{\circ}$ y un valor máximo de flexión plantar de $-12,0^{\circ}$ en el pie derecho e izquierdo, respectivamente. En el pie izquierdo la máxima flexión dorsal es de $13,8^{\circ}$ y la flexión plantar máxima es de $-13,6^{\circ}$.

En la población PAF la media de la flexión dorsal máxima es de $21,3^{\circ}$ y la flexión plantar es de $-0,3^{\circ}$ en el pie derecho, en el pie izquierdo tenemos una máxima flexión dorsal de $21,8^{\circ}$ y una flexión plantar de $3,9^{\circ}$. De acuerdo con nuestros datos, el pie derecho presenta más flexión dorsal y menos flexión plantar entre los individuos de la población control. En los individuos de la población PAF la flexión dorsal máxima se produce en el pie izquierdo y la flexión plantar máxima en el pie derecho.

Cuando analizamos el comportamiento de las curvas el tobillo inicia la fase de apoyo en flexión dorsal, pero luego inicia el movimiento de flexión plantar hasta la fase de "loading response", produciéndose así su máximo de flexión plantar, volviendo nuevamente a un movimiento de flexión dorsal en la fase propulsiva. De la fase propulsiva hasta el contacto final se produce de nuevo movimiento en flexión plantar.

Comparando los pies izquierdo y derecho de las dos poblaciones verificamos que la población PAF presenta, en media, un valor de flexión dorsal máximo siempre más grande que la población control y al revés la flexión plantar máxima es siempre menor en la población PAF. Otro aspecto importante es que desde el contacto inicial hasta el despegue los individuos de la población PAF presentan siempre más grados de flexión dorsal pero una amplitud articular activa menor. Cuando observamos los valores de máxima flexión dorsal, de media, en la población control se producen alrededor de 75% del ciclo de la marcha y la máxima flexión plantar justo en el contacto final.

Discusión

En la población PAF los valores de máxima flexión dorsal se producen alrededor del 82% y la flexión plantar máxima alrededor de los 6% en el pie izquierdo y 4% en el pie derecho.

En nuestra opinión, la flexión plantar máxima en la población PAF se produce justo en la fase de “loading response” por la acción de la fuerza reactiva del apoyo, al revés en la población control la flexión plantar máxima ocurre en la fase de contacto final por la acción muscular de los músculos posteriores de la pierna, normalmente el tríceps y los flexores de los dedos. (89)

Perry J. y Burnfield J. (89), también describe que en algunas patologías el tobillo mantiene una tendencia a la flexión dorsal en todo el recorrido (desde el contacto inicial hasta el contacto final) por una flexión de las rodillas y de la cadera. Fernado, M., et al 2013 refiere en su estudio que el aumento de la flexión de la cadera puede ser debido a un mecanismo compensatorio del tobillo. (95)

Aunque los valores entre las dos poblaciones sean distintos la evolución de las curvas, desde el contacto inicial hasta contacto final son similares. Con excepción de los individuos PAF 3 y PAF 6, porque creemos que son los que tienen más alteraciones neuromotoras como consecuencia de la enfermedad.

Para todas las variables dinámicas (cinemática, cinética y CoP) seguimos el principio aplicado por Perry y Burnfield (89) en sus estudios que tienen como base los seis instantes de la fase de apoyo de ciclo de la marcha (Figura 33).

Utilizando este criterio comparamos todas las variables estudiadas entre individuos de la misma población (Control y PAF) y entre los individuos de la población control con los individuos de la población PAF. Fue aplicado el test no paramétrico de Mann-Whitney por tener dos muestras independientes y una población muy pequeña.

Cuando proponemos la hipótesis, si ¿hay diferencia entre el pie izquierdo y el pie derecho en la población control? verificamos que para los seis instantes definidos no hay diferencias estadísticamente significativas entre el pie izquierdo y el pie derecho en la población control.

Discusión

Planteamos la misma cuestión para la población PAF y verificamos que hay una diferencia, en el valor del ángulo, pero no estadísticamente significativa entre el pie izquierdo y el pie derecho de la población PAF en el instante de aceptación del peso (1_FRA_ANA_Grds).

Cuando comparamos la población control con la población PAF verificamos que para la articulación del tobillo la diferencia entre los ángulos es estadísticamente significativa en todos los instantes analizados y en el primer pico de la fuerza reactiva del apoyo en la variable tiempo también se produjo una diferencia estadísticamente significativa entre las dos poblaciones.

De acuerdo con la bibliografía consultada para poblaciones de diabéticos con neuropatía y disfunciones motoras una de las articulaciones que tiene siempre diferencias estadísticamente significativas es la articulación del tobillo. (93, 95)

Analizando el ángulo del retropié con la tibia (HFTBA), fueron valorados solamente los movimientos de valgo y varo obtenidos a través del eje de los Y. En este caso observamos que, en media, (Figura 68) tenemos un valor máximo de inversión en los individuos de la población control de $3,3^{\circ}$ y un valor máximo de eversión de $-15,9^{\circ}$ en el pie izquierdo.

En el pie derecho la máxima inversión es de $-6,2^{\circ}$ y la eversión de $-23,5^{\circ}$. En la población PAF la media de la máxima inversión es de $1,3^{\circ}$ en el pie derecho y de $-1,7$ en el pie izquierdo. En la eversión tenemos en el pie derecho con una media, de eversión máxima de $-18,9^{\circ}$ y en el pie izquierdo de $-23,8^{\circ}$. De acuerdo con nuestros datos, en media, en la población control el pie derecho presenta más eversión y menos inversión. Al revés el pie izquierdo presenta menos eversión y más inversión. En los individuos de la población PAF el pie izquierdo es el pie que presenta más eversión y menos inversión cuando lo comparamos con el pie derecho, en este pie tenemos menos eversión y más inversión.

Discusión

Cuando analizamos el comportamiento de las curvas el retropié, inicia la fase de apoyo en relativa inversión, es decir, todos los grados negativos significa que está en eversión la articulación en estudio, pero analizando solamente el movimiento tenemos un inicio en inversión que luego se va a eversión hasta la fase de “loading response”, provocando así su máximo de eversión, volviendo nuevamente a un movimiento de inversión hasta la fase propulsiva. De la fase propulsiva hasta el contacto final se produce de nuevo un movimiento en eversión.

Comparando los pies izquierdos y derechos de las dos poblaciones verificamos que, en media, el comportamiento de las curvas es muy similar en las dos poblaciones, de acuerdo con los movimientos descritos anteriormente, incluso los porcentajes en que ocurre los instantes de máxima eversión e inversión, no siendo posible verificar diferencias entre las poblaciones control y PAF. Cuando analizamos las diferencias entre el pie izquierdo y derecho de la misma población (Figura 68) es posible observar que en la población control que el pie derecho presenta siempre en todo el recorrido de la fase de apoyo una mayor eversión que el pie izquierdo.

En la población PAF sucede precisamente el revés, es el pie izquierdo que presenta siempre más eversión, pero la diferencia intraindividuo es menos significativa que en la población control.

De acuerdo con Perry J., Burnfield J., (89) et al., el instante donde debe ocurrir la máxima eversión, en individuos sanos es justamente en la fase de “loading response” que se produce entre el 0 y 15% de la fase apoyo y tiene como principal objetivo que el pie funcione como un adaptador móvil al terreno, (51) manteniéndose en esta posición hasta la fase final del “midstance” alrededor del 30% de la fase de apoyo.

Siguiendo la misma autora aunque la articulación SAG tenga movimiento en las dos fases del ciclo de la marcha (fase de oscilación y fase de apoyo) es en la fase de apoyo en la que esta articulación tiene más importancia por la influencia que tiene en la alineación y distribución del peso en el miembro inferior.

Discusión

A partir de la fase “terminal stance” la articulación SAG inicia la reducción de la eversión, es decir, inicia un movimiento de inversión, pero nunca se queda en completa inversión, siguiendo la autora se queda en los 2° de mínima eversión en la fase de “Terminal Stance”. En la fase final se produce una tendencia a la neutralidad. (89)

De acuerdo con las referencias bibliográficas anteriores, Moreno de la Fuente J., y Perry J., Burnfield J., (51, 89) podemos verificar que en el gráfico de las medias (Figura 68) el patrón de las curvas de las dos poblaciones reflejan de una forma bastante real los resultados obtenidos por nosotros.

Los autores Perry y Burnfield (89) también refiere que el punto de máxima eversión es alrededor de los -5° de eversión y el punto de mínima eversión es de -2°. En nuestro caso los valores de máxima eversión son mucho mayores, sin embargo los valores de mínima eversión, en el pie izquierdo de la población control y en el pie derecho de la población PAF llega a valores similares de inversión. Luego en nuestro caso, o bien en la población control o bien en la población PAF la amplitud articular es mucho más grande que en la bibliografía consultada. Si analizamos gráfico a gráfico verificamos que el pie derecho del individuo 2 de la población control y los individuos 2 y 8 de la población PAF presentan curvas diferentes de la media.

La normal movilidad del pie durante el ciclo de la marcha y en especial durante la fase apoyo permite al pie pasar de comportamiento flexible y disipador de los impactos a un comportamiento rígido que permite ser eficiente en la fase de propulsión. (92, 94)

Es decir alteraciones en la movilidad del pie puede llevar a que el pie sea muy rígido o al revés muy flexible y desencadenar patologías.

Rao et al., refiere en su estudio que la neuropatía puede contribuir para la reducción de la eversión del calcáneo y consecuencia reducir también la movilidad del antepié. En nuestro caso solamente el individuo 8 de la población PAF tiene valores de eversión por debajo de la media. (96)

Discusión

De acuerdo con lo que hicimos con la variable anterior, para esta variable del retropié con la pierna (HFTBA) que representa el movimiento de la articulación SAG también proponemos las mismas hipótesis e hicimos los mismo test estadístico de Mann-Whitney.

Los resultados del test mostraran que en todas las variables analizadas no fue detectada diferencia entre el pie izquierdo y el pie derecho de la población control. Cuando hicimos la misma prueba para la población PAF tampoco fue detectada diferencias estadísticamente significativas. Comparando las dos poblaciones control y PAF no tenemos cualquiera diferencia estadísticamente significativa, solamente tenemos en el instante de aceptación del peso (1_FRA_HFTBA_t) una tendencia en la variable tiempo, es decir, hay una tendencia a que en el instante de aceptación del peso el ángulo HFTBA se produce en un porcentaje distinto en las dos poblaciones.

De una forma resumida podemos decir que en nuestro caso ni la neuropatía ni la hipotonía muscular en la población PAF se traduce en una reducción de la movilidad articular cuando comparamos con la población control y con la bibliografía, si bien la bibliografía es solamente sobre individuos diabéticos y como tal puede influir en la diferencia de los resultados.

Para el ángulo del antepié con respecto del retropié (FFHFA), fueron solamente valorados los movimientos de inversión/eversión o de prono-supinación, obtenidos a través del eje Y.

Para este ángulo observamos que, de media, (Figura 85) tenemos un valor máximo de inversión en los individuos de la población control de $2,6^{\circ}$ y un valor máximo de eversión de $-5,4^{\circ}$ en el pie izquierdo. En el pie derecho la máxima inversión es de $-4,9^{\circ}$ y la eversión de $-16,1^{\circ}$. En la población PAF la máxima inversión es de $6,8^{\circ}$ en el pie derecho y de $6,8^{\circ}$ en el pie izquierdo. En cuanto a la eversión tenemos en el pie derecho una eversión máxima de $0,8^{\circ}$ y en el pie izquierdo de $1,9^{\circ}$.

De acuerdo con nuestros datos en la población control el pie derecho se encuentra siempre en todo el recorrido en una posición mayor en eversión que el pie izquierdo, pero el comportamiento de la curva de 0 a 100% es idéntico en los dos pies. En la población PAF la diferencia entre el pie izquierdo y el derecho es mucho menor y en los dos pies los individuos de la población PAF presentan el antepié en inversión en relación al retropié.

Discusión

Es posible observar que en las dos poblaciones el antepié inicia la fase de apoyo en ligera inversión, pero luego empieza la eversión hasta la fase propulsiva que vuelve a iniciar la inversión hasta terminar la fase de apoyo, también constatamos que los porcentajes en que ocurren los instantes de máxima eversión e inversión son idénticos en las dos poblaciones.

Al revés que en la articulación anterior (HFTBA) en esta articulación (FFHFA) la amplitud articular es menor en la población PAF cuando es comparada con la población control y con individuos sanos en la bibliografía consultada. (8, 72)

De acuerdo con Moreno de la Fuente J., en individuos sanos la fase de apoyo se inicia con el antepié en inversión en relación al retropié en el instante del contacto inicial y “loading response” (51) a medida que la SAG se va evertiendo desbloquea la MT volviendo el apoyo del antepié suave.

A partir de la fase de medio apoyo la SAG empieza la inversión, reforzando la estabilidad de la MT. La inversión de la SAG bloquea la MT en eversión convirtiendo el pie en una palanca rígida para soportar el peso y tener una propulsión efectiva. (89) De acuerdo con Moreno de la Fuente J., (51) en la fase de medio apoyo hasta la fase inicial de propulsión el antepié prácticamente no se debe mover.

Comparando el comportamiento de las curvas de nuestras poblaciones es posible constatar que en la población control son más evidentes los cambios articulares arriba descritos, y siempre con el antepié en eversión, es decir, se producen los movimientos normales de eversión/inversión pero siempre con grados negativos.

Esta situación puede significar que la población control tiene un mejor bloqueo de la MT que la población PAF, esto porque los grados están siempre en positivo, luego significa que están casi siempre en inversión o supinación, a pesar de observar algún movimiento en el sentido de la eversión pero muy pequeño cuando lo comparamos con la población PAF (Figura 85).

Según Sinacore D. et al, las restricciones del tobillo y de la SAG causan una excesiva carga en la zona medial del mediopié y contribuyen a la progresiva deformidad de la articulación MT. (97)

Discusión

Sin embargo cuando observamos los gráficos individuales es posible constatar que hay una gran variedad de comportamiento de las curvas, incluso en la población control. En nuestra opinión esta gran variedad ocurre debido a la complejidad entre estos dos segmentos retropié/antepié.

Siguiendo la misma línea aplicamos el test de Mann-Whitney para poder comprobar si hay diferencias estadísticamente significativas entre los individuos de la población control y PAF (intra e interindividuo), para la variable antepié/retropié (FFHFA).

Los resultados del test mostraron que en las variables analizadas no fueron detectadas diferencias entre el pie izquierdo y el pie derecho de la población control. Cuando hicimos el mismo análisis para la población PAF tampoco se detectaron diferencias estadísticamente significativas.

Comparando las dos poblaciones control y PAF solamente tenemos diferencia estadísticamente significativa en el instante del contacto inicial con respecto al grado de la amplitud articular en que se inicia la fase de apoyo.

También en los instantes del 1º pico de máxima fuerza reactiva del apoyo (1_FRA_FFHFA_Grds y 1_FRA_FFHFA_t), 2º pico de mínima fuerza reactiva del apoyo (2_FRA_FFHFA_Grds) y 2º pico de máxima fuerza reactiva del apoyo (2_FRA_FFHFA_Grds) hay una tendencia a que estas variables se comporten de forma distinta entre las dos poblaciones.

Aunque esta tendencia no es suficientemente fuerte para que se pueda defender que la enfermedad es responsable por las alteraciones en sus patrones cinemáticos era de esperar que tales diferencias se produzcan no solo por la debilidad muscular en los músculos que influyen en estas articulaciones si no por la influencia y la capacidad que otras articulaciones, como el tobillo, tienen en deformidades en la MT como defiende Sinacore D. et al. (97)

La última de las variables cinemáticas que valoramos es el ángulo del hallux con el antepié y que solamente presenta los movimientos de flexión dorsal y plantar a través del eje de los X. En este caso observamos que, de media, (gráfico 102) tenemos un valor máximo de flexión dorsal en los individuos de la población control de 8,5º y un valor máximo de flexión plantar de -2,4º en el pie izquierdo.

Discusión

En el pie derecho la máxima flexión dorsal es de $-4,8^{\circ}$ y la flexión plantar es de $-19,0^{\circ}$. En la población PAF la media de la máxima flexión dorsal es de $7,5^{\circ}$ en el pie izquierdo y de $15,3$ en el pie derecho. En cuanto a la flexión plantar tenemos en el pie izquierdo, de media, una flexión plantar máxima de $-3,6^{\circ}$ y en el pie derecho de $-3,5^{\circ}$.

De acuerdo con nuestros datos la población control presenta una mayor diferencia intraindividuo en el comportamiento de la curva desde el contacto inicial hasta el contacto final. El pie derecho en la población control presenta todo su recorrido en valores negativos, es decir en plantar flexión en relación al antepié, pero su comportamiento está de acuerdo con Perry J., Burnfield J y con Munuera P. (89, 98)

Perry J., Burnfield J, así como Munuera P., refieren que en el contacto inicial hasta la fase de "Loading Response" el hallux se encuentra en ligera flexión dorsal, en la fase de "Mid Stance" se queda en posición neutra, iniciando gradualmente la flexión dorsal en la fase de "Terminal Stance" y presenta su punto de máxima dorsiflexión en el contacto final. (89, 98)

Perry y Burnfield incluso refiere en su obra que en el contacto inicial y en la fase de "loading response" la articulación 1ª MTF presenta un ángulo de 25° , en la fase de "mid stance" de 0° y en la fase de "terminal stance" presenta 21° y termina la fase de apoyo con 55° . (89)

A través del gráfico representativo de las medias (Figura 102) es posible verificar que el comportamiento de las curvas, en la población PAF, en todo el recorrido de la fase de apoyo cumple los posicionamientos del hallux con respecto al antepié, con excepción para el pie izquierdo del individuo 5 y en los individuos 6 y 8 de la población PAF que no cumplen esta relación antepié / hallux.

En relación a la población control tal como en la variable anterior (FFHFA) también hay una gran diferencia entre el pie derecho y el pie izquierdo. En el pie izquierdo incluso no se produce el movimiento de flexión dorsal como sería aconsejable, bien porque estos individuos no están haciendo la fase de despegue por el primero dedo, o bien por una limitación funcional de la articulación, o incluso un fallo en el procesamiento de los datos.

Discusión

Por estos motivos creemos necesario hacer una buena exploración clínica, es decir, observación en la camilla y en el podoscopio, así como una observación cualitativa del tipo de pie y como se comporta durante la marcha. Con este tipo de procedimientos podríamos detectar donde se produjo el fallo.

Para Munuera P., la flexión dorsal de la 1ª articulación MTF es muy importante para originar el efecto de Windlass y así reposicionar las articulaciones del mediopié, SAG y tobillo. Sin la correcta flexión dorsal de los dedos la función propulsora del pie se queda comprometida. (98)

Según Rao et al., en los diabéticos con neuropatía también hay una disminución de la movilidad de la 1ª articulación MTF, pudiendo ser una de las causas de las úlceras. (94)

Como causa de la reducción de la amplitud articular de la 1ª articulación MTF el mismo autor en otro artículo sugiere que puede ser debida al aumento de grosor de la fascia plantar, (92, 96) o incluso a la atrofia muscular presente en estos casos de neuropatías como también defiende Greenman et al. (99)

Aunque en los gráficos de la población control fueron observadas diferencias en el comportamiento del ángulo HXFFA y en el instante donde se produce el movimiento, en porcentaje, aplicamos el test de Mann-Whitney para comprobar si hay diferencias estadísticamente significativas entre el pie izquierdo y el pie derecho y el test demostró que para los distintos instantes analizados no se producen diferencias estadísticamente significativas.

En la población PAF si fueron detectadas diferencias estadísticamente significativas entre el pie izquierdo y derecho en los grados del instante que corresponde al contacto final, es decir, los grados en que el pie sale del suelo para iniciar la fase de oscilación del ciclo de la marcha.

Discusión

Cuando comparamos la población control con la población PAF verificamos que al revés de lo que sería de esperar no hay diferencias estadísticamente significativas entre los grupos. Solamente para los instantes del contacto final, en la variable grados (CF_HXFFA_Grds) y en el 1º pico de fuerza, en la variable tiempo (1_FRA_HXFFA_t) se produce una tendencia a que estos dos instantes pueden suceder de forma significativamente distinta entre las dos poblaciones. Aunque esta tendencia no es suficientemente fuerte para que se pueda defender que la enfermedad es responsable de las alteraciones en sus patrones cinemáticos es de esperar que tales diferencias se produzcan, especialmente en esta fase de la marcha debido a la debilidad muscular y a su función propulsora.

Particularmente en este caso y en el anterior es del todo recomendable la ampliación de la muestra para que se puedan disipar las dudas en relación a las diferencias. Las variables dinámicas fueron analizadas a través de dos fuentes, la plataforma de fuerzas y la plataforma de presiones. En la plataforma de fuerzas fue posible analizar los datos referentes a la componente vertical de la fuerza reactiva del apoyo, el momento de fuerza del tobillo y la potencia articular del tobillo

En la plataforma de presiones fue valorado solamente el comportamiento del CoP al largo del recorrido de la fase de apoyo.

Los datos obtenidos a través de la plataforma de fuerzas fueron sincronizados con el Oxford FootModel[®], de modo que en la fase de apoyo los valores cinemáticos se registran al mismo tiempo que los valores de cinéticos.

Todas las variables dinámicas fueron normalizadas al peso de los individuos para que los datos obtenidos para los diferentes individuos no se vean influidos por la variación del peso.

Para todas las análisis, el tiempo de apoyo de cada ensayo fue normalizado de 0 a 100%. El primero punto (0%) corresponde al primero contacto del pie con la plataforma de fuerzas y el último punto (100%) corresponde al último contacto del pie con la plataforma de fuerzas.

La plataforma de presiones no fue posible sincronizarla con el sistema, hecho que consideramos como una de las limitaciones del estudio porque los datos del trayecto medio-lateral del CoP fueran obtenidos en ensayo separados de todos los restantes datos de la análisis.

Discusión

La fuerza reactiva del apoyo está compuesta por tres componentes de fuerza, una fuerza medio-lateral, una antero-posterior y una vertical que es la predominante y que fue utilizada como criterio de división de las fases de apoyo. (Figura 33) Las otras componentes fueran incluidas para los cálculos del momento de fuerza y potencia articular.

La fuerza vertical genera dos picos y un valle que corresponden a 110% y 80%, respectivamente del peso corporal, pero dependen de la aceleración, es decir, si el individuo camina más deprisa, y de la fuerza muscular estabilizadora de las articulaciones. El caminar normal también genera un fuerte y rápido impacto (aceptación del peso) con una intensidad que varía entre el 50 y 125% del peso corporal. (89)

De acuerdo con lo descrito en el capítulo 4, fueron descritos seis instantes [1) C.I.; 2) 1_FRA; 3) 1_Max_FRA; 4) 2_Min_FRA; 5) 2_Max_FRA; 6) C.F.] que servirán de base a la comparación de las distintas variables en los 2 grupos, P. Control y P. PAF. Es decir, cada uno de los instantes de la FRA corresponde a una fase de apoyo y a su vez corresponde a un determinado ángulo, o fuerza o CoP. Tal procedimiento se hizo con el propósito de definir un criterio igual para todas las variables y de este modo tener la capacidad de comparar los datos en el mismo instante de cada una de las fases de la marcha. Este método se realizó de acuerdo con los criterios utilizados por Perry J. y Burnfield J. (89)

Siguiendo el mismo protocolo utilizado en la cinemática hicimos una valoración del comportamiento de la fuerza reactiva del apoyo en Fz de 0 a 100% en la población Control y en la población PAF, intentando buscar inicialmente diferencias en el comportamiento de entre el pie izquierdo y derecho del mismo grupo y posteriormente entre los dos grupos.

Cuando analizamos la fuerza máxima en Fz (Figura 119) verificamos que en los individuos de la población control presentan, una fuerza de 108,6 % del peso en el pie izquierdo, que corresponde a 2ª Máx._FRA. En el pie derecho la máxima FRA es de 109,4 % del peso y se produce en el mismo instante que en el pie izquierdo.

En la población PAF la máxima FRA es de 105,1 % en el pie izquierdo y de 99,0 % en el pie derecho. En este caso la máxima fuerza se produce en el 1ª Máx_FRA en el pie izquierdo y en la 2ª Máx_FRA en el pie derecho.

Discusión

En rigor, no se puede decir que existe una fuerza mínima una vez que es cero, y corresponde a los instantes C.I. y C.F.

La segunda fuerza mínima (2 Min_FRA) es de 80,1 % para el pie izquierdo y 79,5 % del peso para el pie derecho de los individuos de la P. Control. En la P. PAF obtuvimos 81,6 % en el pie izquierdo y 79,0% en el pie derecho. Con estos resultados es posible observar que la población PAF tiene una menor fuerza máxima del componente vertical de la FRA y tiene una mayor fuerza mínima de la FRA. En cuanto al valle de la curva normal de la FRA verificamos que no hay diferencias entre el pie izquierdo e derecho ni entre las dos poblaciones.

En esta variable de fuerza el valor mínimo se corresponde con el contacto inicial y final y está muy cerca de cero, como sucede en nuestros datos. Los instantes más importantes son el 1º pico de fuerza, que no siempre está presente, el 1º pico de máxima fuerza, el valle y el 2º pico de máxima fuerza.

La velocidad de la marcha tiene una relación directa con la magnitud de la fuerza vertical y como consecuencia con la altura de los picos de fuerza e con la depresión del valle, es decir, caminar más de espacio significa menor aceleración vertical que a su vez se traduce en una reducción de los picos de fuerza y menor profundidad del valle. (89)

En nuestros datos es posible observar una mayor asimetría en la intensidad de la fuerza vertical en la P. PAF a varios niveles, a saber, entre el pie de izquierdo y el pie derecho, en el instante donde ocurre el pico de máxima fuerza y el valle.

En marcha normal estos instantes deben producirse en el mismo porcentaje de tiempo y los dos picos de máxima fuerza deben ser similares, (45) sin embargo hay autores que refieren que el primer pico de máxima fuerza es más grande que el segundo, teniendo en cuenta que el segundo representa la recepción del peso corporal y el tercero representa el impulso. (100)

De acuerdo con el estudio hecho por Fernando et al (95), en pacientes con neuropatía establecerán la hipótesis de que sería de esperar el aumento de la fuerza reactiva del apoyo en su componente vertical y sus principales justificaciones incidirán en el déficit neurológico y en la reducción propioceptiva, aunque en el estudio de Rao et al (94) refiere que la ausencia del “*feedback*” cutáneo resulta en una alteración de la marcha.

Discusión

Nosotros creíamos que los tres picos de fuerza serían menores por la adopción de un caminar más lento (92, 93) y por el aumento de la amplitud articular de la SAG. El 2º pico de máxima fuerza también sería de esperar que fuese menor debido a la debilidad muscular que los individuos PAF suelen tener.

En nuestro caso es posibles observar que de una forma general los individuos de la P. Control tienen una mayor intensidad del componente vertical de la FRA cuando son comparados con la P. PAF. También es posible observar que solamente en 1 individuo de la P. Control (P.C.6) tiene el 2º pico de máxima fuerza menor que el primer pico de máxima fuerza, al revés en la P. PAF, 5 de los individuos tiene el 2º pico de máxima fuerza menor al menos en un pie y una de las justificaciones es que al tener más hipotonía, tienen menos capacidad propulsora.

Con respecto del primer pico de fuerza verificamos que en la población PAF solamente 3 individuos presentan este instante bien definido, al revés en la población control 6 de los 8 individuos presentan este primer pico de fuerza que de acuerdo con Whittle M., está relacionado con la capacidad de absorción del impacto. (101)

Según Verdini et al, en 76% de los casos estudiados en su población presentaba este pico de fuerza y solamente 10,7% no presentaban, estableciendo una fuerte correlación entre su presencia y el retraso de la activación del cuádriceps y del tibial anterior. (102)

Aplicando el Test de Mann-Whitney verificamos que en la P. Control no hay diferencia estadísticamente significativa intraindividuo, ni tampoco cuando comparamos intraindividuo en la P. PAF. Es decir en las dos poblaciones no fueron detectadas diferencias estadísticamente significativas entre el pie izquierdo y el pie derecho.

Sin embargo cuando comparamos las dos poblaciones entre si, constatamos que en los instantes de Contacto Inicial (C.I._Fz_N), Contacto Final (C.F._Fz_N) y 2º Pico de máxima fuerza reactiva del apoyo (2_Max_FRA_N) se producen diferencias estadísticamente significativas en el componente fuerza, entre la población control y PAF.

Discusión

En nuestros datos también fue posible verificar que hay una tendencia a producirse diferencias en el primer pico de fuerza, también en el componente fuerza, pero en nuestro caso no fue estadísticamente significativo, siendo conveniente ampliar la muestra para verificar o no la tendencia de este fenómeno.

De acuerdo con nuestros datos, en el componente tiempo no hay diferencia, es decir, todos los instantes, de una forma general, están ocurriendo en la misma fase de apoyo.

El momento de fuerza del tobillo representa la relación agonista/antagonista de los músculos del tobillo y se puede presentar en tres sub-momentos, a saber, el primero es un momento dorsi-flexor que se inicia con la fase de contacto inicial y presenta una pequeña amplitud de fuerza, un segundo momento de fuerza que empieza con la fase de "loading response" siendo un momento plantar flexor, con una amplitud más grande que el anterior y un tercero momento muy suave, más suave que el primero, que es nuevamente un momento dorsi-flexor y surge en la fase de Swing. (89)

Cuando analizamos nuestros datos verificamos que, en media (Gráfico 136) tenemos un momento de fuerza del tobillo máximo de 1,538 N.m/Kg y un valor mínimo de -0,152 N.m/Kg en el pie izquierdo de la población control. En el pie derecho de la misma población tenemos un momento de fuerza máximo de 1,517 N.m/Kg y un valor mínimo de -0,152 N.m.

En la población PAF el momento de fuerza máximo que ocurre en el pie izquierdo es de 1,148 N.m/Kg y en el pie derecho es de 1,095 N.m/Kg. Como valor mínimo del momento de fuerza del tobillo en el pie izquierdo tenemos -0,102 N.m/Kg y -0,074 N.m/Kg en el pie derecho.

De acuerdo con nuestros datos la población PAF, igual que la población control, presentan una gran semejanza en el comportamiento de las curvas, pero con momentos dorsiflexores y plantarflexores menores. (Gráfico 136)

De este modo, podemos decir que los individuos de la población PAF tienen un momento plantar flexor más bajo es decir, el tríceps tiene un momento de fuerza más pequeño en la población PAF.

Discusión

El momento dorsiflexor también es menor en la población PAF cuando lo comparamos con la población control, es decir las respuestas de los músculos anteriores de la pierna, como por ejemplo el tibial anterior, fue inferior al normal. Estas diferencias conllevan a alteraciones en la potencia del tobillo que analizaremos a continuación.

De acuerdo con los autores Perry J., Burnfield J.; Wrobel J., Najafi B.; Winter D. y Hsiao H. et al., las amplitudes del momento de fuerza dependen de la velocidad de la marcha (89, 92, 103, 104), de la movilidad del tobillo y hipotonía muscular, según Andersen H. y Savelberg H. et al., (93, 105) y en nuestra población PAF una de las principales características es la disfunción motora y como consecuencia una mayor hipotonía muscular.

También es característica de las poblaciones con polineuropatías y disfunciones motoras la disminución de la velocidad de la marcha y el aumento de la fase de doble apoyo que son características que provocan una disminución del momento plantar flexor (92, 105) que es lo que se está pasando en el pie izquierdo de la nuestra población PAF. Al revés en los individuos que presentan una velocidad de marcha más grande se produce un incremento del momento de fuerza. (104)

En nuestro caso solicitamos a los individuos que caminasen con un velocidad auto seleccionada y confortable y la relación del momento de fuerza con los parámetros espacio-temporales no fue una variable a estudiar, pero sugerimos que se tenga en cuenta esta relación en futuros estudios.

Wrobel J. y Najafi B., también refiere en su artículo la importancia del retraso de la activación muscular, en este caso, del tibial anterior en los individuos con neuropatía y el efecto que tiene en la atenuación del impacto.

Las alteraciones motoras y somatosensoriales alteran los mecanismos intrínsecos del control motor y este a su vez disminuye la eficiencia del tobillo. (92)

De la misma forma que hicimos en las variables anteriores también aplicamos el Test de Mann-Whitney con el fin de comparar las diferencias entre los individuos de la misma población y también comparar las dos poblaciones.

Discusión

Cuando comparamos si hay diferencias entre el pie izquierdo y derecho en el grupo control verificamos que a pesar de que podemos observar en los gráficos individuales (C1 a C8) diferencias en el comportamiento de las curvas estas no son estadísticamente significativas, sucediendo lo mismo con la población PAF.

Tal como en la bibliografía analizada, en nuestro caso también los individuos con la patología, presentan alteraciones en el momento de fuerza del tobillo en el componente plantar flexor.

Comparando la población control con la PAF verificamos que solamente en dos de los once instantes analizados ocurren diferencias estadísticamente significativas entre las dos poblaciones y en dos instantes más hay una diferencia pero no estadísticamente significativa.

En el 2º pico de mínima fuerza (2º_Min_FRA_MF_N.m/Kg) y en el 2º pico de máxima fuerza (2º_Máx_FRA_MF_N.m/Kg) son los dos instantes que en su componente de fuerza presenta diferencias significativas. En las variables 2º pico de mínima fuerza y 2º pico de máxima fuerza es posible verificar que hay una diferencia en el componente amplitud de fuerza, es decir, hay una tendencia en estos instantes a que suceda una amplitud de fuerza distinta entre las dos poblaciones.

Como es posible observar en el gráfico 136 esta amplitud de fuerza distinta es menor en la población PAF a partir de los 25% de la fase de apoyo y que corresponde a la fase de “loading response”, pero solamente en la fase de “midstance” y de “terminal stance”, se producen las diferencias significativas. Estas fases tienen una gran contribución del Triceps que es uno de los músculos que son afectados por la enfermedad. (93, 105)

La potencia del tobillo es también una variable cinética que reproduce la actividad muscular en las distintas fases de apoyo, en la primera fase, cuando se produce el choque del talón hasta el apoyo total del pie se registra una actividad muscular predominantemente excéntrica y consecuentemente negativa que se mantiene hasta la fase de propulsión. Alrededor del 75% se inicia una actividad muscular concéntrica y cambia de negativo a positivo con su actividad máxima en la fase de propulsión. (73, 89) Es en la fase del apoyo del ciclo de la marcha que el músculo genera o absorbe la energía mecánica necesaria para generar a su vez el movimiento constante, que en ese momento se produce. (103)

Discusión

De acuerdo con nuestros datos, de media (Figura 153) cuando analizamos la Potencia del Tobillo en los individuos de la población control estos presentan un valor de máxima potencia de 3,532 W y un valor mínimo de -0,562 W en el pie izquierdo. En el pie derecho la máxima potencia del tobillo es de 3,557 W y la mínima de -0,667 W. En la población PAF la potencia máxima del tobillo es de 2,197 W en el pie izquierdo y de 2,000 W en el pie derecho. En cuanto a la potencia mínima es de -0,562 W en el pie izquierdo y de -0,582 W en el pie derecho.

Con estos resultados es posible observar que, de media, la población PAF tiene una menor potencia del tobillo en la fase de contracción concéntrica que es la que corresponde a la fase propulsiva de la fase de apoyo.

En los individuos de la población control además de una potencia del tobillo más grande también llegan más temprano al pico de máxima potencia, alrededor del 85% y la población PAF, alrededor del 95%.

Es decir la población control además de tener más potencia en el tobillo también llegan primero a su máxima potencia.

De acuerdo con Wrobel J. y Nijafi B. esta situación es debida a la hipotonía muscular y al retraso de la activación muscular en la fase de contracción concéntrica presente en los individuos con polineuropatías y alteraciones en el control motor. (92)

En situaciones normales la curva de la potencia del tobillo tiene dos fases importantes, una de absorción de energía y otra de producción de potencia. En la fase inicial de la fase de apoyo el movimiento que se produce es de flexión plantar, en esta fase son los músculos dorsiflexores los que controlan el movimiento originando un pequeño momento de absorción de energía, cuando se inicia el movimiento de dorsiflexión por avance de la pierna sobre el pie, entre el 5 y 40%, de acuerdo con Winter D. (103) se inicia un momento plantarflexor con incremento de la absorción de energía. Siempre que tenemos valores negativos hay una absorción de energía, al revés cuando los valores son positivos estamos en un periodo de producción de energía.

Alrededor del 40% de la fase de apoyo del ciclo de la marcha llegamos a la máxima dorsiflexión y empieza el movimiento de plantarflexión con el despegue del talón del suelo.

Discusión

En esta fase se inicia la única y importante fase de producción de energía, llegando a su potencia máxima alrededor del 80%-85%, a partir de esta fase se inicia un potente momento plantar flexor y una reducción brusca de la potencia. (103)

Como es posible observar en la Figura 153, la población control, de media, presenta un comportamiento muy parecido con la descripción de la bibliografía, como sería de esperar.

En la misma línea también sería de esperar que la población PAF presentase una disminución de la potencia del tobillo debido a las características específicas de este tipo de enfermedad, estando también de acuerdo la bibliografía consultada para enfermedades con alteración de control motor, como es el ejemplo de las polineuropatías o accidente vascular cerebral. (92, 104, 105)

Comparando el pie izquierdo con el pie derecho en la población Control verificamos, a través del test no paramétrico de Mann-Whitney, que no hay diferencia estadísticamente significativas en este grupo de individuos.

Haciendo la misma comparación y aplicando el mismo test no paramétrico, en la población PAF es posible constatar que solamente en el instante correspondiente al primer pico de fuerza (1_FRA_P.Tob_W) se produce una diferencia entre el pie izquierdo y derecho pero no es estadísticamente significativa.

La comparación entre la población control y la PAF demuestra que en el instante del primer pico de fuerza (1_FRA_P.Tob_t), en la variable tiempo hay una diferencia pero no estadísticamente significativa, es decir, en el instante 1_FRA_P.Tob_t hay una tendencia a producirse en tiempos distintos en las dos poblaciones, además de esta diferencia en el instante correspondiente al segundo pico de máxima fuerza (2_Máx_FRA_P.Tob_W) es posible demostrar que hay una diferencia estadísticamente significativa entre las dos poblaciones, tal como habíamos descrito anteriormente en el análisis cualitativo de la Figura 153, sin embargo en la variable tiempo no se confirma la significancia en la diferencia observada en el mismo gráfico.

La última variable dinámica evaluada fue el centro de presiones (CoP) a través de la plataforma de presiones. En nuestro estudio el objetivo de estudiar esta variable fue para observar los desplazamientos medio-laterales del CoP y su comportamiento intraindividuo en las dos poblaciones y entre los individuos de las dos poblaciones.

Discusión

Los datos obtenidos en la parte positiva del gráfico representan movimientos en varo o inversión/supinación y los datos contenidos en la parte negativa representan movimientos en valgo o eversión/pronación.

La Figura 171 representa la media de la variable CoP en la fase de apoyo del ciclo de la marcha en las dos poblaciones, Control y PAF. La Tabla 53 muestra los valores máximos y mínimos, en mm correspondientes al máximo de varo o inversión o supinación (valor máximo) del pie desde el contacto inicial, 0% hasta el contacto final, 100%. A su vez el valor mínimo corresponde al máximo de valgo o eversión o pronación del pie en toda la fase de apoyo.

Así cuando en nuestros datos verificamos que, de media, tenemos un valor máximo de 7,1 mm y un valor mínimo de -20,2 mm en el pie izquierdo en la población control, es decir, el CoP se desplaza hacia varo a un máximo de 7,1 mm y a un máximo de valgo de -20,2 mm. En el pie derecho de la misma población tenemos un máximo de varo de 5,7 mm y un mínimo de 20,7 mm, es decir un máximo de valgo de 20,7 mm.

En la población PAF el desplazamiento máximo a varo o inversión es de 7,4 mm en el pie izquierdo y en el pie derecho es de 2,7 mm. El valor mínimo, que corresponde al máximo de valgo o eversión es de -18,4 en el pie izquierdo y de -18,6 en el pie derecho.

De acuerdo con nuestros datos el pie izquierdo de la población control se desplaza más a varo cuando es comparado con el pie derecho del mismo grupo, pero menos que en el pie izquierdo de la población PAF. El pie derecho de la población control tiene más desplazamiento hacia varo o inversión cuando es comparado con el mismo pie de la población PAF.

Analizando el comportamiento de las curvas podemos verificar que, en media, los individuos de la población PAF tienen un comportamiento más en el sentido del valgo o eversión que los individuos de la población control.

Cuando se analiza los individuos de la misma población verificamos que el pie derecho tiene un comportamiento más en valgo o eversión que el pie izquierdo, pero solo alrededor del 70% de la fase de apoyo del ciclo de la marcha, tenemos verdaderamente el pie en valgo o eversión.

Discusión

En la población control el pie derecho tiene un comportamiento más cerca de valgo o eversión en la primera mitad de la fase de apoyo, pero realmente solo se queda en valgo o eversión cuando los valores se quedan negativos y esta situación solamente se produce alrededor del 80%. El pie izquierdo presenta un comportamiento distinto una vez que en la primera mitad está más desplazado hacia varo o inversión, pero se queda antes en valgo o eversión, alrededor del 70%, esto puede ser debido al iniciar el proceso más en varo la pronación se realiza más temprana y brusca.

De acuerdo con De Cock A. et al el desplazamiento medio-lateral del CoP presenta mucha variabilidad y una de las razones que el autor defiende es la variabilidad del tipo de pie. Igual que en su estudio, nosotros tampoco hicimos un subgrupo dentro de cada población teniendo en cuenta el tipo de pie. (106) Hecho que habrá que considerar para futuros estudios.

El desplazamiento hasta medial en la fase inicial de la fase de apoyo se produce debido al movimiento de valgo que normalmente ocurre como un fenómeno de aceptación de la carga y absorción de la misma. (59, 61)

El mismo desplazamiento de lateral a medial también sucede en la fase propulsiva, estando nuestros datos de acuerdo con la bibliografía. (106)

De acuerdo con el mismo autor el desplazamiento medio-lateral es solamente 18% de la anchura del pie y tal situación se produce debido a la especificidad de la SAG y controlada por el control neuromuscular.

Mei Z. et al., refiere que en los casos de pies con arcos internos elevados hay menores desplazamientos en el sentido de la eversión o valgo, estando de acuerdo con De Cock A. et al., que también refiere en su estudio que una pequeña amplitud de movimientos medio-laterales está relacionada con menor flexibilidad del pie. (106, 107)

La polineuropatía presentada por los individuos de la población PAF desencadena perturbaciones motoras afectando toda la región de la musculatura antero-lateral de la pierna. Se inicia con hipotonía del extensor del hallux y avanza afectando el extensor común de los dedos y el músculo tibial anterior. (91)

Discusión

Dependiendo de los músculos que son más afectados el CoP puede desplazarse más a varo (si la hipotonía ocurre más en los músculo más laterales) o más a valgo si la hipotonía se produce más en los músculos anteriores como por ejemplo el tibial anterior. En nuestra población, aparentemente son los músculos anteriores los más afectados debido a la medialización obtenida en los resultados, en especial en los individuos PAF3 (bilateral), PAF4 (pie derecho), PAF5 (bilateral) e PAF6 (bilateral).

De acuerdo con el Test de Mann-Whitney comprobamos que para los individuos de la población control hay diferencias estadísticamente significativas, sin embargo en el instante del 1º pico de máxima fuerza reactiva del apoyo (1_Max_FRA_CoP_mm) hay una tendencia a que el pie izquierdo presente diferencias en relación al pie derecho en la cantidad de mm de desplazamiento del CoP.

En nuestra opinión sucede en este momento porque es el instante con más variabilidad debido a la capacidad de la SAG de evertir o no.

Comparando el pie izquierdo con el pie derecho de la población PAF se verificó que hay diferencias estadísticamente significativas en los instantes Contacto Inicial y en el instante primer pico de fuerza, ambos en la variable mm, es decir en el CI y en la 1º_FRA_CoP presentan desplazamientos distintos a nivel intraindividuo, siendo la PAF una enfermedad asimétrica y que afecta el control neuromuscular sería una situación que nosotros esperábamos que ocurriera, incluso en más instantes.

Cuando comparamos la población control con la PAF, al contrario de lo esperado no obtuvimos diferencias estadísticamente significativas entre las dos poblaciones.

Solamente en el instante del 1º pico de fuerza en sus dos variables, tiempo y mm (1_FRA_CoP_t; 1_FRA_CoP_mm) presentaron una tendencia a producirse en tiempos y desplazamientos diferentes.

Tanto para estas variables como para todas las variables estudiadas, sería útil un muestreo más grande para que pudiese ser lo más representativo posible de la realidad.

Como se ha descrito en el capítulo “Marco Teórico” la PAF es una polineuropatía mixta, sensitiva, motora y autónoma, además su progresión es ascendente pero variable, es decir no es igual ni afecta todos los individuos de la misma forma.

Discusión

La ausencia completa de estudios biomecánicos en este tipo de pacientes es, en nuestra opinión, un déficit importante, sin estudiar y caracterizar las alteraciones que sufren difícilmente se puede hacer prevención de las lesiones que van apareciendo, especialmente en los pies. Haciendo un paralelismo con la polineuropatía diabética es fácil comprender las consecuencias en los pies, como por ejemplo la aparición de úlceras plantares o la incapacidad de los pacientes para que se desplacen sin caídas, hechos que suceden con frecuencia con estos pacientes debido a todo su cuadro clínico.

Para caminar normalmente son necesarias informaciones sensoriales que permitan la adaptación y modificación del patrón motor para que se produzca una respuesta muscular adecuada a la tarea deseada, como por ejemplo caminar simplemente.
(92)

En nuestro estudio fue posible comprobar que hay diferencias en algunas de las variables estudiadas, cuando comparamos la población control con la PAF, siendo más evidente en las variables cinéticas, que son las variables que representan las fuerzas actuantes sobre el sistema locomotor.

Este proyecto pionero resulta de un convenio entre la Universidad de Sevilla y la Universidad Lusófona de Humanidade e Tecnologia de Lisboa, lo que ha permitido hacer todo este trabajo de investigación.

Al ser uno de los primeros trabajos sobre el tema presenta de por sí muchas dificultades y algunas limitaciones, en este caso por la complejidad de las variables analizadas, así como por el elevado número de las mismas. La ausencia de estudios biomecánicos en este tipo de enfermedad ha creado dificultades adicionales, no siendo posible citar otros estudios ni tampoco comparar con nuestros resultados. Los idiomas implicados no solo para escribir la tesis como la bibliografía también supusieron una dificultad añadida.

Desde el punto de vista metodológico el tiempo para preparar todo el protocolo de exploración así como la dificultad para fijar los marcadores y evitar caída sucesiva de los mismos hizo que se retrasara la recogida de los datos.

La colocación de los marcadores reflectantes también resultó ser proceso complejo ya que el sudor los desplazaba y obligaba a repetir el estudio.

Discusión

Consideramos este estudio relevante para entender las limitaciones articulares, musculares y sensitivas en la marcha de los individuos PAF, también entendemos que la muestra no es suficiente para definir un patrón de la enfermedad.

Esto se debe a un conjunto de factores externos a la investigación que no fue posible suprimir.

En primer lugar, esta enfermedad es rara y endémica, teniendo una mayor prevalencia al norte de Portugal, siendo la limitación geográfica un factor relevante a tener en cuenta.

Los desplazamientos con todos los equipamientos e instrumentos de medición no eran practicables y traer estos pacientes hasta el laboratorio, en Lisboa, era demasiado difícil para algunos, además del coste del transporte hasta Lisboa que sería elevado ya que no tuvo subvenciones o becas.

Otro factor limitativo fue el hecho de incluir en el estudio solamente personas trasplantadas, que en el universo PAF de Portugués corresponde a 61% (Figura 2).

Entendemos que el número de individuos analizados ($n=8$) (16 extremidades) tampoco es el ideal, no obstante la mayor parte de los estudios similares consultados tampoco tienen muestras grandes (menores de 30 individuos).

Hay que tener en cuenta que el desarrollo y aplicación del protocolo es un proceso que requiere mucho tiempo (cerca de 60 minutos) y es muy sensible a interferencias, que obligan a repetir el estudio, también el hecho de utilizar muchas variables en estudio complica la recogida, el tratamiento y el análisis de las mismas.

En el futuro pretendemos aumentar el tamaño de la muestra, así como el número de repeticiones por cada individuo y para cada pie, con el fin de que la investigación resulte más sólida y las correlaciones sean más fuertes.

También nos planteamos como futuras líneas de investigación hacer una caracterización de los tipos de pies de los pacientes PAF así como una caracterización de los parámetros temporales de la fase de apoyo y distribución de las presiones plantares en estos pacientes.

7. CONCLUSIONES.

7. CONCLUSIONES.

Las conclusiones que se derivan de los resultados del presente estudio son las siguientes:

1. Según los datos goniométricos podemos concluir que: a) a nivel intraindividuo la población PAF y la control no presentaban diferencias estadísticamente significativas. b) Comparando la población PAF con la población control hay diferencias estadísticamente significativas en el **cero articular** y en la **FP de la 1ª articulación MTF** y en la **flexión dorsal del Tobillo**;
2. Fue posible cuantificar, durante la fase de apoyo de la marcha, datos de los movimientos intersegmentarios del pie (tobillo; retropié/tibia; antepié/retropié y hallux/antepié) a través de los Outputs del FootModel[®], así como de las fuerza actuantes en el pie (Fuerza reactiva del apoyo, en la componente vertical; momento de fuerza del tobillo y potencia del tobillo) a través de la plataforma de fuerza en las dos poblaciones estudiadas;
3. También fue posible cuantificar, durante la fase de apoyo de la marcha datos referentes al comportamiento medio-lateral del CoP a través de la plataforma de presiones en la población PAF y en la población control;
4. Según los datos cinemáticos concluimos que: a) la población control **no** presentó diferencias estadísticamente significativas a nivel intraindividuo. b) En la población PAF para los segmentos **hallux/antepié**, en el instante contacto final hay diferencias estadísticamente significativas entre el pie izquierdo y derecho. c) Cuando comparamos la población PAF con la control se producen diferencias estadísticamente significativas en el segmento **tobillo**, y en los segmentos **antepié/retropié**;

Conclusiones

5. Según los datos cinéticos concluimos que: a) en la población control **no** existen diferencia estadísticamente significativa entre el pie izquierdo y el pie derecho. b) En la población PAF la variable **momento de fuerza** tiene diferencia estadísticamente significativa a nivel intraindividuo. c) Cuando comparamos la población control con la población PAF en **las tres variables cinéticas** se encontraron diferencias estadísticamente significativas;

6. Según los datos del comportamiento medio-lateral del CoP fue posible concluir que: a) en la población control **no** hay diferencias cuando comparamos el pie izquierdo con el derecho. b) En la población PAF cuando comparamos el pie izquierdo con el pie derecho **hay diferencias** estadísticamente significativas en la **cantidad de desplazamiento**. c) Comparando la población control con la PAF el comportamiento del CoP **no** presentan diferencias estadísticamente significativas.

7. Desde el punto de vista cualitativo, el **comportamiento de las curvas en los individuos PAF es más irregular** que en los individuos de la población control.

8. BIBLIOGRAFÍA.

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Sawacha Z., Guarneri G., Corazza S., Donà G., Denti P., Facchinetti A., et al. Characterizing multisegment foot kinematics during gait in foot patients. *J Neuroeng Rehabil.* 2009;6: 37.
2. Leardini A., Catani F., Simoncini L., Giannini S. An anatomically based protocol for the description of foot segment kinematics during gait. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1999;14(8):528-36.
3. Leardini A., Berti L., Bettinelli D., Nativo R., Giannini S. Rear-foot, mid-foot and fore-foot motion during the stance phase of gait. *Gait Posture.* 2007; 25(3):453-62.
4. Alonso-Vázquez A., Villarroja M., Franco M., Asín J., Calvo B. Kinematic assessment of paediatric forefoot varus. *Gait Posture.* 2009;29(2):214-9.
5. Abrantes J. Fundamentos e Elementos de Análise em Biomecânica do Movimento Humano. *MovLab - Universidade Lusófona Lisboa.* 2008; Reedição do autor. pp. 91-93. Disponível em: <http://movlab.ulusofona.pt/cms/templates/movlab/files/publicacoes/2008%20Fundamentos%20e%20Elementos%20de%20An%C3%A1lise%20em%20Biomec%C3%A2nica%20do%20Movimento%20Humano.pdf>
6. Lucareli P. Análise Tridimensional Computadorizada da Marcha Humana Normal. Laboratório de Movimento do Centro Universitário São Camilo - Campus Pompéia; 2007 [citado em 08, Setembro, 2010]. Disponível em <http://movimento.incubadora.fapesp.br/portal/Pesquisas/Analise%20Tridimensional%20da%20Marcha.pdf>.
7. Okita N., Meyers S., Challis J., Sharkey N. An Objective evaluation of a segmented foot model. *Gait Posture.* 2009;30(1):27-34.
8. Stebbins J., Thompson N., Zavatsky A., Theologis T. Repeatability of a model for measuring multi-segment foot kinematics in children. *Gait Posture.* 2006; 23(4):401-10.

Bibliografia

9. Rolian C., Hamill J., Scott J., Werbel W. Walking, running and the evolution of short toes in humans. *J. Exp. Biol.* 2009; 212(Pt 5):713-21.
10. Roura I. Estudo Biomecânico do bloco de voleibol por aplicação de software específico – FOOTMODEL [Tesis de Master Oficial] Lisboa: Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias; 2009.
11. Martiniano J., Roura I., Lafuente G., Abrantes J. Biomechanics and Clinical Interactions in Podiatry Assessment. *British Journal of Medicine & Medical Research.* 2015, 10(1): 1-20.
12. Rolo A, Reis R, Quelha S, Castro S, Santareno S. Polineuropatia Amiloidótica Familiar, bases moleculares de uma doença portuguesa; s/d [10, dezembro, 2011]. Disponible en <http://medicina.med.up.pt/bcm/trabalhos/2005/SemDoencadospezinhos.ppt>.
13. Bastos C. Polineuropatia Amiloidótica Familiar (PAF): Um estudo de caso. [Monografia de Licenciatura]. Oporto: Universidad Fernando Pessoa; 2007.
14. Braga, R Aulas de Neuropatias. Electromiografia II, Aula IX; s/d [12, dezembro, 2011]. Disponible en <http://neurofisiologia.wikispaces.com/file/view/Electromiografia+II++Aula+IX.ppt>.
15. Gras P., Dulieu V., Didier I. La Marcha. *EMC - Podologia.* 2009; E - 27-020-A-15.
16. Thoumie P. Pie, postura y equilibrio. *EMC - Podologia.* 2009; E - 27-020-A-10.
17. Jenkyn T., Nicol A. A multi-segment kinematic model of the foot with a novel definition of forefoot motion for use in clinical gait analysis during walking. *Journal of Biomechanics.* 2007; 40: 3271–8.
18. Carson M., Harrington M., Thompson N., O'Connor J., Theologis T. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *Journal of Biomechanics.* 2001; 34:1299-307.
19. Hunt A., Smith R., Torode, M., Keenan, A., Intersegment foot motion and ground reaction forces over the stances phase of walking. *Clinical Biomechanics (Bristol Avon)* 2001, 16(7), 592-600.

Bibliografia

- 20.** Moseley L., Smith R., Hunt A., Grant R. Three-dimensional kinematics of the rearfoot during the stance phase of walking in normal young adult males. *Clinical Biomechanics* 1996, 11, 39-45.
- 21.** Rattanaprasert U., Smith R., Sullivan M., Gilleard M. Three-dimensional kinematics of the forefoot, rearfoot and leg without the function of tibialis posterior in comparison with normal during stance phase of walking. *Clinical Biomechanics* 1999, 14, 14-23.
- 22.** Kidder S, Abuzzahab F., Harris G., Johnson J. A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait. *IEEE Trans Rehab Eng.* 1996; 4:25-32.
- 23.** Sousa M, Yan S, Fernandes R, Guimarães A, Stern D, Saraiva M. Familial Amyloid Polyneuropathy: Receptor for Advanced Glycation End Products-Dependent Triggering of Neuronal Inflammatory and Apoptotic Pathways. *J Neuroscience.* 2001; 21(19):7576-86.
- 24.** Nester C. Rearfoot complex: a review of its interdependent components, axis orientation and functional model *The foot;* 1997; 7:86-96.
- 25.** Vaz C., Couto M., Duarte C., Salvador M., Inês L., Malcata A. Um caso invulgar de dor generalizada: Paramiloidose simulando Fibromilgia. *Acta Reumatol Port.* 2009;34:431-435.
- 26.** Guerreiro A. Proteómica da Paramiloidose. [Tesis Fin de Master Oficial] Lisboa: Faculdade de Ciências de la Universidad de Lisboa; 2010.
- 27.** Tomás M., Santa-Clara H., Monteiro E., Carolino E., Freire A., Barroso E. Alterações da Força de Preensão em Portadores de Polineuropatia Amiloidótica Familiar, *Acta Med Port.* 2010;23:803-10.
- 28.** Gomes M. Amiloidose familiar por transtirretina TTT Val30Met e os primórdios do Centro de Estudos de Paramiloidose Antonio Rodrigues de Mello. *Rev Bras Neurol.* 2011;47(2):7-21.
- 29.** Monteiro E., Freire A., Barroso E. Familial amyloid polyneuropathy and liver transplantation. *J Hepatol.* 2004;2(2):188-94.
- 30.** Sousa M., Saraiva M. Neurodegeneration in familial amyloid polyneuropathy: from pathology to molecular signaling. *Progress in Neurobiology.* 2003; 71, 385-400.

Bibliografia

- 31.** Sousa A. Controlo Postural e Marcha Humana: Análise Multifactorial. [Tesis Doctoral] Porto: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto; 2010.
- 32.** Horak F. Mechanistic and physiological aspects. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*. 2006;35-S2:ii7-ii11.
- 33.** Horak F., Macpherson J. Postural orientation and equilibrium. In: Rowell LB, Shepard JT, eds. *Handbook of Physiology: Section 12, Exercise Regulation and Integration of Multiple Systems*. New York: Oxford University Press, 1996; pp.255–92.
- 34.** Woollacott M., Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait Posture*. 2002; 16(1),1-14.
- 35.** Winter D. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*. 1995;3(4):193-214.
- 36.** Duarte M., Mochizuki L. Análise estabilográfica da postura ereta humana. In: Teixeira LA. *Avanços em comportamento motor*. Rio Claro, São Paulo: Movimento; 2001, pp.88-121.
- 37.** Li X., Aruin A. The effect of short-term changes in the body mass on anticipatory postural adjustments. *Exp Brain Res*. 2007;181(2):333-46.
- 38.** Alexandrov A., Frolov A., Horak F., Carlson-Kuhta P., Park S. Feedback equilibrium control during human standing. *Biol Cybern*. 2005;95(5):309-22.
- 39.** Almeida G.. Biomecânica e controle motor aplicado no estudo de disfunções motoras. Congresso Internacional de Educação Física e Motricidade Humana. VII Simpósio Paulista de Educação Física intitulado “A Educação Física no século XX – fases e fases”, 1999, 29 abril – 2 maio, Rio Claro, Brasil; 1999.
- 40.** Riemann B., Lephart S. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train*. 2002;37(2):71-9.
- 41.** Fonseca M., Ferreira A., Hussein A. Sistema sensório-motor articular: revisão da literatura. *Fisioterapia e Pesquisa*. 2007;14(3), 82-90.

Bibliografia

- 42.** Alves M. Controlo postural. [Tesis Doctoral] Doutoramento em Fisioterapia da Faculdade de Desporto da Universidade do Porto; 2013 [citado em 16, janeiro, 2014]. Disponible en <http://pt.slideshare.net/alvesemilia/fadeup-doutoramento-fisioterapia?related=2>
- 43.** Shumway-Cook A. Equilibrium deficits in children. En Woollacott M, Shuumway-Cook A (eds.). The development of posture and gait across the lifespan. Columbia SC: University of South Carolina Press; 1989; pp.229-252.
- 44.** Núñez-Samper M. Biomecánica, medicina y cirugía del pie. Madrid: Editora Masson; 1997. pp: 24-32; 82-90.
- 45.** Viel E., Blanc Y., Casillass J., Esnault M., Laassel E., Mesure S., et al. La Marcha Humana, la Carrera y el Salto. Biomecánica, exploraciones, normas y alteraciones. Barcelona: Masson; 2002. pp: 205-15.
- 46.** Rueda M. Podología - Los desequilibrios del pie. Barcelona: Paidotribo; 2004; pp: 42-46.
- 47.** De Cock A., De Clercq D., Willems T., Witvrouw E. Temporal characteristics of foot roll-over during barefoot jogging: reference data for young adults. Gait Posture. 2005;21(4):432-9.
- 48.** Prior T. Biomechanical foot function: a podiatric perspective: part 1. J Bodyw Mov Ther. 1999;3(2):74-84.
- 49.** Santos H. Efeito de uma carga transportada em mochila durante a marcha militar - Estudo da Cinemática Angular da Articulação tíbio-társica e da Força Reactiva do Apoio [Tesis Fin de Master Oficial en Especialidade de Exercício e Saúde]. Cruz Quebrada: Facultad de Motricidade Humana; 2007.
- 50.** Benasuly A., Barragán A. Ortopodologia y aparato locomotor. Barcelona: Masson; 2003. p.419.
- 51.** Moreno-de-la-Fuente J. Podología General y Biomecánica. 2ª Edición. Barcelona: Elsevier/Masson; 2009.
- 52.** Oliveira G. Análise biomecânica da marcha de individuos com neuropatia diabética periférica, em plano horizontal e plano inclinado. [Tesis Fin de Master Oficial] Oporto: Facultad de Desporto de la Universidad de Oporto; 2008.

Bibliografía

- 53.** Viladot A. Quince lecciones sobre la patología del pie. Barcelona: Masson; 2005.
- 54.** Huson A. Biomechanics of the foot and ankle. Journal Foot and ankle. 1991; 1:410-80.
- 55.** Massada J. O Bipedismo no Homo Sapiens. Lisboa: Ed Caminho; 2001; Cap.25; pp.204-9.
- 56.** Abols Y. Biomecánica y fisiología articular subastragalina. Enciclopèdia Médico Cirurgica. Barcelona: Elsevier Masson; 2008; Cap.27; pp.10-30.
- 57.** Brain A., Rothbart L. Excessive Pronation: A Major biomechanical determinant in the development of chondromalacia and pelvic lists. Journal of manipulative and physiological therapeutics. 1988; 11(5):373-9.
- 58.** Hamill J., Knutzen K. Bases Biomecânicas do Movimento Humano. S. Paulo: Manole; 1999.
- 59.** Goldcher A. Manual de Podología. 2ª Edición. Barcelona: Masson; 2001.
- 60.** Misericórdia P., Cunillera R. Biomecánica clínica del aparato locomotor; 1998; p.251.
- 61.** Hagman F. Can Plantar Pressure Predict Foot Motion?. [Tesis Doctoral] Eindhoven: Technische Universiteit Eindhoven; 2005; pp.3-11.
- 62.** Ricard F. Pie y Tobillo. Colección de Medicina Osteopática. Madrid: Escuela Osteopática de Madrid; 2007; pp: 75-83
- 63.** Root M., Orien W., Weed J., Hughes R. Exploración biomecánica del pie. Madrid: Ortocen; 1991.
- 64.** Delarque A., Collado H., Mesure S., Rubino T., Gonzalez J-F., Curvale G. Valoración articular del tobillo y del pie en el adulto. EMC - Podología. 2006; E - 27-010-A-25.
- 65.** Norikin C., White D. Goniometría - Evaluación de la movilidad articular. Madrid: Editora Marbán; 2003.
- 66.** Nester C., Bowker P. Scientific Approach to the Axis of Rotation at the Midtarsal Joint. J Am Podiatr Med Assoc. 2001; 91(2):68-73.
- 67.** Nester C., Findlow A. Clinical and Experimental Models of the Midtarsal Joint: proposed terms of reference. J Am Podiatric Med Assoc. 2006; 96(1):24-31.

Bibliografia

- 68.** Magee D. Perna, Tornozelo e Pé - Disfunção Musculoesquelética. 3ª edición. Sao Paulo: Manolo; 2002.
- 69.** Dull J., Johnson G. A kinematic model of the human ankle. *J Biomed Eng.* 1985; 7(2):137-43.
- 70.** Scott S., Winter D. Biomechanical Model of the Human Foot: Kinematics and Kinetics during the stance phase of walking. *J. Biomech.* 1993; 26(9):1091-104.
- 71.** Grood E. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *J Biomech Eng.* 1983; 105 (2):136-44.
- 72.** Carson M., Harrington M., Thompson N., O'Connor J., Theologis T. Kinematic analysis of a multi-segment foot model for research and clinical applications: a repeatability analysis. *J. Biomech.* 2001; 34 (10):1299-307.
- 73.** MacWilliams B., Cowley M., Nicholson D. Foot Kinematics and Kinetics during adolescent gait. *Gait Posture.* 2003;17(3):214-24.
- 74.** Kidder S., Abuzzahab F., Harris G., Johnson J. A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait. *IEEE Trans Rehab Eng.* 1996; 4(1):25-32.
- 75.** Myers K., Wang M., Marks R., Harris G. Validation of a multisegment foot and ankle kinematic model for pediatric gait. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.* 2004; 12(1):122-30.
- 76.** Simon J., Doederlein L., McIntosh A., Metaxiotis D., Bock H., Wolf S. The Heidelberg foot measurement method: Development, description and assessment. *Gait Posture.* 2006(4); 23: 411-24.
- 77.** Mattingly B., Tylkowski C., Stevens D., Hardy P., Pienkowski D. Three-dimensional in vivo motion of adult hind foot bones. *Journal of Biomechanics*, 2006, 39: 726-733.
- 78.** Jenkyn T., Nicol A. A multi-segment kinematic model of the foot with a novel definition of forefoot motion for use in clinical gait analysis during walking. *J. Biomech.* 2007; 40(14): 3271-8.
- 79.** Houck J., Deborah J., Nawoczenski A. Subtalar neutral position as an offset for a kinematic model of the foot during walking. *Gait & Posture*, 2008 28 29-37.

Bibliografia

- 80.** Wu G., Allard P., Kirtley C., Leardini A., Rosenbaum D., Whitde M, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion--part I: ankle, hip, and spine. *International Society of Biomechanics*. 2002; 35 (4): 543-8.
- 81.** Saraswat P., Andersen M., MacWilliams B. A musculoskeletal foot model for clinical gait analysis. *J Biomech*. 2010;43(9):1645-52.
- 82.** Roupa I., Abrantes J., Dinis J., Bila V., Luz F. Procedimentos para Captura e processamento de dados com sistema Vicon® (hardware, MX e Ultramet HD e software, Nexus) Relatório Técnico - MovLab / ULHT; 2009. Disponível em, <http://movlab.ulusofona.pt>
- 83.** Timmins P. Vicon (2009) Introduction to Oxford Foot Model. In *MovLab Spring School 2009 - Biomechanics - Theory and Assessment of Loading in Human Body*. 6-8 Maio, Lisboa. Disponível em, <http://movlab.ulusofona.pt/springschool2009/>
- 84.** Oliveira A. *Bioestatística, Epidemiologia e Investigação*. Lisboa: Lidel; 2009; pp: 3-13.
- 85.** Araújo C., Lopes J., Nogueira L., Pinto R. *Estudo de Caso*. Universidade do Minho, Instituto de Educação e Psicologia; 2008.
- 86.** Fortin M. *O processo de investigação:da concepção à realização*. 2ªedición. Loures: Lusociência; 2000; pp: 235-253
- 87.** Sousa D., Tavares J. *Estudo de soluções comerciais para análise clinica da pressão plantar*. [Relatorio Interno] Oporto: Facultad de Engenharia de la Universidad de Oporto; 2006; pp.7-16. Disponível em <https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/relatorios/MercadoBarometrico.pdf>
- 88.** Yates B. *Merriman's assessment of the lower limb*. 3ªedición. Edinburgh: Churchill Livingstone - Elsevier; 2009; pp: 308-319
- 89.** Perry J., Burnfield J. *Gait Analysis, Normal and Pathological Function*. 2ªedición. New Jersey: Slack Incorporated; 2010; pp: 70-74; 138-144; 458-468.
- 90.** Grant I., Benstead T. *Diferential Diagnosis of Polyneuropathy*. In Dyck PJ, Thomas PK (eds). *Peripheral Neuropathy*. 4th Edition. Pennsylvania: Science Direct; 2005; Chapter 46; pp.1163-1180.

Bibliografia

- 91.** Vieira B. Polineuropatia Amiloidótica Familiar (PAF) Tipo I: Uma Visão Actual, de um Problema de Saúde Antigo. [Dissertação de Mestrado] Covilhã: Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade da Beira Interior, 2008.
- 92.** Wrobel J., Najafi B. Diabetic Foot Biomechanics and Gait Dysfunction. *J Diabetes Sci Technol.* 2010;4(4):833-45.
- 93.** Andersen H. Motor dysfunction in diabetes. *Diabetes Metab Res Rev.* 2012; 28(Suppl 1):89-92.
- 94.** Rao S., Saltzman C., Yack H. Segmental Foot Mobility in individuals with and without Diabetes and Neuropathy. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2007;22 (4):64-471.
- 95.** Fernando M., Crowther R., Lazzarini P., Sangla K., Cunningham M., Buttner P., et al. Biomechanical characteristics of peripheral diabetic neuropathy: A systematic review and meta-analysis of findings from the gait cycle, muscle activity and dynamic barefoot plantar pressure. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2013; 28(8):831-45.
- 96.** Rao S., Saltzman C., Yack H. Relationships Between segmental foot mobility and plantar loading in individuals with and without diabetes and neuropathy. *Gait Posture* 2010; 31(2):251-5.
- 97.** Sinacore D., Gutekunst D., Hastings M., Strube M., Bohnert K., Prior F., et al. Neuropathic midfoot deformity: associations with ankle and subtalar joint motion. *J Foot Ankle Res.* 2013; 6(1); 11.
- 98.** Munuera P. El primer radio. *Biomecánica y Ortopodologia.* Exa Editores; 2009, pp.38-59.
- 99.** Greenman R., Khaodhiar L., Lima C., Dinh T., Giurini J., Veves A. Foot small muscle atrophy is present before the detection of clinical neuropathy. *Diabetes Care.* 2005; 28(6):1425-30.
- 100.** Barela A., Duarte M. Utilização da plataforma de força para a aquisição de dados cinéticos durante a marcha. *Brazilian Journal of Motor Behavior.* 2011; 6(1):56-61.
- 101.** Whittle M. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait Posture.* 1999; 10(3):264-75.

Bibliografia

- 102.** Verdini F., Marcucci M., Benedetti M., Leo T. Identification and characterization of heel strike transient. *Gait Posture*. 2006; 24(1):77-84.
- 103.** Winter D. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. Second Edition, Published by University of Waterloo Press 1991 pp 55 – 96.
- 104.** Hsiao H., Knarr B., Higginson J., Binder-Macleod S. Mechanisms to increase propulsive force for individuals poststrokes. *J Neuroeng Rehabil*. 2015;12:40.
- 105.** Savelberg H., Schaper N., Willwms P., De Lange T., Meijer K. Redistribution of joint moments is associated with change plantar pressure in diabetic polyneuropathy. *BMC Musculoskelet Disord*. 2009; 10:16.
- 106.** De Cock A., Vanrenterghem J., Willems T., Wiltvrouw E., De Clercq D. The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. *GaitPosture*. 2008;27(4):669-75.
- 107.** Mei Z., Zhao G., Ivanov K., Guo Y., Zhu Q., Zhou Y. Sample entropy characteristics of movement for four types base on plantar centre of pressure during stance phase. *BioMed Eng Online*. 2013;12:101.
- 108.** Stephen H., Scott D. Biomechanical model of the human foot: kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *Journal of Biomechanics*. 1993; 26: 1091-104.
- 109.** Bricot B. *Posturologia*. 3ª Edición, São Paulo, Editora Icone, pp 50-53
- 110.** Abrantes J. Rigidez dinâmica como indicador da estabilidade articular. XII Congresso Brasileiro de Biomecânica, de 30 de Maio a 02 de Junho de 2007, São Pedro, SP / Mauro Gonçalves, org. -- São Paulo: TEC ART, 2007 1 CD-ROM
- 111.** Cappozzo A., Croce D., Leardini A. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. *Clinical Biomechanics*. 1995;10(4):171-8.
- 112.** Rolian C., Hamill J., Scott J., Werbel W. Walking, running and the evolution of short toes in humans. *The journal of Experimental Biology*. 2009;212:713-21.

Bibliografía

- 113.** Woodburn J., Siegel K., Kepple T., Gerber L. Multisegment Foot Motion During Gait: Proof of Concept in Rheumatoid Arthritis. *Journal of Rheumatology*. 2004;31:1918-27
- 114.** Simón P, Concheiro L. El Consentimiento Informado: Teoría y Práctica (I). *Med Clin (Barc)*. Barcelona; 1993;100(17):659–63.
- 115.** Tribunal Internacional de Nüremberg. Código de Nüremberg. 1946. Disponible en: www.bioeticanet.info/documentos/Nuremberg.pdf
- 116.** Simón P. La fundamentación ética de la teoría del consentimiento informado. *Rev Calid Asist*. 1999;14:100–9.
- 117.** National Institutes of Health. The Belmont Report. Belmont Rep Ethical Princ Guidel Prot Hum Subj Res [Internet]. 1978;4–6. Disponible en: <http://www.salesianos-cadiz.com/Descargas/Escolar/ESO-Bachillerato/Bachillerato/2do Bachillerato/2do A/InformeBelmont.pdf>
- 118.** Gracia D. Fundamentos de Bioética. Madrid: Triacastela; 3ª edición, 2008.
- 119.** Beauchamp TL, Childress JF. Principios de Ética Biomédica. Barcelona: Masson; 1999.
- 120.** Feito L. Panorama Histórico de la Bioética. *Moralía*. *Moralía*; 1997;20:465–94.
- 121.** Ley 14/1986 de 25 de abril, General de Sanidad. España: BOE nº 101, de 29 abril de 1986; 1986.
- 122.** Consejo de Europa. Convenio de Asturias de Bioética [Internet]. 1996 [cited 2015 Sep 13]. Disponible en: http://www.europarl.europa.eu/transl_es/plataforma/pagina/maletin/colecc/actual/genetica/convenio.htm
- 123.** Norma nº 015/2013, Direção Geral da Saúde, Consentimento Informado, Esclarecido e Livre Dado por Escrito, 3/10/2013 e actualizado a 4/11/2015. Disponible en: https://www.ers.pt/uploads/writer_file/document/73/Estudo-CI.pdf
- 124.** WMA Declaration of Helsinki - Ethical Principles for Medical Research Involving Human Subjects. 2013 Oct 19 [cited 2015 Sep 17]; Diponible en: <http://www.wma.net/es/30publications/10policies/b3/>

Bibliografía

125. Ley 41/2002 de 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica. España: BOE nº 274, de 15 de noviembre de 2002; 2002.

126. Igualada Menor A. La Ley de Protección de Datos y la comunicación científica. *Medifam*. 2003;13(3):129–32.

127. Garrido Elustondo S, Cabello Ballesteros L, Galende Domínguez I, Riesgo Fuertes R, Rodríguez Barrientos R, Polentinos Castro E. Investigación y protección de datos personales en atención primaria. *Atención Primaria*. 2012;44(3):172–7.

128. Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal. España: BOE nº 298, de 14 de diciembre de 1999; 1999.

ANEXOS.

ANEXOS

Anexo I – Formulário de consentimento informado.

Formulário de consentimento informado para investigação científica

Estudo: Estudo biomecânico de pacientes com Polineuropatia Amiloidótica Familiar pós Trasplantados.

I. Informação

Propomos-lhe participar num estudo científico que se enquadra-se no âmbito de uma linha de Investigação das alterações do aparato locomotor, como tal e sendo o pé a base deste aparato locomotor iremos procurar contribuir para um aumento do conhecimento relativamente às novas tendências e equipamentos para o estudo biomecânico do membro inferior e mais especificamente do pé.

Estes meios de análise, poderão contribuir de forma importante não só sob o ponto de vista meramente académico, como também, como meio auxiliar de diagnóstico para a prática clínica.

Declaração de consentimento relativo ao tratamento de dados pessoais

Estudo: Estudo biomecânico de pacientes com Polineuropatia Amiloidótica Familiar pós Trasplantados.

Eu, maior,, natural de portador do Bilhete de identidade/Cartão do cidadão número, emitido em/...../....., pelos, valido até/...../.....; declaro, por minha honra, que é de livre e espontânea vontade que participo e autorizo o tratamento dos meus dados pessoais no estudo que está a ser realizado pelo Doutorando João Miguel Costa Martiniano, maior, casado, natural da freguesia de Santa Maria, concelho de Lagos, portador do Bilhete de identidade nº 1168747, no âmbito da sua dissertação para a obtenção do grau de Doutor no Curso de Doutoramento denominado *Novas Tendências Assistênciais – Linha de investigação em Alterações do aparelho locomotor*, 2012/2015, organizado pela Universidade de Sevilha e cuja parte prática e laboratorial é realizada no MovLab da Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias de Lisboa ao abrigo de um convénio entre ambas as instituições.

Mais declaro que fui devidamente informada(o) pelo autor do estudo que a confidencialidade da minha identidade será assegurada e que os meus dados pessoais não serão utilizados de forma incompatível com a finalidade para que foram recolhidos.

Lisboa, 2 de Outubro de 2013

O titular dos dados

O autor do estudo

Anexo II – Protocolo de exploración.

O protocolo de exploração está dividido em quatro fases:

- 1) Goniometria:
 - a) Medição da flexão dorsal e plantar do Tornozelo.
 - b) Medição da inversão e eversão da articulação Mediotarsiana (MT).
 - c) Medição da flexão dorsal e plantar da 1ª articulação Metatarsofalângica (MTF)
 - d) Medição do valgo ou varo da bissecção do Tornozelo em posição quasi estática



Fuente: Yates B. (2009)

Fuente: Neumann (2002)

- 2) Análise das pressões plantares e centro de pressões através da plataforma de pressões RsScan.
 - a) Caracterização das pressões plantares
 - b) Caracterização do Centro de pressões (CoP)



Fuente: Adaptado del MovLab (2009).

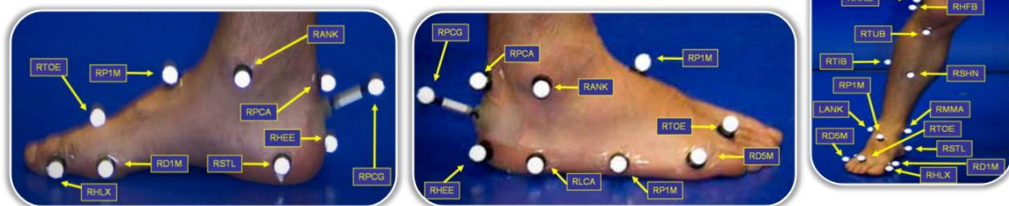
Anexos

- 3) Análise das forças reactivas do solo, do momento de força e potencia do tornozelo através da plataforma de forças AMTI
 - a) Força vertical de reacção do solo
 - b) Momento de força do Tornozelo
 - c) Potência do Tornozelo



Fuente: Adaptado del MovLab (2009).

- 4) Análise cinemática tridimensional do pé através do sistema Vicon® (Oxford Foot Model – modelo biomecânico multisegmentário)
 - a) Ângulo do tornozelo
 - b) Ângulo da Tibia / Retropé
 - c) Ângulo da Retropé / Antepé
 - d) Ângulo Hallux / Antepé



Fuente: Adaptado del MovLab (2009).

II.I - Datos antropométricos.

Medidas antropométricas	
Altura (mm)	
Peso (kg)	
Comprimento da perna esquerda (mm)	Comprimento da perna direita (mm)
Diâmetro do joelho esquerdo (mm)	Diâmetro do joelho direito (mm)
Diâmetro do tornozelo esquerdo (mm)	Diâmetro do tornozelo direito (mm)

II.II - Instrumento de recogida de datos.

			Pé direito	Pé esquerdo
Individuo 1	MTF (0 = 20°)	Flexão		
		Extensão		
	TPA (0 = 90°)	Flexão dorsal		
		Flexão plantar		
	MT	Inversão		
		Eversão		
Helbing				
Individuo 2	MTF (0 = 20°)	Flexão		
		Extensão		
	TPA (0 = 90°)	Flexão dorsal		
		Flexão Plantar		
	MT	Inversão		
		Eversão		
Helbing				
Individuo 3	MTF (0 = 20°)	Flexão		
		Extensão		
	TPA (0 = 90°)	Flexão dorsal		
		Flexão plantar		
	MT	Inversão		
		Eversão		
Helbing				
Individuo 4	MTF (0 = 30°)	Flexão		
		Extensão		
	TPA (0 = 90°)	Flexão dorsal		
		Flexão plantar		
	MT	Inversão		
		Eversão		
Helbing	-			
Individuo 5	MTF (0 = 30°)	Flexão		
		Extensão		
	TPA (0 = 90°)	Flexão dorsal		
		Flexão plantar		
	MT	Inversão		
		Eversão		
Helbing				

III – Cuestionario para evaluación por el Comité Ético de Experimentación.

Proyectos de investigación con individuos humanos

Nombre del Responsable:	<i>João Miguel Costa Martiniano</i>
Título del Proyecto:	Estudio biomecánico de pacientes con Polineuropatía Amiloidótica Familiar pós trasplantados
Breve descripción de los objetivos del proyecto (adjuntando, como documentación complementaria el resumen, los objetivos y el plan de trabajo):	
<p>La Polineuropatía Amiloidótica Familiar (PAF) se encuentra englobada en las amiloidosis hereditarias, siendo estas un grupo de enfermedades definidas por la presencia de depósitos de proteínas, las fibrillas en los tejidos. Así siendo, la paramiloidosis, se caracteriza por una enfermedad hereditaria, del foro neurológico, siendo esta progresiva y de carácter crónico cuya transmisión es autosómica dominante. Todas las fibras nerviosas son afectadas, condicionando el quadro clínico de la PAF.</p> <p>El cuadro clínico de la PAF caracterizase por una polineuropatía mixta, sensisitva, motora y autónoma, en que el sistema nervioso autónomo es afectado de forma muy significativa en las fases mas avanzadas de la enfermedad. Su progresión es ascendiente, con degenerescencia histocelular digitoproximal, iniciándose en las extremidades distales de los miembros para las extremidades proximales, afectando inicialmente los miembros inferiores.</p> <p>Las perturbaciones sensitivas inicialmente son subjetivas y se caracterizan por parestesias de las extremidades inferiores, especialmente en las regiones digitales y superficie plantar. Con la progresión de la enfermedad aparecen las hipostésias que afectan la sensibilidad térmica, dolorosa y táctil.</p> <p>Normamalmente, un a dos años después de las perturbaciones sensitivas, surgen las perturbaciones motoras, iniciándose en el Hallux y evolucionando a toda la región de la musculatura antero-lateral de la pierna, en otras palabras, iniciase con</p>	

hipotonía del extensor de hallux y se va progresivamente afectando e extensor común de los dedos y el músculo tibial anterior.

Esta progresión de la perturbación motora condiciona la marcha del individuo, llevando a que este camine apoyando la extremidad anterior del pie, denominándose marcha en steppage. La musculatura intrínseca también es afectada conduciendo a una atrofia muscular.

Los reflejos osteotendinosos se van desapareciendo con el curso de la enfermedad, siendo los reflejos aquilianos y rotulianos los primeros a ser afectados, avanzando hasta una total arreflexia osteotendinosa.

En este sentido, se producirá alteraciones de la marcha, nomeadamente:

- 1) Presiones plantares alteradas
- 2) Comportamiento motor del pie alterado
- 3) Comportamiento articular y intersegmentar alterados

Objetivos del estudio:

Los principales objetivos del estudio serán:

- a) Comparar las medidas goniométricas usualmente utilizadas en podología con el Oxford Foot Model.
- b) Cuantificación en dinámica de los movimientos intersegmentares del pie a través del Oxford Foot Model
- c) Caracterización de las presiones plantares y comparación con la población control
- d) Comparar los datos anteriormente recojidos entre la população control y la população PAF pós Trasplantados
- e) Introducir los estudios biomecánicos como medios auxiliares de diagnóstico en la práctica clínica.

Procedimientos

La recoja de los datos referente a la población PAF pós transplantada es hecha en el Hospital Curry Cabral, em Lisboa (Portugal) y en el MovLab (Laborário de Tecnologias de Interações e Interfaces da Universidade Lusófona de Lisboa (Portugal).

En el Hospital Curry Cabral se efectúa la obtención de los datos, referentes a las

Anexos

amplitudes articulares y apoyos plantares cuando los paciente vienen a su visita de rutina.

En esta fase la obtención de los datos es hecha a través de:

- Regla de Perthes
- Goniómetro
- Plataforma de presiones RsScan

E el MovLab se efectúa la recoja de los datos cinéticos, co plataforma de fuerzas, así como, los datos cinemáticos con recurso a el sistema Vicon®.

Los equipamientos utilizados son:

- Plataforma de fuerzas AMIT
- Sistema Vicon® (Oxford Foot Model)
- Cámara de video

Los datos de la población control son todos recogidos en el MovLab.

Cuestionario

1. ¿Garantiza el protocolo experimental la integridad física y psicológica y la dignidad de las personas que participan como individuos experimentales?

SI (X) NO ()

2. Indique si existen posibles riesgos o molestias que pudieran derivarse de la práctica y la forma en que son controlados o mitigados.

SI () NO (X)

En caso afirmativo explique:

A. La forma en que son controlados o mitigados:

B. Si existen procedimientos alternativos de comparable interés docente:

3. ¿Existe una proporcionalidad razonable entre los posibles riesgos de la práctica y los beneficios docentes que de ella esperan obtenerse?.

SI (X) NO ()

4. ¿Se garantiza que la participación de los individuos experimentales en la práctica es voluntaria y libre y que los individuos disponen de información suficiente para otorgar su consentimiento a participar en la misma?

SI (X) NO ()

5. ¿Se ofrecen incentivos o compensaciones a los individuos por su participación en los experimentos?. Indique su naturaleza y cuantía.

SI () NO (X)

En caso afirmativo explique su naturaleza y cuantía

6. ¿Se garantiza suficientemente el respeto a la intimidad de los individuos experimentales?

SI (X) NO ()

7. ¿Participan en la práctica personas especialmente vulnerables, como menores de edad, incapacitados, personas con trastornos mentales, etc.?.

SI () NO (X)

8. Especifique cómo se garantiza el cumplimiento de todos los requisitos éticos y legales previstos para esta circunstancia.

A los individuos que participan en el estudio, se le entrega un documento informativo en el que se explicaba la naturaleza del estudio, sus objetivos y posibles riesgos. Si después de leerlo este acepta participar, se le pide que entregue su consentimiento firmado por escrito.

Criterios de inclusión en el estudio

Criterios de inclusión – Población PAF pós trasplante

- a) Tener el diagnóstico de PAF y hecho el trasplante hepático*
- b) Presentaren un estadio de evolución semejante*
- c) Tener una marcha autónoma*
- d) No tener hecho cirugía músculo-tendinosa o articular del miembro inferior o pie*
- e) Aceptar participar en el estudio con el respectivo consentimiento informado relleno y firmado.*

Criterios de inclusión – Población de control

- a) No presentar ninguna incapacidad física*
- b) No presentar patologías músculo-esqueléticas*
- c) No tener hecho cirugía músculo-tendinosa o articular del miembro inferior o pie*
- d) Aceptar participar en el estudio con el respectivo consentimiento informado relleno y firmado.*

Compromiso escrito del Profesor Responsable del Proyecto

Título del Proyecto:	Estudio biomecánico de pacientes con Polineuropatía Amiloidótica Familiar póst Trasplantados
Profesor Responsable:	<i>Guillermo Lafuente Sotillos</i>
Departamento:	<i>Podología</i>

El solicitante declara conocer los principios éticos y normas legales que rigen la experimentación con individuos humanos, y se compromete a respetar dichos principios y normas al realizar los experimentos propuestos. Igualmente se compromete a no modificar los protocolos experimentales y a solicitar una nueva autorización en caso de modificación.

Fdo: *João Miguel Costa Martiniano*

20 Septiembre 12

Sevilla, a de de 20.....

III. I. Autorización del Comité Ético de Experimentación.



A quien pueda interesar:

El Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla, habiendo examinado el Proyecto "Estudio biomecánico de pacientes con Polineuropatía Amiloidótica Familiar pos-trasplantados" presentado por D. Guillermo Lafuente Sotillos emite el siguiente informe,

El proyecto cumple los requisitos exigidos para experimentación en sujetos humanos y en animales, y se ajusta a las normativas vigentes en España y en la Unión Europea.

Sevilla, a 08 de octubre de 2012.

EL PRESIDENTE DEL COMITE,

Fdo.: Prof. Dr. Fernando Rodríguez Fernández.