



TESIS DOCTORAL

Universidad San Jorge

Facultad de Ciencias de la Salud

Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud

Definición de la Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD) como nueva herramienta diagnóstica.

Aplicación práctica en la detección del dolor del talón en corredores amateur.

Autor del proyecto: José Víctor Alfaro Santafé

Villanueva de Gállego, 20 de septiembre de 2021



TESIS DOCTORAL

Universidad San Jorge

Facultad de Ciencias de la Salud

Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud

Definición de la Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD) como nueva herramienta diagnóstica.

Aplicación práctica en la detección del dolor del talón en corredores amateur.

Autor del proyecto: José Víctor Alfaro Santafé

Director de Tesis: Antonio Francisco Laclériga Giménez

Tutor académico: Eduardo Piedrafita Trigo

Villanueva de Gállego, 20 de septiembre de 2021

AGRADECIMIENTOS

A mi mujer María por acompañar desde siempre todos mis pasos. Gracias por ayudarme a perseguir mis sueños y por compartir todos mis proyectos. Estoy seguro de que soy mucho mejor a tu lado y que sin tu ayuda no habría podido hacer muchas de las cosas que he hecho. No podría haber encontrado mejor compañera de viaje.

A mis hijos Lydia, Jorge y Víctor por ser el mejor regalo que la vida podría darme. Gracias por todo lo que aprendo a vuestro lado. Sois una fuente increíble de inspiración.

A mis padres por enseñarme que las cosas se consiguen trabajando. Papá, no ha pasado ni un día desde que te fuiste que no me haya acordado de ti. Gracias por todo lo que me enseñaste. Mamá, gracias por darnos una lección de superación cada día.

A mi hermano Javier por compartir conmigo el proyecto de Podoactiva. Gracias por tu gran capacidad de trabajo, tu talento y tu complicidad. Es un lujo para mi caminar a tu lado.

Al resto de mi familia por estar allí siempre que os necesito.

A Antonio Laclériga por dirigir mi Tesis Doctoral y por los miles de sabios consejos que me ha dado a lo largo de mi vida profesional.

A Miguel Subirá por su ayuda constante y por compensar con su orden todo mi desorden.

A Alejandro Almenar, Andrés Mena y Antonio Gómez por toda vuestra ayuda a lo largo de este trabajo de investigación.

A todo el equipo de Podoactiva por hacerme sentir un verdadero privilegiado dirigiendo a este excepcional grupo de personas.

A todos los amigos que a lo largo de mi vida me habéis acompañado (los amigos de mi pueblo (Tierz), del Instituto, de la Universidad, de la música, de la enfermería, de la podología, de Podoactiva, del Real Madrid CF, etc.). Todos vosotros me habéis ayudado a crecer como persona y como profesional.

*“Está bien celebrar el éxito,
pero es más importante prestar atención a las lecciones del fracaso”*

Bill Gates

ÍNDICE

ÍNDICE DE FIGURAS	12
ÍNDICE DE TABLAS.....	14
RESUMEN	16
ABSTRACT.....	18
1. INTRODUCCIÓN	20
1.1. RECUERDO ANATÓMICO	22
1.1.1. El pie.....	22
1.1.2. La bóveda plantar y los arcos del pie	23
1.1.3. Musculatura intrínseca.....	27
1.1.4. La fascia y la aponeurosis plantar	28
1.2. ANATOMÍA FUNCIONAL DEL SISTEMA AQUILEO-CALCANEOPANTAR	31
1.2.1. Sistema Aquileo – calcáneo – plantar (SACP).....	31
1.3. CONCEPTOS HISTOLÓGICOS Y BIOMECÁNICOS DE LA FASCIA PLANTAR.....	36
1.3.1. Histología del tejido conjuntivo	36
1.3.2. Características mecánicas de la fascia plantar	37
1.3.3. La biomecánica de la fascia	39
1.3.4. Funcionamiento del Mecanismo de Windlass	41
1.4. LA MARCHA HUMANA.....	43
1.4.1. Desarrollo y fases del ciclo de la marcha	43
1.4.2. El periodo de soporte	44
1.4.3. El periodo de balanceo.....	46
1.4.4. Los mecanismos de mecedora – Los tres rockers de pie y tobillo	47
1.4.5. El papel de la fascia durante el segundo rocker.....	49
1.5. LAS TALALGIAS	50
1.5.1. Epidemiología.....	52
1.5.2. Diagnóstico.....	53
1.6. SISTEMAS DE ANÁLISIS DE LA MARCHA Y LA HUELLA PLANTAR.....	57
1.6.1. La baropodometría.....	57
1.6.2. Sistemas de obtención de la huella plantar	58
1.6.3. Las plataformas de presiones plantares.....	59
1.6.4. Las plantillas instrumentadas.....	59
1.6.5. Tipos de sensores	61
1.7. LA VALORACION BAROPODOMETRICA	62

ÍNDICE

1.7.1.	El análisis estático de presiones	62
1.7.2.	El análisis dinámico de presiones.....	64
1.7.3.	Factores determinantes de las presiones plantares	66
1.8.	INTRODUCCIÓN A LOS SISTEMAS DE ANÁLISIS DE LA PRESENTE TESIS DOCTORAL	67
1.8.1.	La plataforma Footwork Pro® en el análisis de la pisada	67
1.8.2.	Los análisis con la plataforma Footwork Pro®	68
1.9.	LA REDUCCIÓN DIMENSIONAL.....	74
2.	JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.....	78
3.	HIPÓTESIS	86
4.	OBJETIVOS DEL ESTUDIO	90
5.	MATERIAL Y MÉTODOS	94
5.1.	TIPO DE ESTUDIO.....	96
5.2.	DESARROLLO DEL ESTUDIO	96
5.3.	CRITERIOS DE SELECCIÓN.....	97
5.3.1.	Criterios de inclusión.....	97
5.3.2.	Criterios de exclusión	97
5.4.	POBLACION Y CARACTERÍSTICAS DE LOS GRUPOS DE ESTUDIO	98
5.5.	GRUPOS Y VARIABLES A ESTUDIO	99
5.6.	DATOS CLINICOS.....	101
5.7.	DATOS ANTROPOMÉTRICOS	102
5.8.	DATOS DEL ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA PISADA	102
5.9.	UTILIZACIÓN DE LOS MÉTODOS DE REDUCCIÓN DIMENSIONAL.....	103
5.9.1.	Métodos PCA (Principal Component Analysis) y KPCA (Kernel Principal Component Analysis) 106	
5.9.2.	El método Locally Linear Embedding (LLE).....	115
5.10.	ANÁLISIS ESTADÍSTICO LOS DATOS	117
6.	RESULTADOS.....	120
6.1.	ESTADISTICA DESCRIPTIVA Y COMPARATIVA.....	122
6.2.	ANALISIS DE LA SSD A TRAVES DE LA REDUCCION DIMENSIONAL	123
6.3.	ANALISIS DE LA SSD POR EL METODO PCA	126
6.4.	ANALISIS DE LA SSD POR EL METODO KPCA	127
6.5.	ANALISIS POR EL METODO LLE DE LA SSD.....	129
6.6.	ANALISIS DE LA ZONA DE TRANSICIÓN DE LA CLASIFICACIÓN.....	130
6.7.	CÁLCULO DE LA PRECISIÓN, SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DE LA PCA, KPCA Y LLE	133
7.	DISCUSIÓN	136

7.1.	LA REDUCCIÓN DIMENSIONAL	138
7.2.	INFLUENCIA DE LA ANATOMIA EN LA SSD	140
7.3.	CONSIDERACIONES BIOMECÁNICAS EN LA SSD	143
7.4.	LA CLASIFICACIÓN EXCLUSIVAMENTE CLINICA DE LOS SUJETOS A ESTUDIO	147
7.5.	LA INTUICIÓN DIAGNÓSTICA Y SU FUNDAMENTO PARA DEFINIR LA SSD	148
7.6.	EL MÉTODO LLE PARA LA CLASIFICACIÓN DE LA SSD EN LOS SUJETOS CASOS (PATOLÓGICOS) Y CONTROLES (SANOS)	149
8.	LIMITACIONES Y PUNTOS FUERTES DEL ESTUDIO	152
8.1.	LIMITACIONES	154
8.2.	FORTALEZAS	154
9.	PERSPECTIVAS FUTURAS DE APLICACIÓN	158
9.1.	UTILIDAD DE LA SSD EN LA PRÁCTICA CLÍNICA	160
9.1.1.	Aportación del presente estudio para el diseño de plantillas y otros sistemas inteligentes de la toma de magnitudes de la biomecánica de la marcha	162
10.	CONCLUSIONES.....	166
11.	REFERENCIAS	170
	ANEXOS	198
	ANEXO I – DOCUMENTO DE INFORMACIÓN PARA EL PARTICIPANTE	200
	ANEXO II – DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO	204
	ANEXO III – RESOLUCIÓN COMITÉ ETICO USJ	206
	ANEXO IV – PUBLICACIÓN EN JOURNAL OF BIOMECHANICS.....	208

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Subdivisiones del pie. De izquierda a derecha: Tarso; Metatarso; Falanges.	23
Figura 2. Representación esquemática de la bóveda plantar. Concepción antigua y actual.....	24
Figura 3. Arcos longitudinales del pie.	25
Figura 4. Arcos transversales del pie.....	26
Figura 5. Soporte para los arcos del pie.	27
Figura 6. Musculatura intrínseca del pie.....	27
Figura 7. Fascia plantar y aponeurosis.	30
Figura 8. Sistema Aquileo – calcáneo – plantar. Relación fascia-calcáneo-tríceps sural.	32
Figura 9. Diagrama de cuerpo libre. Rigidez a la dorsiflexión de la articulación del tobillo.	34
Figura 10. Interrelación de los componentes del Sistema Aquileo-calcáneo-plantar y la articulación del tobillo.	35
Figura 11. Deformaciones elásticas. A-Fuerzas de elongación; B-Fuerzas tangenciales; C-Fuerzas tangenciales y de elongación.	38
Figura 12. Fuerzas torsionales sobre el tejido aponeurótico.....	39
Figura 13. Mecanismo de Windlass sin activar y una vez activado.....	42
Figura 14. Fases de la marcha.	46
Figura 15. De izquierda a derecha (A-C) los 3 rockers de tobillo. En azul la musculatura activa, en rojo el eje de rotación.....	48
Figura 16. Tensiones de la fascia plantar durante el segundo rocker de pisada.	50
Figura 17. Plataforma Footwork Pro® (AM-Cube, Francia);.....	60
Figura 18. Distribución ideal en el análisis estático de presiones en el Software Footwork Pro®.....	64
Figura 19. Los 4 patrones principales de pisada dinámica en el Software Footwork Pro®. De izquierda a derecha patrón medial; medial-central; central; y central-lateral.....	65
Figura 20. Análisis estático de la pisada en el Software Footwork Pro®.....	68
Figura 21. Representación de la estabilometría en el Software Footwork Pro®.	69
Figura 22. Representación de las presiones dinámicas en el Software Footwork Pro®.	70
Figura 23. Curva de las fuerzas en el análisis dinámico-Software Footwork Pro®.....	71
Figura 24. Estudio de las fases en el análisis dinámico-Software Footwork Pro®.	71
Figura 25. Estudio de la velocidad en el análisis dinámico-Software Footwork Pro®.....	72
Figura 26. Definición de las zonas de estudio en el análisis dinámico-Software Footwork Pro®.	72
Figura 27. Visualización de la división del pie en 8 zonas de estudio en el análisis dinámico-Software Footwork Pro®. Arriba las zonas de estudio junto con las gráficas de fuerza; abajo el avance de la huella del paso, junto con las gráficas.	73
Figura 28. El problema de la reducción de la dimensionalidad no lineal. En la imagen se ilustra la reducción bidimensional de datos tridimensionales.	75

ÍNDICE DE FIGURAS Y TABLAS

Figura 29. Visualización integral presión-tiempo en el análisis dinámico-Software Footwork Pro®....	81
Figura 30. Visualización integral presión-tiempo en el análisis dinámico-Software Footwork Pro®....	82
Figura 31. Diagrama de flujo de los participantes.....	99
Figura 32. Esquema de la Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD) y los parámetros que la forman.....	101
Figura 33. Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD) a través del software Footwork Pro®.	104
Figura 34. Ilustración esquemática de las componentes de la Superficie de Simultaneidad Dinámica que serán contempladas para su análisis mediante reducción dimensional.	105
Figura 35. Ejemplo esquemático de algunos los tipos de Superficies de Simultaneidad Dinámica que se pueden encontrar con valles.	105
Figura 36. Reducción dimensional lineal del espacio mediante PCA.....	107
Figura 37. Distribución de datos/puntos no lineal mostrada a través de PCA.	108
Figura 38. Espiral desplegada y alineada.	108
Figura 39. Espiral en su espacio original.	109
Figura 40. Clasificación de datos no lineales mediante KPCA (comparativa con PCA).	114
Figura 41. Visualización de los resultados en una sola dimensión.	117
Figura 42. SSD de los sujetos sanos (controles).	124
Figura 43. SSD de los sujetos patológicos (casos).	124
Figura 44. SSD de todos los sujetos analizados. En negro las SSD de los sujetos casos, en rojo las SSD de los sujetos controles.....	125
Figura 45. Simplificación tridimensional de los datos originales. Sujetos patológicos (azul) y sanos (rojo).....	126
Figura 46. clasificación de los datos mediante el método PCA en dos dimensiones (izquierda) y en tres dimensiones (derecha).....	126
Figura 47. Kernel función lineal.....	127
Figura 48. Kernel función polinomial.	128
Figura 49. Kernel función gaussiana.....	128
Figura 50. Reducción dimensional de las SSD a través del método LLE. En negro, los sujetos patológicos (casos), en rojo, los sujetos sanos (controles).	130
Figura 51. Superficies de Simultaneidad Dinámica de dos sujetos de la zona de transición. En negro, los sujetos patológicos (casos), en rojo, los sujetos sanos (controles).	131
Figura 52. Superficies de Simultaneidad Dinámica esquemáticas de dos sujetos de la zona de transición. En negro, los sujetos patológicos (casos), en rojo, los sujetos sanos (controles).....	132
Figura 53. Superficies de simultaneidad dinámica tanto de sujetos sanos como patológicos. La distinción a simple vista de unos y otros resulta imposible.....	146
Figura 54. Representación esquemática de las áreas de clasificación del método LLE. En negro, la zona de los casos, en rojo, la de los sujetos sanos y delimitada por la elipse blanca la Zona de incertidumbre.....	161
Figura 55. Concepto de plantilla sensorizada inteligente (Smart Insole Podoactiva®).....	163

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Criterios de inclusión.....	97
Tabla 2. Características basales de la muestra por grupo de estudio.....	122
Tabla 3. Variables resultado por grupo de estudio.....	123
Tabla 4. Variables resultado comparando sujeto sano con patológico.....	132
Tabla 5. Precisión, sensibilidad y especificidad de la PCA, KPCA y LLE.....	134

RESUMEN

Encontrar una herramienta que permita establecer de forma objetiva el dolor ha sido siempre una quimera. Tal es el caso de la talalgia, dolor de la zona posterior del pie que sabemos se manifiesta muy comúnmente en corredores amateurs y que se manifiesta de forma muy discordante en las pruebas diagnósticas convencionales, ya puede existir mucho dolor en ausencia de patología o no existir dolor ante hallazgos diagnósticos muy evidentes.

Durante mi práctica clínica he observado con mucha frecuencia la existencia cambios constantes podométricos, principalmente durante el segundo rocker del ciclo de la marcha, cuando todo el pie está en contacto con el suelo en aquellos sujetos afectados de dolor en el talón. Tales cambios son difíciles de concretar con las herramientas estadísticas convencionales al incluir múltiples variables simultánea.

Fruto de estas observaciones, en esta tesis defino la Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD) como el área formada por 4 dimensiones: el Tiempo de Simultaneidad Dinámica (TSD), la pendiente de subida (α), la pendiente de bajada (β) y la altura (h). Para analizarla, es la primera vez que en la literatura se utilizan herramientas de reducción dimensional para el estudio de la marcha.

La presente investigación incluye 64 sujetos divididos en un grupo de casos libres de patología (n=32) y en otro de controles con dolor en el talón (n=32). Las SSD del segundo rocker de los 64 sujetos se obtuvieron utilizando el software de la plataforma de presiones Footwork Pro®. La SSD fue reducidas con éxito a una dimensión mediante herramientas de reducción dimensional: Principal Component Analysis (PCA), Kernel Principal Component Analysis (KPCA) y Locally Linear Embedding (LLE) y se clasifico distinguiendo entre sujetos que presentaban dolor en el talón frente a los que no lo tenían. Se destaca el método LLE, como el más preciso (87,5%) y específico (87,1%), mientras que KPCA fue el más sensible (93,75%).

Así, esta tesis abre la puerta a futuras investigaciones y análisis mediante el uso de esta herramienta, que tiene un importante potencial no solo cómo método diagnóstico, sino también para realizar un seguimiento del tratamiento y en la prevención de lesiones.

RESUMEN – ABSTRACT

Palabras clave: Análisis de la marcha; Dolor en el talón; Segundo rocker; Reducción dimensional; Presiones plantares; Superficie de Simultaneidad Dinámica. Locally Linear Embedding. Kernel Principal Component Analysis. Principal Component Analysis.

ABSTRACT

Finding a tool that allows pain to be established objectively has always been a chimera. Such is the case of Talalgia, pain in the posterior area of the foot which we know is very common in amateur runners and which manifests itself in a very discordant way in conventional diagnostic tests, as there may be a lot of pain in the absence of pathology or there may be no pain in the face of very obvious diagnostic findings.

During my clinical practice I have frequently observed constant podometric changes, mainly during the second rocker of the gait cycle, when the whole foot is in contact with the ground in those subjects affected by heel pain. Such changes are difficult to specify with conventional statistical tools as they include multiple simultaneous variables.

As a result of these observations, in this thesis I define the Dynamic Simultaneity Surface (DSS) as the area formed by 4 dimensions: The Dynamic Simultaneity Time (DST), the uphill slope (α), the downhill slope (β) and the height (h). To analyse it, this is the first time that dimensional reduction tools have been used in the literature for the study of gait.

The present investigation included 64 subjects divided into a group of pathology-free cases (n=32) and a group of controls with heel pain (n=32). The SSD of the second rocker of the 64 subjects was obtained using the Footwork Pro® pressure platform software. The SSD was successfully reduced to one dimension using dimensional reduction tools: Principal Component Analysis (PCA), Kernel Principal Component Analysis (KPCA) and Locally Linear Embedding (LLE) and classified by distinguishing between subjects who had heel pain versus those who did not. The LLE method was found to be the most accurate (87.5%) and specific (87.1%), while KPCA was the most sensitive (93.75%).

Thus, this thesis opens the door to future research and analysis using this tool, which has significant potential not only as a diagnostic method, but also for treatment monitoring and injury prevention.

Key words: Gait analysis; Heel pain; Second rocker; Dimensional reduction; Plantar pressure; Dynamic Simultaneity Surface; Locally Linear Embedding. Kernel Principal Component Analysis. Principal Component Analysis.

1. INTRODUCCIÓN

El pie es el soporte del cuerpo humano, su estructura posibilita la bipedestación y sobre todo que el ser humano se pueda desplazar y con ello la capacidad de usar el aparato locomotor. La bóveda plantar, con sus puntos de apoyo en el talón y metatarsianos determina la capacidad funcional del pie humano (Menz y Munteanu, 2005). El pie es el encargado de desempeñar, entre otras, dos funciones esenciales: trabajar como mecanismo propulsor durante la marcha y como soporte del peso corporal repartiendo las cargas corporales a través del astrágalo hacia retro y antepié. Como se describirá más adelante, la fascia plantar desempeña un papel fundamental en toda esta biomecánica podal (Schünke et al., 2015).

La regulación y la organización de todos los sistemas del aparato locomotor, así como su sostén, dependen de la existencia de tejido conectivo. La constante sollicitación de las fascias contribuye a optimizar las relaciones anatómicas tisulares, transmitiendo y amortiguando las fuerzas generadas por el trabajo muscular (Ricard y Turrina, 2016).

1.1. RECUERDO ANATÓMICO

La descripción anatómica de las estructuras que conforman la región más distal del miembro inferior, es decir el pie, resulta de especial relevancia para el adecuado desempeño de esta investigación. De esta forma, en las siguientes páginas van a ser definidas las principales características de la constitución y arquitectura del pie, la fascia y la aponeurosis plantar, haciendo hincapié en los conceptos anatomo-fisiológicos relacionados con estas últimas.

1.1.1. El pie

El pie representa la región más distal del cuerpo humano y comprende todas las estructuras que se sitúan por debajo de la articulación del tobillo. Se encuentra formado por 26 unidades óseas a las que se les añade una cantidad variable de huesos sesamoideos y accesorios. Unidos entre sí constituyen articulaciones diversas en configuración y grados de movilidad, cuya estabilidad y congruencia está asegurada por los ligamentos de interconexión y las cápsulas articulares (Figura 1). Catorce son las piezas óseas que configuran los dedos, y tres de ellas, denominadas 1ª, 2ª y 3ª falanges, contribuyen a la construcción de los cuatro dedos laterales. El primer dedo consta únicamente de dos falanges. Las regiones restantes del pie están configuradas con doce huesos: siete constituyen el tarso y cinco el metatarso. El tarso lo forman el astrágalo, calcáneo, cuboides, escafoides y las tres cuñas. El metatarso

INTRODUCCIÓN

lo forman cinco huesos largos, denominados metatarsianos, que se designan con los números ordinales de medial a lateral, es decir, del primero al quinto (Llanos y Vallejo, 2007). (Drake et al., 2005; Gómez, 2013).

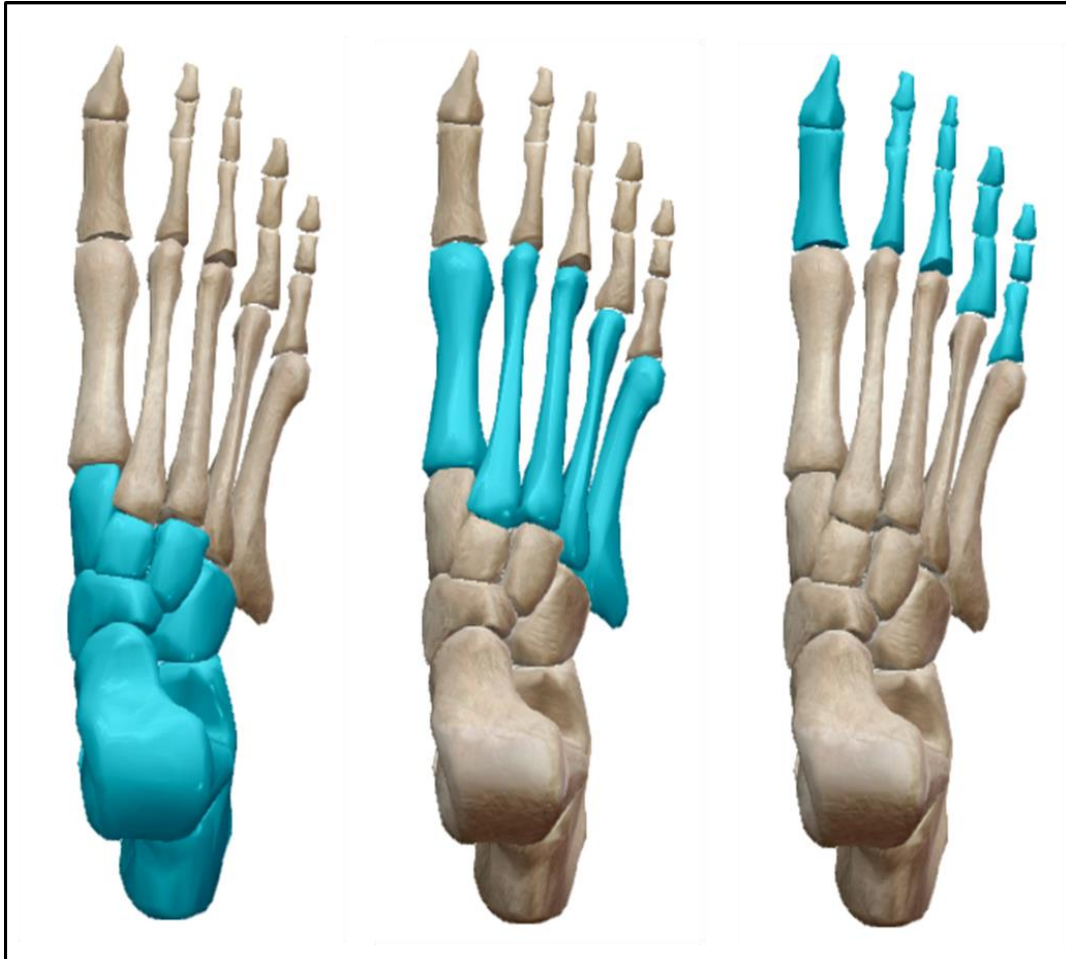


Figura 1. Subdivisiones del pie. De izquierda a derecha: Tarso; Metatarso; Falanges.
Modificada de Argosy Medical Animation, 2007-2009.

1.1.2. La bóveda plantar y los arcos del pie

La disposición de los huesos del pie dada la morfología de cada uno y su unión para configurar las diferentes articulaciones que le dan forma, no resulta en una estructura dispuesta en un plano horizontal, sino en un esqueleto con forma de bóveda, la bóveda plantar (Drake et al., 2005; Schünke, et al., 2015). La cual tiene la función de absorber y distribuir hacia el suelo las fuerzas descendentes del cuerpo y amortiguar aquellas proporcionales, de igual dirección, pero sentido contrario, ascendentes, procedentes de las diferentes superficies sobre las que se mueve el pie (fuerzas de

reacción del suelo). (Drake et al., 2005; Kapandji, 2010; Newton, 1687). La bóveda plantar es, en definitiva, como señala Kapandji (2010), la mejor transmisión del peso del cuerpo al suelo y un amortiguador indispensable para una marcha flexible.

Considerada en su totalidad, la bóveda según Viladot (2000), tiene forma de media concha abierta por la parte interna, quedando la semiesfera completada con la mitad del otro pie. Esta morfología tan característica es la más perfecta que el pie podría tener para realizar con el mínimo gasto de energía sus funciones (Viladot, 2000) (Figura 2).

Su configuración ha sido clásicamente definida como una semi-bóveda apoyada en tres puntos (cabeza de M1, cabeza de M5 y tuberosidades posteriores del calcáneo), entre los cuales quedaban determinados los tres arcos que sostenían la bóveda: dos arcos longitudinales (uno externo y otro interno) y un arco transversal anterior, es decir quedaba configurado una especie de “trípode” (Drake et al., 2005; Kapandji, 2010; Schünke et al., 2015). Pero, en 1930 y 1935 D. J. Morton demostró la presencia de apoyo en el resto de las cabezas metatarsales, siendo está la concepción de la bóveda plantar en la que se basan hoy en día la mayoría de los profesionales de la podología (Llanos Alcazar, 1987; Morton, 1930; 1935) (Figura 2).

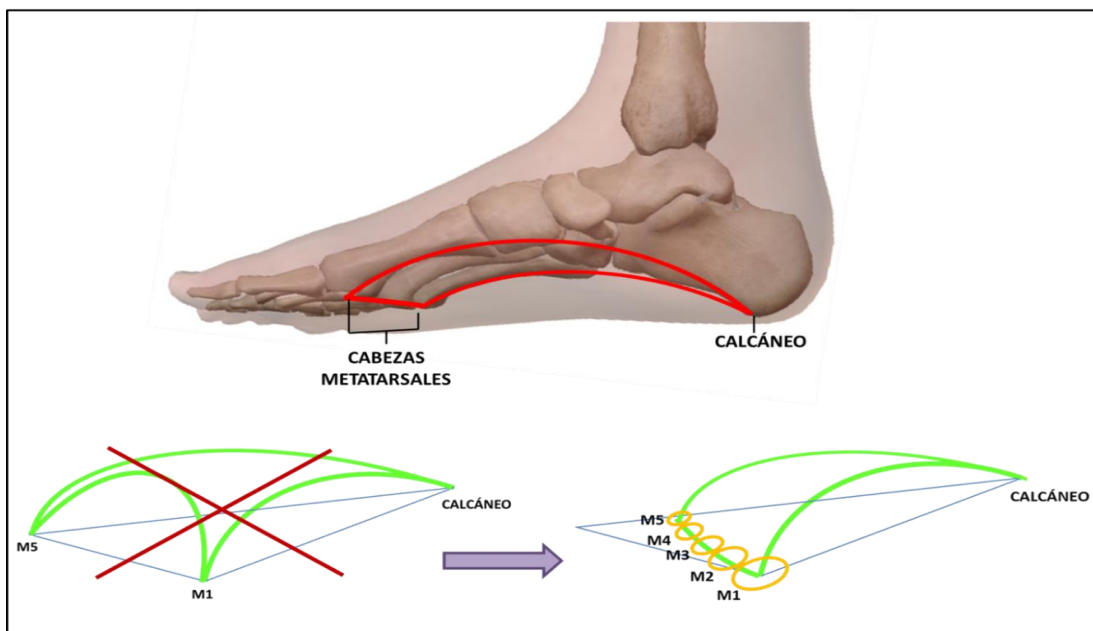


Figura 2. Representación esquemática de la bóveda plantar. Concepción antigua y actual.

INTRODUCCIÓN

De esta forma fue aceptado el hecho de que el arco anterior transverso no se correspondía con un “diseño” arquitectónico ni mecánico sostenible y de que el apoyo sobre las cabezas metatarsianas muestra en posición de apoyo una alineación frontal que se basa en la transferencia de una carga definida para cada cabeza, que es disipada y repartida por el almohadillado de tejido blando plantar (Llanos Alcazar, 1987). Así pues, en relación con su configuración, la bóveda se encuentra formada por una serie de arcos longitudinales y transversales (Viladot, 2000) Figuras 3 y 4.

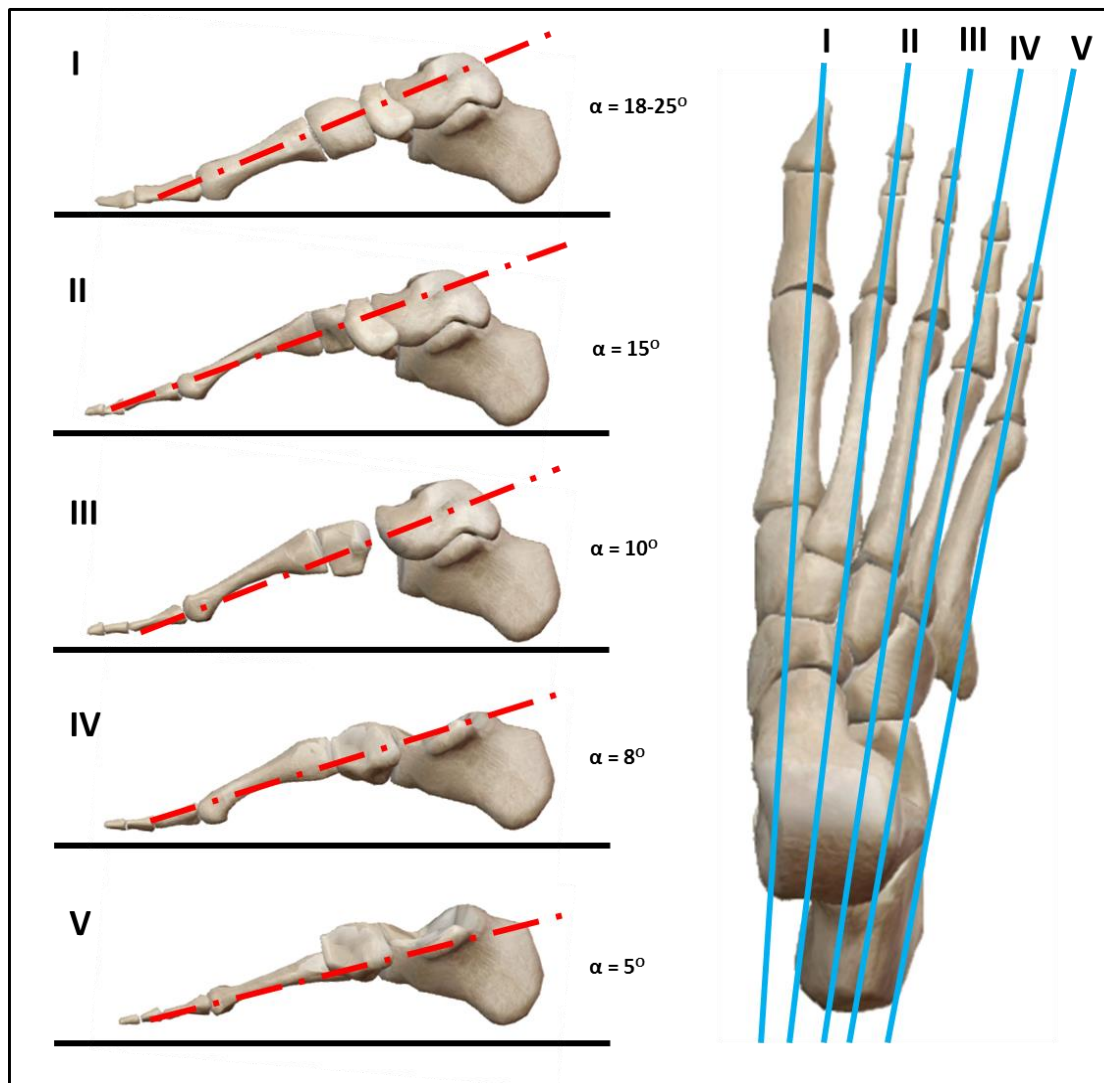


Figura 3. Arcos longitudinales del pie.
Modificada de Viladot, 2000.

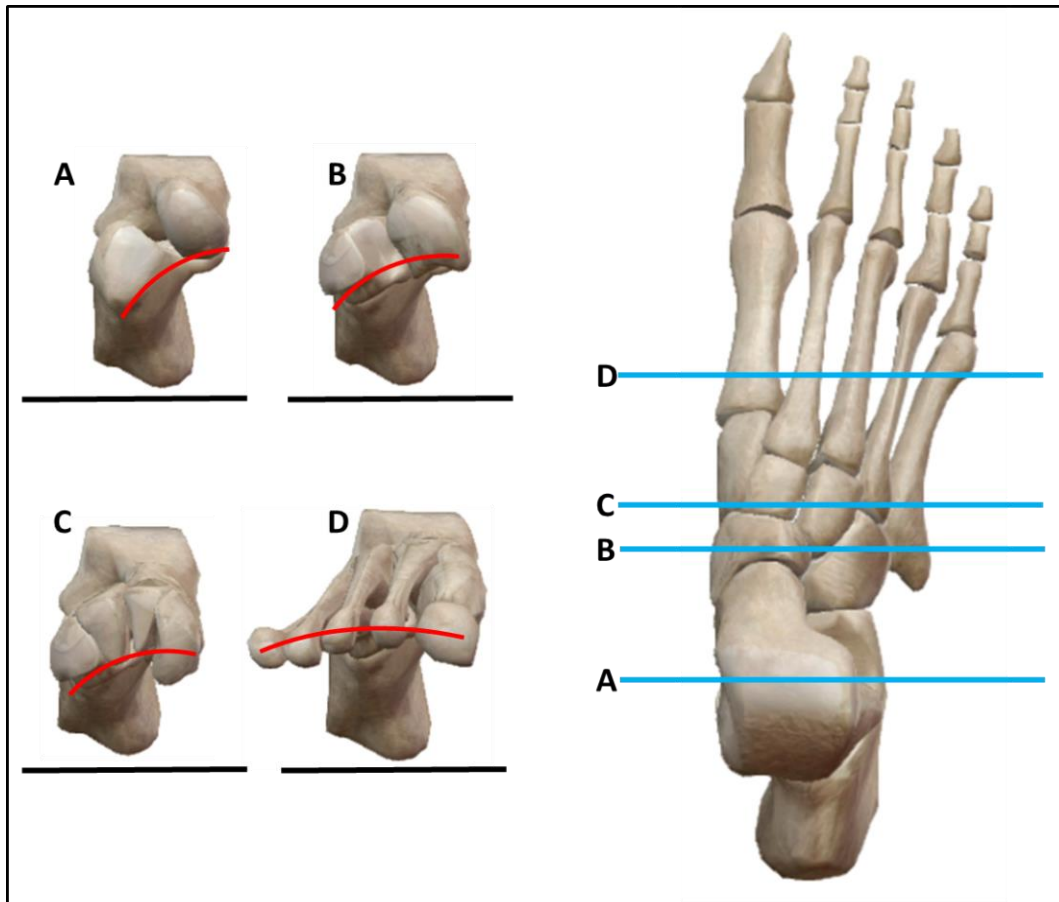


Figura 4. Arcos transversales del pie.
Modificada de Viladot, 2000.

Los arcos del pie, anteriormente mencionados, se mantienen en correcta posición anatómico-fisiológica gracias a una serie de estructuras estabilizadoras activas y pasivas, los músculos y ligamentos, respectivamente, que los sostienen (Figura 5). Los ligamentos son principalmente los encargados de resistir las fuerzas violentas de corta duración que afectan a la estructura de la bóveda, en cambio los músculos se oponen a las deformaciones prolongadas (Kapandji, 2010). Es importante destacar la morfología ósea de todas las “piezas” del pie, que al encajar como si de un rompecabezas se tratara mantienen por sí solas la arquitectura podal fijadas cranealmente por la pinza maleolar (Viladot, 2000).

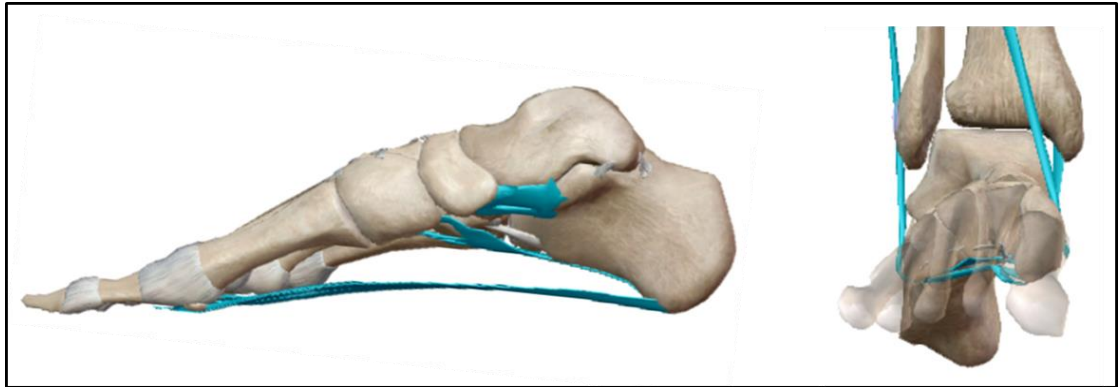


Figura 5. Soporte para los arcos del pie.
Modificada de Argosy Medical Animation, 2007-2009.

1.1.3. Musculatura intrínseca

En el pie hay propiamente 20 músculos individuales, estando localizados 14 de ellos en la cara plantar, 2 en la dorsal y 4 en una posición intermedia. Ascendiendo desde la superficie plantar del pie, los músculos de la planta se disponen en cuatro compartimentos correspondientes con cuatro capas (planos) de tejido muscular (Figura 6), que son visibles una vez eliminada la aponeurosis plantar, incluido el ligamento metacarpiano transversal superficial (Moore, et al., 2013; Drake et al., 2005; Kapandji, 2010; Schünke et al., 2015).

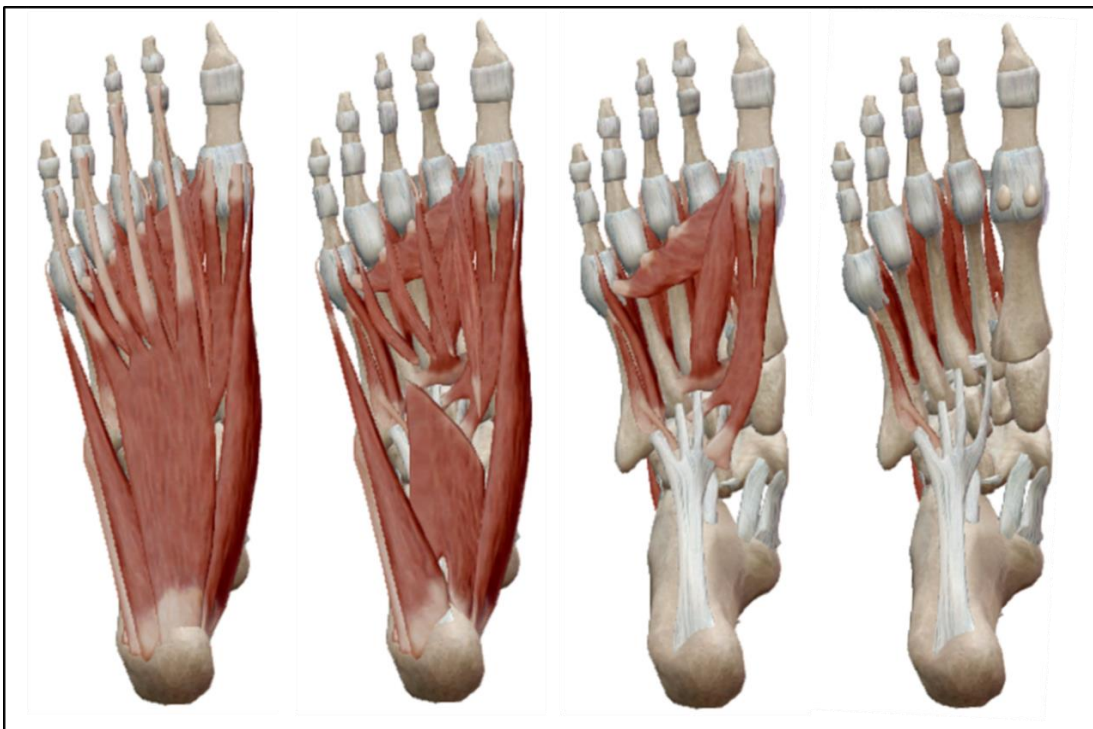


Figura 6. Musculatura intrínseca del pie.
Modificada de Argosy Medical Animation, 2007-2009.

Los músculos del pie, a pesar de su disposición en planos o compartimentos, realizan su función principalmente como un único grupo encargado de sostener la bóveda plantar durante la fase de apoyo en la bipedestación. Su función por consiguiente es fundamentalmente la de oponerse a las fuerzas que tienden a reducir los arcos longitudinales, cuando el tobillo recibe peso y lo transmite hacia el talón y las cabezas metatarsales, extremos posterior y anterior del arco, respectivamente (Moore et al., 2013).

En su actuación de forma individual, los músculos del pie poseen escasa relevancia, ya que la mayoría de las personas no necesitan controlar de forma precisa ni específica las acciones de los dedos del pie. Razón por la cual son efectivos principalmente en la fijación del pie frente al aumento de la presión aplicada contra el suelo en los diferentes puntos de la superficie plantar o de los dedos para el mantenimiento del equilibrio y no para la producción aislada de movimientos individuales (Moore et al., 2013).

1.1.4. La fascia y la aponeurosis plantar

En el pie existen grandes diferencias en la textura de la piel tanto en su grosor y resistencia, como en relación con las fascias superficiales y profundas que lo recubren dependiendo de las funciones de cada tejido: reparto del peso, contacto con superficies, compactación y compartimentación de las estructuras, etc. De esta forma la “piel del dorso del pie” es más fina y menos sensitiva que la de la planta. El recubrimiento de esta zona está, a nivel del talón, sometido a presiones elevadas, por lo que ahí el almohadillado es más grueso. El tejido subcutáneo plantar es más fibroso que el de las otras áreas del pie. Una serie de retináculos dividen este revestimiento en áreas hinchadas de tejido adiposo, con función de amortiguación, acolchamiento y absorción de impactos (Moore et al., 2013).

Sobre la cara dorsal del pie se distinguen tres planos aponeuróticos (Figura 7): Aponeurosis superficial, que recubre los tendones de los extensores, fijándose lateralmente a los bordes externo e interno del pie, donde confluye con la aponeurosis plantar; Aponeurosis del pedio, la cual es un desdoblamiento de la anterior, recubre el pedio, los vasos pedios y el nervio tibial anterior; y la aponeurosis profunda o interósea dorsal, que separa el ligamento anular del tarso y recubre la cara dorsal de los metatarsianos y de los músculos interóseos (Ricard y Turrina, 2016). Así pues, la fascia profunda del pie es delgada en el dorso y se continúa por las caras lateral y posterior del pie con el

INTRODUCCIÓN

tejido fascial plantar. Este último consta de dos capas, una superficial y otra profunda (Ricard y Turrina, 2016).

La aponeurosis superficial se ubica directamente bajo la dermis, de la cual está separada por una gruesa capa de tejido adiposo subcutáneo (Ricard y Turrina, 2016), que constituyen la resistente aponeurosis plantar: haces de denso tejido fibroso orientados longitudinalmente y dispuestos en serie, que recubren los músculos plantares. Originada en su porción posterior en el calcáneo, la aponeurosis plantar actúa como ligamento superficial. Dividida en cinco bandas, sus fibras de colágeno rodean las vainas fibrosas de los tendones de los músculos flexores de los dedos. En la parte anterior se refuerza con fibras del ligamento metatarsiano transversal superficial que une las cabezas de los cinco metatarsianos (Moore et al., 2013). Recubre los músculos superficiales de los tres grupos musculares de la región plantar, quedando dividida en tres partes: media, interna y externa, las cuales se corresponden con los tres grupos musculares de la planta del pie (media, interno y externo) Bouchet y Cuilleret, 1979).

La aponeurosis plantar media consta de una gruesa porción central constituida por fibras transversas y longitudinales, de aspecto nacarado, gruesa en su parte posterior y más delgada en anterior, es muy resistente. Se trata de un sistema que se inserta en la cubierta colágena del periostio calcáneo, continuándose por tanto con el resto de estructuras ancladas en la superficie del hueso. Rodeando todo lo que es el talón, desde la superficie más anterior e inferior se observa, avanzando hacia dorso-craneal, como la fascia se une al tendón de Aquiles (Myers, 2014). En anterior finaliza a nivel de las articulaciones metatarsofalángicas y por los laterales se comunica con las aponeurosis plantares interna y externa Bouchet y Cuilleret, 1979).

La aponeurosis plantar externa es gruesa por detrás y delgada hacia delante, al contrario que la interna. Ambas se insertan en posterior en la tuberosidad correspondiente del calcáneo, en ambos laterales de la aponeurosis media, tal como se ha mencionado en el párrafo anterior. Hacia delante se confunden con la cintilla pre-tendinosa de la aponeurosis plantar media y con las vainas tendinosas del primero y del quinto dedo del pie (interna y externa, respectivamente). Cada una de ellas se continúa con la aponeurosis dorsal, a través de la unión y adhesión con su borde correspondiente del pie (Bouchet y Cuilleret, 1979).

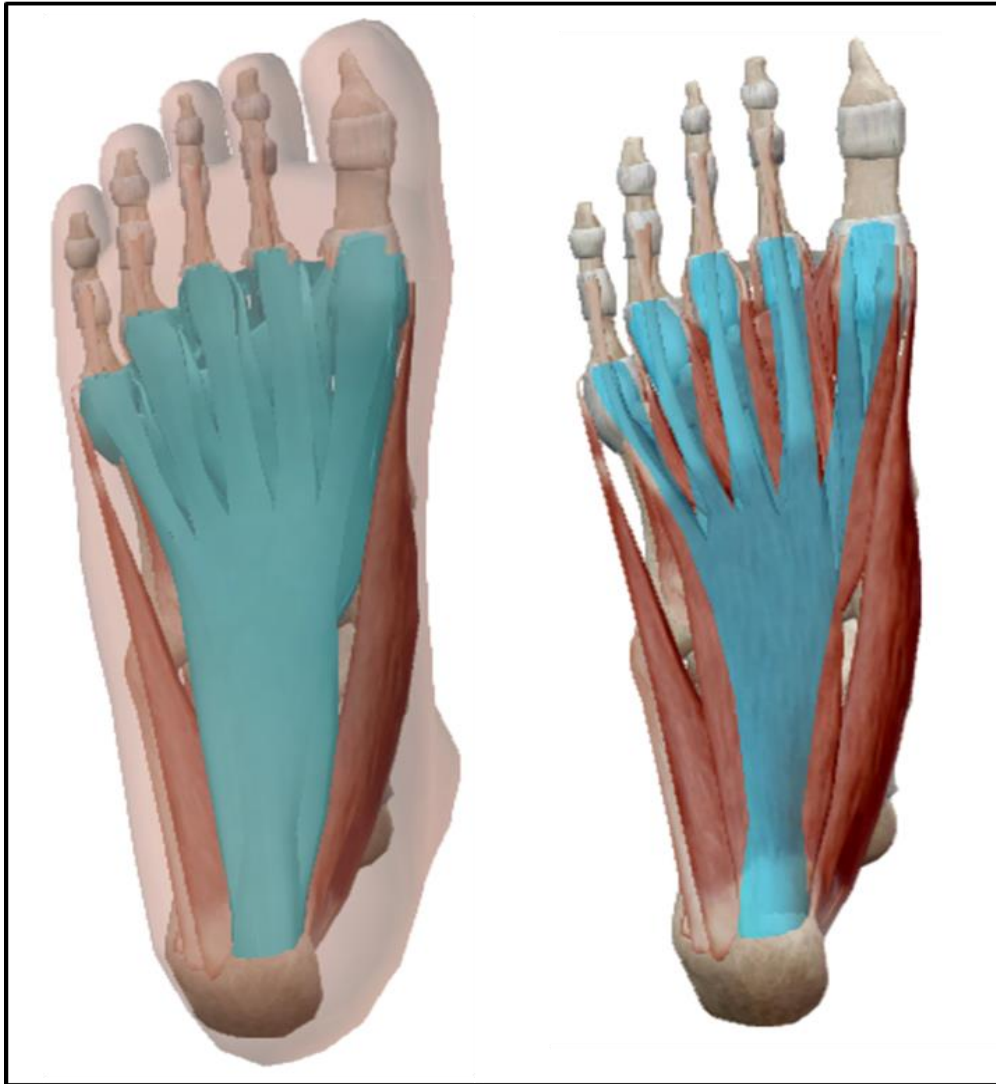


Figura 7. Fascia plantar y aponeurosis.
Modificada de Argosy Medical Animation, 2007-2009.

Por otro lado, la aponeurosis profunda recubre los músculos interóseos y se extiende transversalmente desde el borde inferior del primer metatarsiano hasta el borde inferior del quinto, confundiéndose en su región más anterior con el ligamento metatarsiano profundo (Bouchet y Cuilleret, 1979; Ricard y Turrina, 2016).

La fascia plantar mantiene la unión de las diferentes capas de la piel, protege frente a lesiones y sirve de ayuda en el mantenimiento de la tensión de los arcos que constituyen la bóveda plantar, tanto en la biomecánica estática como en la dinámica (Moore et al., 2013; Myers, 2014).



1.2. ANATOMÍA FUNCIONAL DEL SISTEMA AQUILEO-CALCÁNEO-PLANTAR

Las cadenas musculares son agrupaciones funcionales de grupos musculares cuyo trabajo coordinado permite la relación del cuerpo con el medio que lo rodea a través de la ejecución de la inmensa variedad de movimientos posibles en el conjunto corporal y de la adopción de diversas posturas (Seco, 2016b). Aunque este concepto no solo se refiere a la realización de acciones conjuntas de las componentes del sistema, sino al cuerpo como una unidad receptora, transmisora y conductora de estímulos, es decir, una lesión en la parte más distal del cuerpo (pie), puede llevar a compensaciones en un nivel mucho más proximal como puede ser la columna cervical (Myers, 2014).

1.2.1. Sistema Aquileo – calcáneo – plantar (SACP)

Conociendo el influjo que ejercen unas estructuras sobre otras, en el pie, a nivel del talón, representando el conjunto más distal de la línea posterior superficial (Myers, 2014), se halla la relación entre el complejo gastrocnemio – sóleo (tríceps sural) y la fascia plantar, formándose el sistema Aquileo – calcáneo – plantar (Arandes y Viladot, 1953) (Figura 8). Este, se encuentra conjugado por tres elementos que conforman una unidad tendinosa – ósea – aponeurótica, y que son: el tendón de Aquiles, el hueso calcáneo y la aponeurosis plantar, respectivamente. Este cúmulo se encarga básicamente de colocar el pie en posición de puntillas, esencial para la fase de despegue de la marcha normal, así como para la ejecución de otros movimientos naturales del ser humano como el salto o la carrera (Viladot, 2000).

El sistema Aquileo – calcáneo – plantar fue descrito en 1953 por los profesores R. Arandes y A. Viladot a través de una serie de análisis ontogénicos y filogenéticos, que determinaron la existencia del conjunto debido a que se puede apreciar la continuidad conjuntiva entre el tendón de Aquiles y la aponeurosis plantar (Leal, 2010). A través de su estudio, ambos investigadores descubrieron la conexión funcional entre el tendón calcáneo, la fascia plantar y los músculos flexores cortos del pie, lo que significa que el sistema posterior trabecular del calcáneo funciona como un gran hueso sesamoideo, como lo hace la patella en la rodilla, transmitiendo la potencia flexora del tríceps sural al antepié (Arandes y Viladot, 1953; Viladot, 2000).



Figura 8. Sistema Aquileo – calcáneo – plantar. Relación fascia-calcáneo-tríceps sural. Modificada de Argosy Medical Animation, 2007-2009.

Un estudio posterior sobre el desarrollo embriológico del tendón de Aquiles en el que se verificó la continuidad de las fibras colágenas con las de la fascia plantar, permitió confirmar las observaciones realizadas por ambos docentes (Shaw et al., 2008). Se estima que tras millones de años de evolución un tendón único se habría terminado convirtiendo en dos estructuras diferentes, pero cuyas propiedades deberían ser similares. Se define, por tanto, que el SACP es una entidad transmisora de las cargas del tendón de Aquiles a la superficie podal inferior. Donde se considera la fascia como una continuación de la inserción del tríceps sural bajo la planta del pie, a la cual llega la fuerza procedente del tendón de Aquiles a través de la tuberosidad posterior del calcáneo (Leal, 2010; Shaw et al., 2008).

INTRODUCCIÓN

En relación con la marcha, durante la fase de apoyo, la aponeurosis plantar ejerce una función esencial en la transmisión de las cargas entre el retropié y el antepié, y especialmente en la transferencia de fuerzas del tendón calcáneo al antepié (SACP), en la última fase de apoyo de la marcha (Cheng et al., 2008). Durante la dinámica, en la fase de contacto, en el momento del choque del talón las fuerzas de reacción del suelo actúan principalmente en el retropié. En ese instante el músculo tríceps sural está relajado, al igual que el tendón de Aquiles y la fascia, no tienen tensión. Conforme el pie progresa en la fase de apoyo, se produce un trabajo activo de los gastrocnemios, lo que lleva al tendón a traccionar de la tuberosidad calcánea y las fuerzas de reacción del suelo emergen en el antepié. La fuerza del tendón de Aquiles ralentiza el desplazamiento de la tibia sobre el pie mediante la creación de un momento de fuerza flexor plantar de tobillo, oponiéndose a la flexión dorsal. Es ahí cuando la fascia aumenta su tensión para limitar el colapso del pie, resistiendo el aplanamiento del arco. Cuando el pie entra en la fase propulsora del ciclo de la marcha, el talón despega del suelo, concentrándose todas las fuerzas de retracción del suelo en el antepié (Huerta, 2014; Spooner, 2009).

Este concepto, de interconexión, de grupos anatómicos y no de unidades aisladas, permite explicar el vínculo existente entre el aumento de tensión en las estructuras conectivas plantares asociada con el acortamiento de la musculatura posterior de la pierna. La reducción de la longitud del músculo gastrocnemio ya sea de forma congénita o adquirida, es la causa más común de la disminución del ángulo de dorsiflexión de tobillo (Banks et al., 2001; DiGiovanni et al., 2002), cuyo rango normal oscila entre los 5 y 10° (Baggett y Young, 1993; DiGiovanni et al., 2002; Rome, 1996; Saxena, y Kim, 2003). Esta disfunción viene provocada fundamentalmente por: sedestación prolongada, dormir en posición de decúbito supino o prono, el continuo uso de zapato de tacón, etc. Las anteriores posturas provocan, ya sea implicando la parte proximal o distal, un acercamiento del origen y la inserción del tríceps sural. Es por ello por lo que su mantenimiento posicional de forma prolongada y en determinadas ocasiones también conjunta (ej: sentado y calzando tacones, a la vez), va a conducir a las fibras de la musculatura posterior de la pierna a una respuesta de acomodación, que será el acortamiento. Sin un estiramiento regular el músculo puede progresivamente con el envejecimiento ir reduciéndose y adquiriendo mayor rigidez paulatinamente, lo que será percibido como una resistencia al movimiento de flexión dorsal de tobillo, que repercutirá en la fascia plantar (Alfaro Santafé, 2017; Huerta, 2014; Kuo et al., 2013; Seco, 2016a; Sellers et al., 2010).

El acortamiento del músculo tríceps sural produce un incremento reflejo de la tensión en el tendón de Aquiles, lo que es percibido como una mayor resistencia y limitación hacia el movimiento de FD de la articulación del tobillo (Huerta, 2014). Es importante entender que el aumento de tensión en el

tendón se puede producir de dos formas: Activamente mediante la contracción de la musculatura posterior, o pasivamente debido a un movimiento de FD excesivo y/o por el acortamiento del complejo músculo-tendinoso (Huerta, 2014). Durante el desarrollo de actividades normales de soporte de carga, aquellos individuos cuya unidad gastrocnemios-sóleo se encuentre en acortamiento, ejercerán una mayor tensión pasiva sobre el tendón de Aquiles, en comparación con sujetos cuya musculatura tenga una longitud normal. El incremento de las fuerzas tensionales en el tendón calcáneo ante situaciones de puesta en carga provoca un mayor número de momentos plantarflexores en el retropié al mismo tiempo que eleva las fuerzas de reacción del suelo en el antepié aumentando los momentos dorsiflexores del antepié hacia el retropié. Por lo tanto, en un individuo con acortamiento de la musculatura posterior la combinación de los momentos plantarflexores del retropié y los dorsiflexores del antepié a causa del incremento en la tensión muscular incrementa a su vez la tensión pasiva de la fascia plantar, en comparación con sujetos sin este problema (Figura 9) (Huerta, 2014).

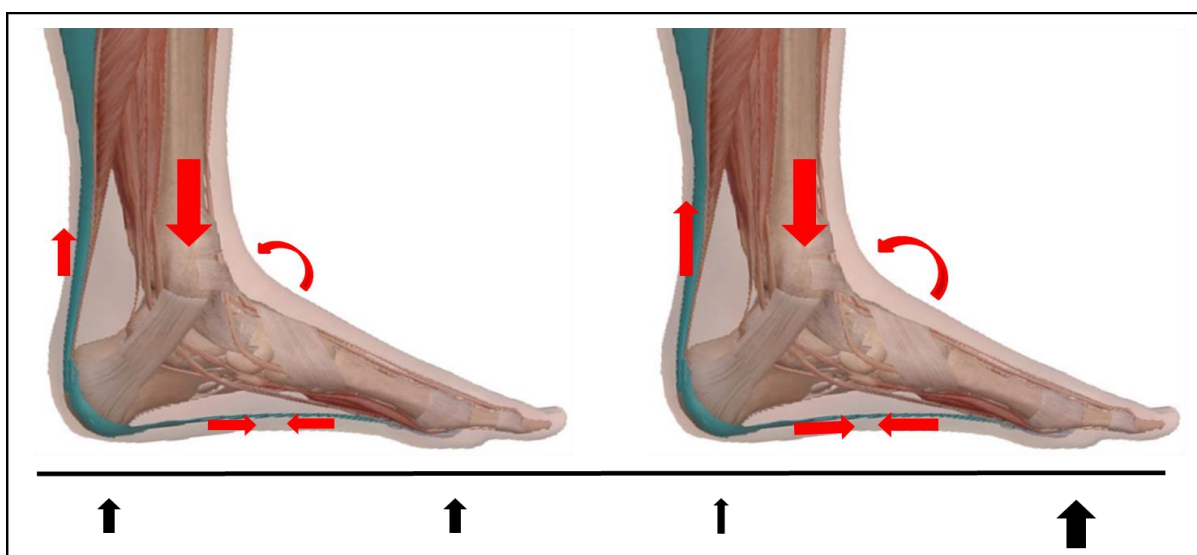


Figura 9. Diagrama de cuerpo libre. Rigidez a la dorsiflexión de la articulación del tobillo.
Modificada de Huerta, 2014.

Los anteriores conceptos dan una explicación mecánica coherente acerca de numerosas afecciones podales como la fascitis plantar (Patel y DiGiovanni, 2001), las metatarsalgias (Hills, 1995), o la enfermedad de Sever (Alfaro, 2017; Alfaro et al., 2017), observadas en pacientes que presentan acortamiento en el conjunto gastrocnemios-sóleo. Según esto, Patel y DiGiovanni (2001) y Riddle et al. (2003), establecieron una clara relación entre la limitación de la FD de la articulación talocrural medida clínicamente y la fascitis plantar. Riddle et al. (2003), en su estudio de casos y controles descubrió, que

INTRODUCCIÓN

aquellos sujetos casos con un ángulo de FD inferior a 0° tuvieron un odds ratio (OR) del 23,3 de padecer fascitis plantar en comparación con individuos con 10° de FD. Patel y DiGiovanni (2001) demostraron que en una muestra de 254 pacientes con fascitis plantar el 83% tenía una limitación del ángulo de FD de tobillo debido a que presentaban acortamiento del tríceps sural (Figura 10). Esta conexión permite explicar de igual forma, los beneficios del estiramiento de la cadena posterior en el tratamiento de la fascitis plantar, cuya efectividad ha sido comprobada en estudios aleatorios controlados (Barry, et al, 2002; DiGiovanni et al, 2003; Huerta, 2014; Myers, 2014).

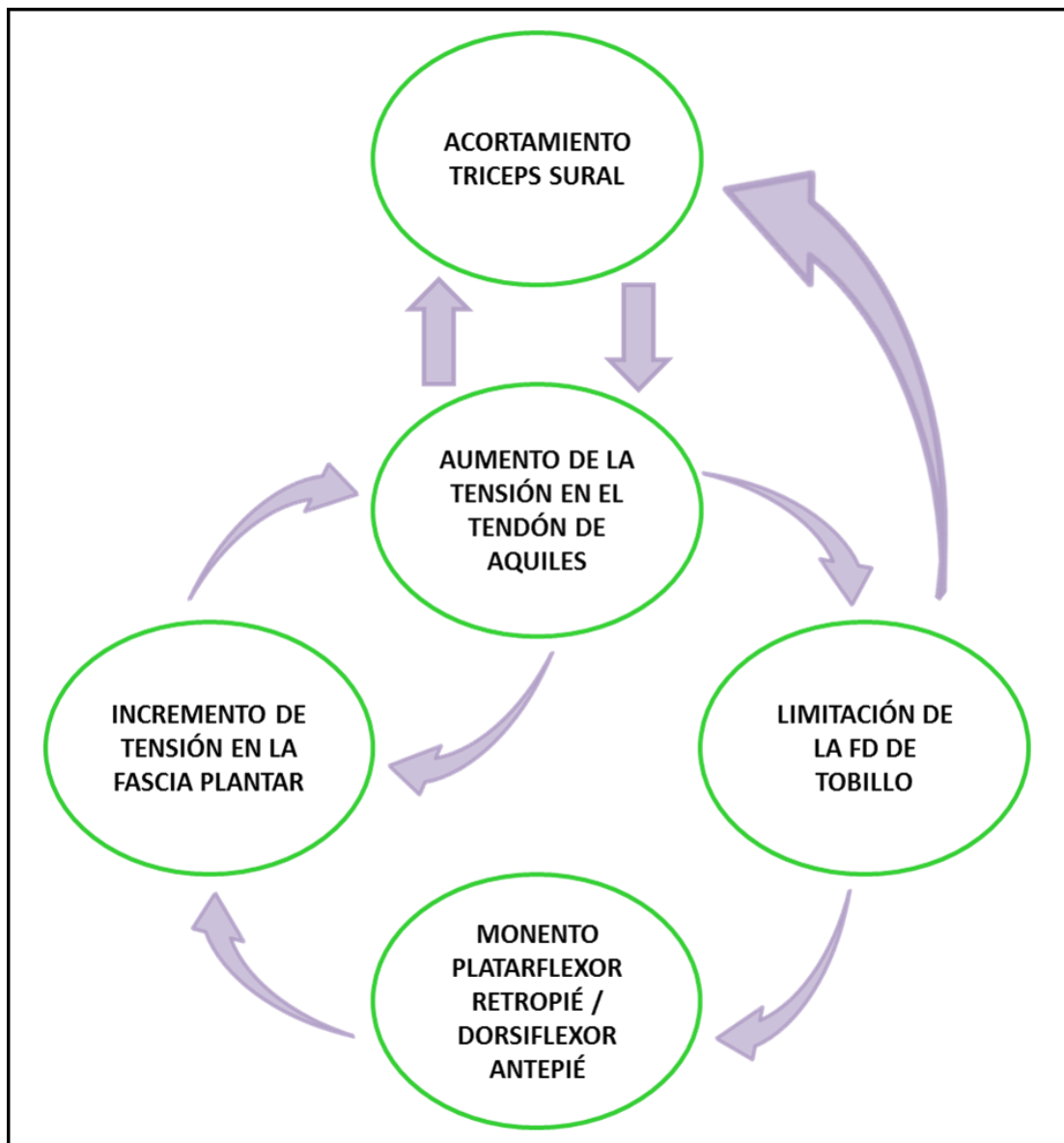


Figura 10. Interrelación de los componentes del Sistema Aquileo-calcáneo-plantar y la articulación del tobillo.

1.3. CONCEPTOS HISTOLÓGICOS Y BIOMECÁNICOS DE LA FASCIA PLANTAR

1.3.1. Histología del tejido conjuntivo

La fascia plantar se ordena dentro del grupo de fascias de conexión pasivas, caracterizadas por contener principalmente fibras de colágeno y pocos fibroblastos, dando forma a un tejido conjuntivo denso multidireccional paralelo, cuyas fibras colágenas están agrupadas en gruesos haces. Los fibrocitos son poco numerosos y se encuentran aplanados entre los filamentos de colágeno. Este tipo de tejidos (ligamentosos, tendinosos, aponeuróticos), se caracterizan por su precaria troficidad, es decir, su poca vascularización (Ricard y Turrina, 2016).

La fascia plantar, dadas sus propiedades mecánicas, realiza sus funciones de forma pasiva. El mantenimiento de la continuidad tisular, la absorción, amortiguación y transmisión no activa de fuerzas, entre otras, se llevan a cabo gracias a las características histológicas de este tipo de tejidos (Ricard y Turrina, 2016). De esta forma, la fascia plantar cuenta estructuralmente con cuatro tipos de colágeno, elastina, órganos tendinosos de Golgi y corpúsculos de Ruffini y Vater-Pacini (Ricard y Turrina).

El colágeno es una glicoproteína de triple hélice que confiere al conectivo la capacidad de resistir la tensión, se trata de la fibra estructural más abundante y menos elástica del combinado fascial (Ross y Pawlina, 2011). Las fibras elásticas compuestas por microfibrillas (constituidas por fibrillina) y por la proteína elastina, se pueden estirar hasta el 150% de su longitud en reposo antes de romperse. En los tejidos las fibras de elastina se entremezclan con las de colágeno que limitan su extensión y evitan así su ruptura. La elasticidad del colágeno va a depender, por tanto, además de su forma (red ondulada), de las uniones entre las fibrillas que lo componen (Goh et al., 2005). Las fibrillas se organizan en fibras de colágeno, que en los tejidos ligamentosos y tendinosos se disponen formando cuerdas o fascículos muy resistentes a la deformación y apropiados para la transmisión de fuerzas (Ottani et al., 2001). En la fascia, el colágeno aumenta la resistencia a la tracción axial, mientras que la elastina le aporta elasticidad en las restantes direcciones y permite al tejido conectivo denso recuperar la posición original, una vez cese la fuerza deformante (Ricard y Turrina, 2016).

1.3.2. Características mecánicas de la fascia plantar

Existen numerosas fuerzas que durante la estática y las diferentes funciones de la marcha deforman la estructura de la fascia plantar y la someten a un alto gasto energético. Es por ello necesario que el tejido conectivo cuente con una serie de propiedades, otorgadas por su configuración histológica que le permitan afrontar las demandas biomecánicas (Pardo i Camps, 2016).

Las características biomecánicas del tejido aponeurótico plantar le permiten actuar como un material elástico. Gracias a ello los materiales que poseen esta propiedad mecánica (elasticidad), pueden recuperar su forma original una vez las tensiones externas causantes de la deformación se han suprimido. Por ende, cuando se le aplica a la fascia plantar en uno de sus extremos una tensión no superior a su límite elástico, esta recupera su configuración y dimensiones, tras deformarse (Caturla, 2001; Kitaoka et al., 1994). Las tensiones que una fuerza de tracción crea sobre un material elástico pueden ser varias. Así, en uno de sus extremos, la fascia puede ser sometida a un estiramiento normal, tal y como se puede apreciar en la Figura 11, A. Donde se muestra como la longitud inicial (L_0) del material al verse sometida a una fuerza de tracción (F) adquiere una nueva longitud (L), la cual es recuperable, gracias a la propiedad elástica. Otra circunstancia sería, que sobre la fascia se aplicara una fuerza tangencial como la representada en la Figura 11, B. En esta posibilidad la fuerza cortante (F_c) es aplicada en un extremo del material y al ser paralela a la superficie de apoyo genera un giro ($tg\alpha=\Delta x/L_0$), a razón del movimiento diferencial de los diferentes planos paralelos (Caturla, 2001; Pardo i Camps, 2016). Es necesario tener presente que, durante los movimientos cotidianos de deambulación, la biomecánica de la fascia plantar puede verse sometida a los esfuerzos de tracción y cortante de forma simultánea (Figura 11, C). En esta situación el peso corporal actúa como F_c , transmitiéndose por medio del astrágalo hacia ante y retropié y en consecuencia sobre el tejido aponeurótico. Debido a la ejecución del movimiento de balancín del pie durante las acciones de despegue y apoyo de talón y dedos se genera F . Resultando ambas fuerzas en una elongación y rotación de la fascia plantar (Pardo i Camps, 2016).

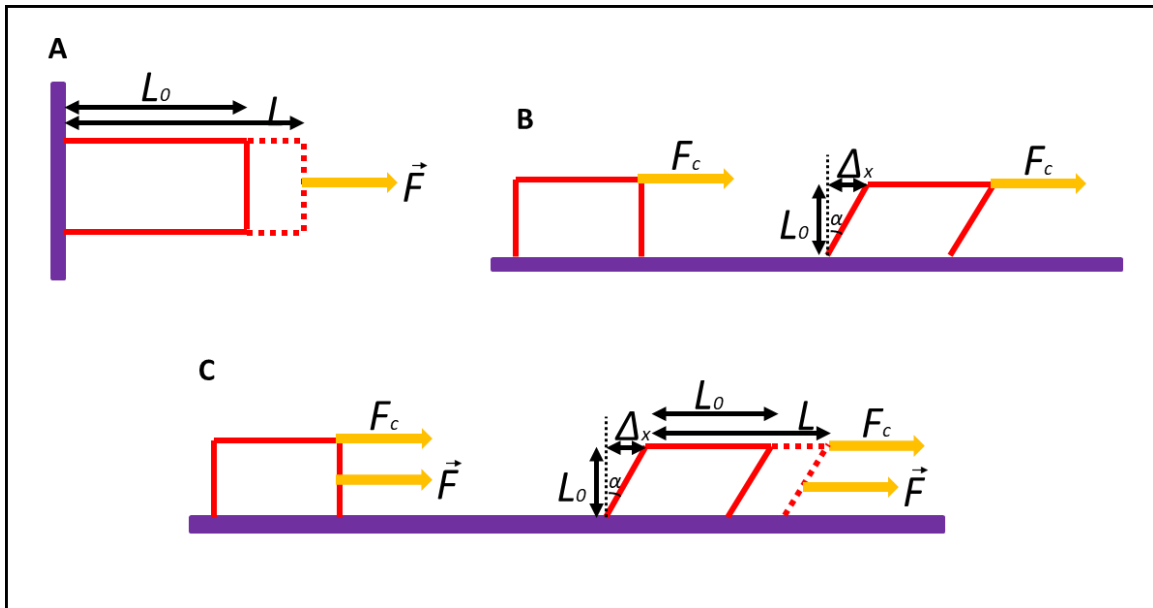


Figura 11. Deformaciones elásticas. A-Fuerzas de elongación; B-Fuerzas tangenciales; C-Fuerzas tangenciales y de elongación.
Modificada de Caturla, 2001.

Aunque de forma menos violenta, la fascia también sufre la acción de fuerzas torsionales asociadas a la capacidad de pronosupinación del pie y dependientes de las características anatómicas de cada individuo. En el pie cavo, esta se genera con mayor energía en el antepié, mientras que en el pie valgo en el retropié, mecanismos de supinación y pronación, respectivamente. Dicha fuerza torsional aplicada sobre el tejido aponeurótico plantar originará una rotación de la misma sobre su eje longitudinal, condicionada por su centro de gravedad (Figura 12). A consecuencia de ello aparecerán fuerzas de cizallamiento que se distribuirán por toda la superficie fascial y serán más intensas cuanto mayor sea la distancia que las separe del centro anatómico (Pardo i Camps, 2016).

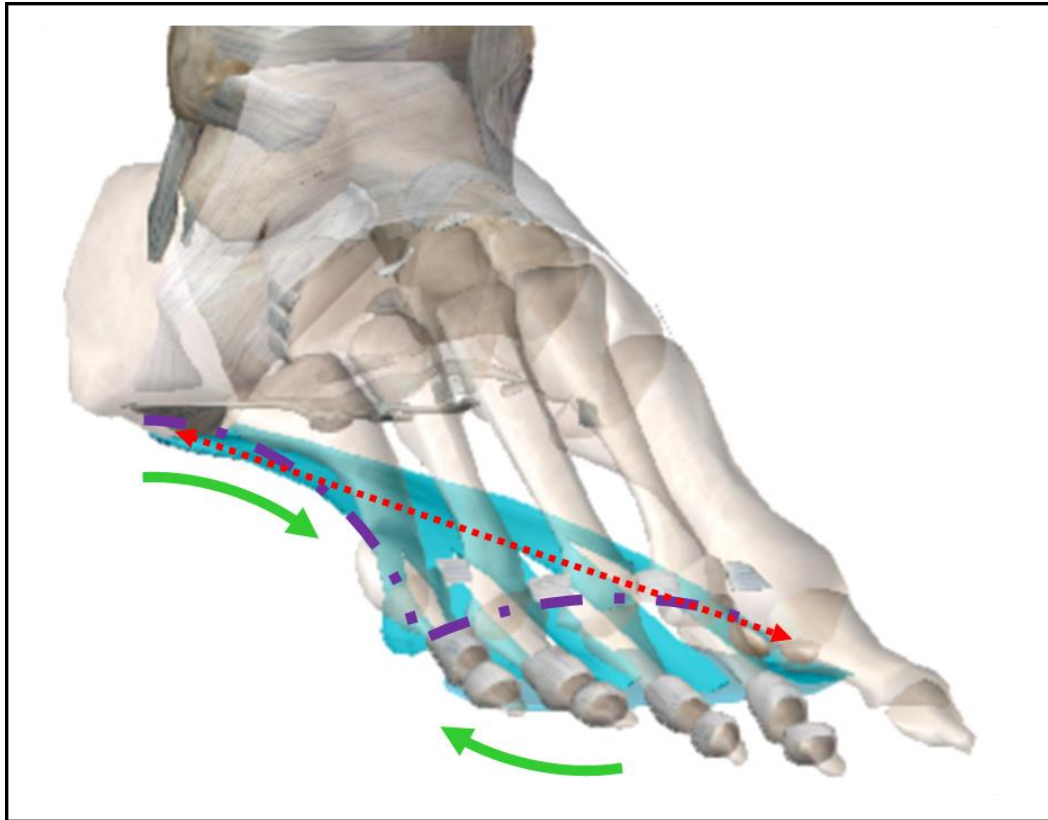


Figura 12. Fuerzas torsionales sobre el tejido aponeurótico.
Modificada de Caturla, 2001.

El equilibrio de un cuerpo reside en que la resultante de la suma de las fuerzas y de los momentos de las fuerzas que actúan sobre dicho cuerpo sea cero, para ello en el caso de la fascia plantar, para evitar desequilibrios y por ende disfunciones, será imprescindible el correcto alineamiento de las estructuras anatómicas y un adecuado estado de salud de las mismas (Caturla, 2001).

1.3.3. La biomecánica de la fascia

La fascia plantar, como se ha descrito anteriormente, se trata de una banda fibrosa localizada subcutáneamente en la superficie plantar del pie, originada en el calcáneo e inserta en los tejidos blandos profundos del antepié, las falanges proximales y a través de su extensión superficial en la piel (Kitaoka et al., 1994). Dada sus características materiales, detalladas en los apartados previos, se puede comprender como las fibras elásticas son capaces de cambiar su orientación de onduladas a rectas bajo el progresivo incremento de la carga, produciendo un aumento gradual de la rigidez (Aquino y Payne, 1999). En un estudio, llevado a cabo por Kitaoka et al. (1994), en el que se midió la rigidez fascial

en cadáveres bajo diferentes tasas de carga, se encontró que la fascia plantar se desgarraba o fallaba cuando soportaba un promedio de 1189 N. Estos datos detallan que se trata de una estructura diseñada para resistir la deformación causada por un considerable estrés tensional, comparable con aproximadamente 1,5 veces el peso de una persona de 70 kg al caminar y más del doble al correr. Lo que implica que la fascia desempeña un papel muy importante en el soporte plantar de la masa corporal del individuo (Aquino y Payne, 1999; Seco, 2016a).

La función de la fascia plantar y su relación con la biomecánica podal han sido objeto de investigación durante décadas. La fascia ayuda a la musculatura intrínseca y junto con los ligamentos largo plantar y calcáneo-astragalino-escafoideo, constituye un importante soporte estático para los cinco arcos longitudinales del pie y supone una amortiguación pasiva en el transcurso de la marcha (Seco, 2016a; Young et al., 2001; Viladot, 2000). Ante la presencia de carga, el tejido fascial se alarga, actuando, así como un absorbente de impactos, produciendo su tracción máxima a nivel de la apófisis medial de la tuberosidad del calcáneo. Así mismo la distensión de la fascia bajo presión es seguida de una recuperación elástica una vez la fuerza ha cesado (Wright y Rennels, 1964). La capacidad de dilatación aponeurótica plantar es limitada y va disminuyendo a medida que aumenta la edad del individuo (Young et al., 2001).

Dado el papel tan importante que juega el tejido aponeurótico plantar en la arquitectura podal, para Lapidus (1963), el pie no debería estar únicamente considerado como un arco (bóveda), sino como un entramado en el que los huesos se encuentran bajo compresión y la fascia y los ligamentos en tensión, para garantizar la estructuración de los primeros.

El primero en publicar datos acerca de la mecánica de la fascia plantar fue Hicks (1954). El autor se percató de que la flexión dorsal de las articulaciones metatarsofalángicas producía una elevación del arco longitudinal. Lo que se conoce como Mecanismo de Windlass. Se denomina así al patrón mecánico del pie que asocia la flexión dorsal de la 1ª articulación metatarsofalángica (1ª AMTF) con la elevación del arco longitudinal interno del pie (Orejana, 2016). Este modelo proporciona información precisa sobre las características biomecánicas del pie y sus tensiones. En un principio, Hicks propuso que el movimiento de la 1ª articulación metatarsofalángica se encontraba controlado únicamente por el efecto “windlass” de la aponeurosis plantar, debido a la inserción de esta a nivel de la falange proximal del primer dedo (Hicks, 1954).

1.3.4. Funcionamiento del Mecanismo de Windlass

La flexión dorsal de la 1ª metatarsofalángica es imprescindible para la estabilización del pie en el transcurso de la fase propulsiva de la marcha (Munteanu y Basset, 2006; Payne et al., 2002; Smith et al., 2004) y la activación del Mecanismo de Windlass (Munteanu y Basset, 2006; Paton, 2006). Se observó, como al realizar FD se produce una elevación del arco y una supinación del pie, lo que genera un incremento de tensión en la fascia y una FP en las cabezas de los metatarsianos (Hicks, 1954). Quedando descrito como se comporta la fascia plantar ante las cargas.

A través de sus investigaciones sobre mecánica articular, fue Hicks quien mejor definió la relación fascia – Hallux. Observando así, que los movimientos del pie deben estar considerados como acciones rotatorias que se producen alrededor de un eje (Hicks, 1953), con lo que estableció los ejes de las articulaciones más relevantes del pie y como los movimientos se producían en rotación en torno a estos, tanto en cadena cinética abierta como cerrada.

Al estudiar las articulaciones del pie como un conjunto, Hicks pudo demostrar que, en cadena cinética cerrada, todas las articulaciones del pie están interconectadas y son determinantes en los cambios de la morfología del pie. Conforme a ello descubrió que con el movimiento de flexión dorsal de la 1ª articulación metatarsofalángica se producía una flexión plantar del primer metatarsiano. Esto está vinculado a la elevación del arco longitudinal interno, acompañado de la también mencionada supinación del retropié (articulaciones de Chopart y talo-calcáneo-navicular) y de una rotación externa de la tibia. Acciones anatómicas y biomecánicas responsables de la correspondiente altura del arco (más alto o más bajo) y explicadas por la presencia y por ende actuación de la fascia plantar (Hicks, 1953; Orejana, 2016).

La disposición anatómica de la fascia la hace estar insertada a nivel distal en todas las ATMF y mediante la división de sus fibras apoyada sobre los tendones flexores. En relación con el Hallux, la banda más larga de la fascia se inserta en las estructuras capsulo – ligamentosas plantares de la 1ª ATMF, a la altura de los sesamoideos. Comprendiendo la situación, se puede entender como el Hallux, al flexionar dorsalmente, generará que la falange proximal deslice a dorsal por la cabeza del primer metatarsiano, llevando a la tracción de los tejidos conjuntivos plantares, transmitiéndose mecánica e indirectamente a través de las expansiones de la fascia plantar los movimientos acoplados del Mecanismo de Windlass (Orejana, 2016).

Esta explicación permite llegar a la definición de lo que en ingeniería se entiende como un “windlass”: el enroscamiento de un cable (fascia plantar) entorno a un tambor (cabeza del primer metatarsiano), como resultado de la acción de una manivela (FD Hallux) (Hicks, 1954; Orejana, 2016).

Este mismo mecanismo también puede darse de forma inversa: Mecanismo de Windlass Inverso (Hicks, 1954). Sobre el que no se va a entrar en detalles, pero que juega un papel decisivo en el segundo rocker o balancín de tobillo. Produciendo una FD del metatarsiano y una bajada del arco interno, llegando al límite del aplanamiento y tensión de la fascia, cuando el pie está soportando el peso del cuerpo, apoyado en el suelo (Hicks, 1954; Orejana, 2016).

Debemos destacar que el Mecanismo de Windlass acontece después que el Mecanismo Inverso se haya realizado, durante el tercer rocker o balancín de antepié, en el transcurso de la fase de apoyo monopodal del ciclo de la marcha. La FD de la 1ª ATMF, no se produce en los dos primeros rockers (Huerta, 2014; Orejana, 2016) (Figura 13). Estos conceptos se comprenden mejor con el paciente en bipedestación y mediante la realización del test de Jack.

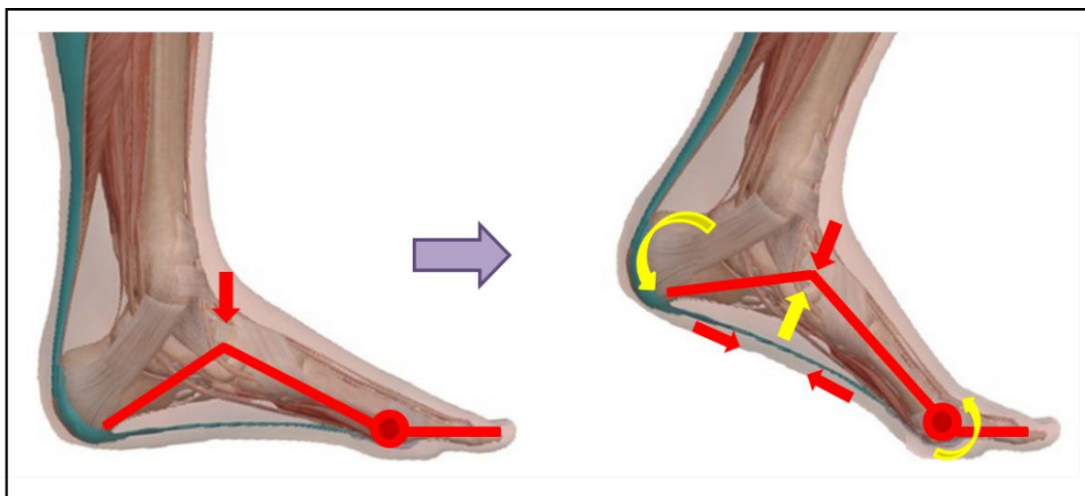


Figura 13. Mecanismo de Windlass sin activar y una vez activado.
Modificada de Huerta, 2014.

1.4. LA MARCHA HUMANA

La marcha es el proceso de locomoción característico del ser humano, que permite a las personas desplazarse erguidas en bipedestación (Libotte, 2007). La repetición periódica de los procesos que la componen y la sucesión de movimientos invariables que se observa en ambos hemicuerpos, califican respectivamente a la marcha como cíclica y simétrica (Cámara, 2011). Dicha actividad humana podría ser descrita simplificada como una serie de movimientos rítmicos, controlados y coordinados que permiten desplazar el centro de gravedad corporal con bajo esfuerzo, empleando el mínimo gasto energético (Cámara, 2011; Libotte, 2007).

La integridad y coordinación entre los sistemas nerviosos central y periférico, musculoesquelético y cardiorrespiratorio, es fundamental para responder a las exigencias y garantizar el éxito del movimiento. Así, las relaciones funcionales intrínsecas entre estos, junto con la postura y la capacidad móvil osteoarticular, generan y condicionan la mecánica del desplazamiento particular de cada sujeto. Razón, por la que la marcha constituye un elemento característico del individuo, capaz de revelar y transmitir aspectos personales como los estados de salud o de ánimo, la personalidad o la situación emocional (Daza, 2007).

A razón de ello, dentro de la valoración clínica y funcional humana, la evaluación de la marcha es considerada una herramienta fundamental. Conocer e interpretar los diferentes patrones de movimiento permite determinar el grado de discapacidad, las posibilidades de realizar con éxito actividades de la vida diaria, así como las competencias motoras de cada usuario. Dada la complejidad de las diferentes actitudes repetitivas que la persona adopta al caminar, en la marcha cabe diferenciar entre una serie de sucesos puntuales, periodos y fases (Libotte, 2007).

1.4.1. Desarrollo y fases del ciclo de la marcha

El ciclo de la marcha se define como el intervalo comprendido por la repetición consecutiva y uniforme del mismo evento, normalmente marcado por el contacto inicial del talón de uno de los pies con el suelo (Whittle, 2012). En la lengua coloquial las palabras “paso” y “zancada” son prácticamente sinónimos, pero en el lenguaje biomecánico son conceptos más precisos. El paso, se define como la sucesión de eventos que tienen lugar entre el contacto de diversos puntos de pies alternos con el terreno (Lamoreux, 1971); mientras que la zancada, denominada por muchos autores como ciclo básico de la marcha (Gage, 1990; Lamoreux, 1971; Murray, 1967; Whittle, 1997), comprende desde el momento en el que uno de los pies contacta con el suelo hasta el instante en el que el mismo pie lo

toca de nuevo (Cámara, 2011; Whittle, 2012). La zancada está formada por la sucesión de cuatro periodos: dos de apoyo bipodal y dos de apoyo monopodal (Jacobs, 1972; Murray, 1967).

El ciclo de la marcha tradicionalmente, ha sido dividido en los periodos de soporte o apoyo (62% del total del ciclo) y de balanceo u oscilación (38% restante del ciclo), que comprenden a su vez cinco fases de contacto con el suelo y tres de vuelo-avance en las que el pie está en el aire (Daza, 2007). Entre los procesos de la marcha, existen dos instantes de transición: el apoyo bipodal y el monopodal. El primero, se produce al inicio y al final de la fase de soporte, suponiendo el 12,5% de la duración del ciclo cada uno (25% del ciclo) (Libotte, 2007). Dicha duración es inversamente proporcional a la velocidad de desplazamiento de tal forma que en la carrera desaparece este doble apoyo (Daza, 2007). El apoyo monopodal sucede al anterior, hace referencia al periodo de soporte simple (38% del ciclo) y se corresponde con el balanceo de la extremidad contralateral (Daza, 2007; Libotte, 2007; Murray, 1967; Whittle, 2012). La distancia entre dos apoyos monopodales se corresponde con la longitud de zancada (Encarnación, 2012).

1.4.2. El periodo de soporte

El periodo de soporte, también conocido como fase de apoyo, se corresponde con todos aquellos fenómenos que se suceden cuando el pie está en contacto con el suelo (Cámara, 2011; Daza, 2007; Murray, 1967). Comprende por tanto las fases de: Contacto inicial o choque de talón (heel strike), respuesta a la carga (loading response), soporte medio (mid stance), soporte terminal (final stance) y el pre-balanceo (pre-swing) (Cámara, 2011; Daza, 2007; Encarnación, 2012; Libotte, 2007) (Figura 14).

- **Contacto inicial (Instante 0):** Se trata del instante en el que comienza el ciclo de la marcha. El pie adelantado entra en contacto con el suelo a través del talón. Primer apoyo bipodal. En el plano sagital, la rodilla se encuentra en ligera flexión de 15-20°.
- **Respuesta a la carga: (0-12%):** Tras el contacto (instante 0), el tobillo realiza una flexión plantar (0-6% del ciclo), que permite que el pie entre en contacto con el piso. Tras ello, se produce una dorsiflexión que se mantiene hasta el final de la fase de apoyo simple. Al mismo tiempo, en el plano transversal se aprecia una rotación hacia medial de la pierna, el muslo y la pelvis (6-12% del ciclo).

INTRODUCCIÓN

La actividad muscular se observa principalmente en tres grandes grupos musculares: Los glúteos, principalmente el glúteo medio, actúan frenando el momento de fuerza generado por la posición medial del centro de gravedad respecto a la articulación de la cadera, evitando la caída de la pelvis controlando su basculación hacia el lado contralateral. Mientras, el cuádriceps antagoniza la flexión de rodilla relacionada con la proyección posterior del centro de gravedad respecto al eje articular. En el extremo más distal, los músculos ventrales tibial anterior y extensores de los dedos controlan en excéntrico la caída a plantar del pie, amortiguando el contacto con el suelo.

- **Soporte medio (12-40%):** El pie está en contacto total con el suelo coincidiendo con el despegue de la extremidad contralateral. Durante esta fase se produce una disminución de las fuerzas de reacción verticales, el 80% del peso corporal recae sobre el miembro en apoyo, que debe mantener la postura y la progresión. En esta situación el SACP a través del control de las fuerzas de reacción da estabilidad articular a la cadera, la rodilla y el tobillo.

En estos instantes la cadera y la rodilla van a extensión, mientras que el tobillo va a flexión dorsal, dando estabilidad en el plano frontal. Los tres segmentos rotan externamente en el plano horizontal favoreciendo el avance de la pelvis y del centro de gravedad. En esta situación, a pesar de la extensión de la rodilla, el cuádriceps reduce su actividad mientras que el tríceps sural estabiliza la rodilla limitando el desplazamiento anterior de la tibia. El avance del cuerpo sobre la extremidad se produce en el pie, como punto fijo, desplazándose hacia antepié.

- **Soporte terminal (40-50%):** Comprende, desde el inicio del despegue del talón hasta que el otro pie entre en contacto de nuevo con el piso. El centro de gravedad corporal se desplaza hacia delante gracias a la elevación del talón. El objetivo de esta acción de transferir la carga corporal al lado contralateral.

Durante esta fase, el tobillo va a flexión plantar para elevar el talón gracias a una intensa actividad del tríceps sural, que aporta energía al movimiento, mientras que la rodilla se flexiona.

- **Pre-balanceo (50-62%):** Tiene lugar el segundo apoyo bipodal por la llegada al suelo del miembro contralateral, lo que produce una disminución del peso soportado por el miembro sustentador. De esta forma, el peso comienza a ser transferido de una extremidad a otra gracias a la acción de la musculatura contralateral.

El tobillo continúa con la flexión plantar, la cadera reduce los grados de extensión y la rodilla realiza una importante flexión.

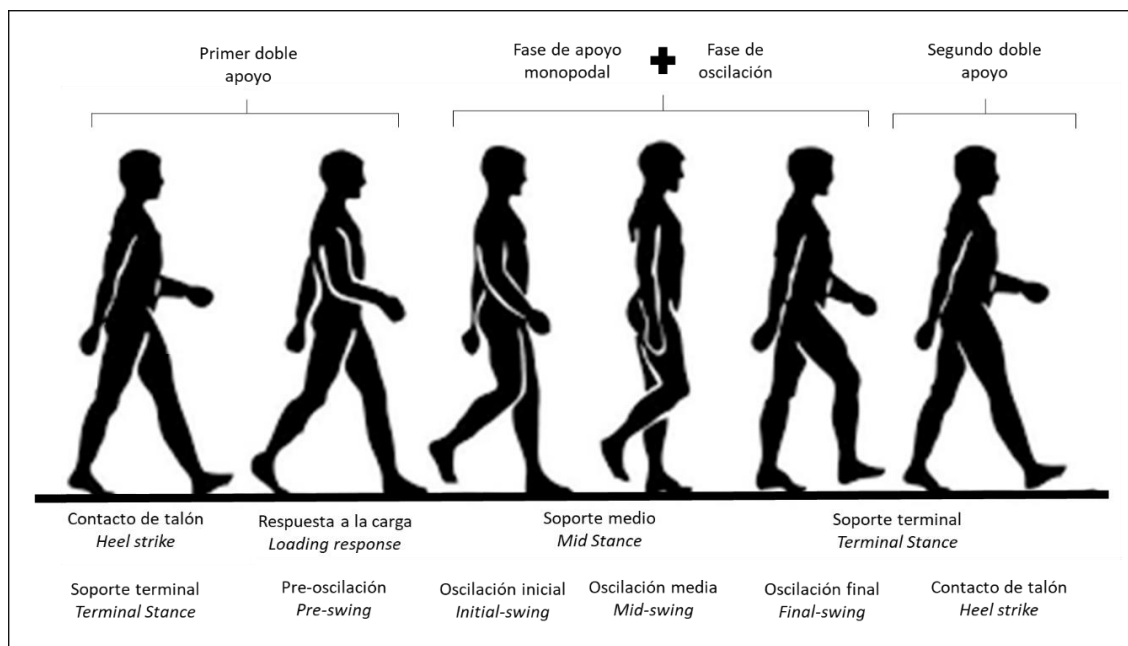


Figura 14. Fases de la marcha.
Modificada de Libotte, 2007.

1.4.3. El periodo de balanceo

El periodo de balanceo o fase de oscilación hace referencia a todos aquellos procesos que se suceden en el ciclo de la marcha mientras el pie está avanzando en el aire, por ello también se le conoce como fase de vuelo. Se pueden distinguir por tanto las siguientes fases (Figura 14): Oscilación inicial (initial swing), oscilación media (mid-swing) y oscilación final (final swing) (Cámara, 2011; Daza, 2007; Encarnación, 2012; Libotte, 2007).

- **Oscilación inicial (62-75%):** Primer tercio del balanceo u oscilación. Se produce aceleración. Los dedos del pie de referencia se separan del suelo. El muslo se posiciona en paralelo a la extremidad contralateral, alineado con el cuerpo, perpendicular a la horizontal del piso. La fase termina cuando la rodilla alcanza una flexión máxima de aproximadamente 60° durante la marcha.
- **Oscilación media (75-85%):** A partir de la flexión máxima de rodilla, el miembro avanza hacia anterior superando la posición del miembro contralateral que se encuentra en la fase de soporte medio. La progresión de la extremidad se debe a la acción de la musculatura flexora de la cadera y la acción de péndulo ejercida sobre la rodilla por la fuerza de gravedad. La dorsiflexión del tobillo

INTRODUCCIÓN

hacia la posición neutra (0°) y la posición vertical de la tibia en la extremidad oscilante señalan el final de esta fase.

- **Oscilación final (85-100%):** La posición vertical de la tibia marca el inicio de esta fase. Se produce desaceleración. En este momento, el tobillo se mantiene en posición neutra, la rodilla se extiende completamente, sin bloquearse, mientras la cadera se va flexionando. En esta situación los isquiotibiales están muy activos, en sinergia en el control de la extensión de la rodilla. Esta fase finaliza con el choque de talón, dando origen al comienzo de un nuevo ciclo.

1.4.4. Los mecanismos de mecedora – Los tres rockers de pie y tobillo

En el estudio y análisis de la marcha, otro de los parámetros que cabe destacar son los mecanismos de mecedora, fulcros, rodillos o más comúnmente conocidos como rockers de pie y tobillo (Daza, 2007; Maceira, 2003a). Estos, se caracterizan por ser tres oscilaciones que se desarrollan mientras el pie se encuentra en apoyo plantígrado (Maceira, 2003a). El talón, el tobillo y el antepié actúan como fulcro para el miembro inferior permitiendo el avance de la carga corporal hacia anterior, con mínima exigencia energética, mientras el pie está en contacto con el suelo (Sous et al., 2011). Se requiere de un preciso control muscular activo para garantizar la compatibilidad de una progresión estable (Maceira, 2003a). Desde un punto de vista mecánico, los rockers son responsables del punto de aplicación de fuerza del vector de reacción del suelo, que debe avanzar desde el retropié hacia el antepié (Maceira, 2003a). De esta forma se pueden distinguir el primer, el segundo y el tercer rocker de tobillo y pie (Figura 15) (Blanco-Traba y Mosqueira-Ouréns, 2014; Daza, 2007; Libotte, 2007; Maceira, 2003a, Maceira, 2003b).

- **Primer rocker o rocker de talón:** Comprende el periodo que alberga desde el choque de talón, hasta que el pie se encuentra en apoyo total con el piso. Durante este primer rocker, la tibia rota anteriormente respecto al eje del talón asegurando el avance del centro de masas corporal hacia delante. El pie de contacto recibe paulatinamente el apoyo, mientras el contralateral hace la acción contraria. Los músculos flexores dorsales de tobillo (tibial anterior, extensor común de los dedos y extensor propio del Hallux), trabajan en excéntrico controlando la flexión plantar, permitiendo una toma de contacto suave del pie con el suelo. En caso de que estos sean insuficientes el descenso del pie resultará descontrolado.

- **Segundo rocker o rocker de tobillo:** En este momento la rotación de la tibia se localiza en un nuevo fulcro, el tobillo. El pie se encuentra en completo contacto con el suelo, sirviendo como superficie de apoyo. Momento en el cual el sóleo, como componente monoarticular del tríceps sural, frena, de forma excéntrica el avance de la tibia sobre el hueso talo. El momento de mayor activación del músculo es aquel en el que el centro de masas corporal pasa por delante del eje de rotación del tobillo, con la tibia situada en la vertical. Este hecho divide las fases inicial y final del apoyo intermedio. La acción de la cabeza monoarticular del tríceps sural en cadena cinética cerrada, contraria al desplazamiento, provoca durante el apoyo intermedio, una extensión de la rodilla sin activación del cuádriceps. A este hecho se le conoce como “acoplamiento flexión-plantar-de-tobillo-extensión-de-rodilla” (ankle-flexion-knee-extension couple).
- **Tercer rocker o rocker de antepié o metatarsal:** El sóleo sigue ejerciendo su acción hasta que el talón se levanta del suelo. A partir de ese instante el tríceps sural en conjunto ejerciendo una contracción concéntrica, hace que el eje de rotación del miembro en apoyo pase por el antepié. A este centro de giro se le denomina como “punto de rotura” metatarso-falángico. En este momento, dada la acción combinada del tríceps sural, la rodilla comienza a flexionarse de nuevo. Durante ese instante, el único contacto corporal con el piso, es el del antepié del pie de apoyo, que culmina con el contacto inicial del pie contralateral. El rocker metatarsal se prolonga hasta la liberación del contacto con el suelo, iniciándose el periodo de balanceo. Cabe destacar que, es justo en los instantes anteriores, cuando las sollicitaciones del tríceps sural son mayores, lo que se refleja como un considerable aumento en su actividad.

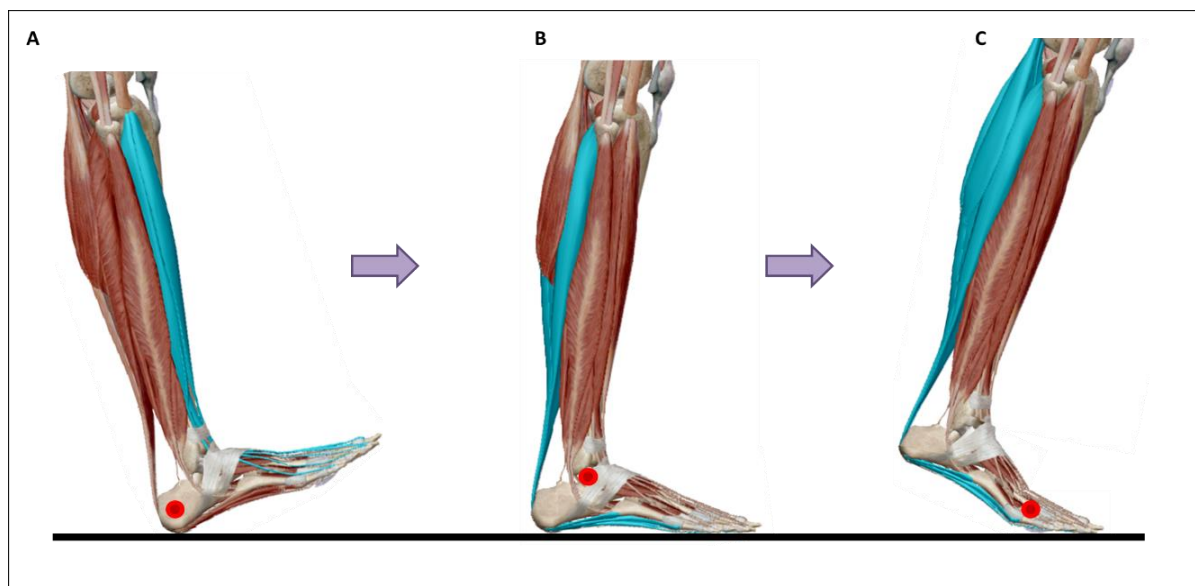


Figura 15. De izquierda a derecha (A-C) los 3 rockers de tobillo. En azul la musculatura activa, en rojo el eje de rotación.

Modificada de Maceira, 2003a.

1.4.5. El papel de la fascia durante el segundo rocker

El segundo rocker de la pisada coincide con la fase de apoyo de la marcha, momento en el cual la pierna de referencia queda soportando el total del peso corporal (Kapandji, 2010; Libotte, 2007; Maceira, 2003a; Maceira, 2003b). El rol de los tejidos blandos en estos instantes es el de amortiguar la caída del peso, almacenando energía elástica a través del alargamiento pasivo (Caravaggi et al., 2010). En el pie, esto va a producir una deformación no activa, que se aprecia como un aplanamiento discreto de la bóveda plantar (Daza, 2007). Este dinamismo arquitectónico del pie, está restringido por una estructura con una potente función de soporte: la fascia plantar, que junto con los ligamentos y la musculatura intrínseca y extrínseca del pie evitan el colapso de los arcos longitudinales y transversos (Kim y Voloshin, 1995). En estos instantes la zona metatarsal avanza ligeramente contactando cada vez más con el suelo debido al peso del cuerpo mientras que el apoyo posterior “retrocede”. Cuando la pierna pasa por la vertical del pie, la superficie de la huella plantar es máxima (Kapandji, 2010).

Al inicio del periodo de apoyo monopodal, la tibia se posiciona en rotación interna, se desplaza anterior disponiéndose perpendicular al pie y comienza a rotar externamente (Moreno de la Fuente, 2003). Las articulaciones subastragalina y mediotarsiana se disponen en máxima pronación (Moreno de la Fuente, 2003). El antepié, fijo, se posiciona en relación con el retropié, y se invertirá. Durante esta etapa, el antepié, aunque apoyado en el suelo, realiza una flexión plantar con componente de eversión, que permite al primer metatarsiano actuar como anclaje gracias a que el borde interno del antepié permanece en contacto con el suelo. A nivel más distal, las articulaciones metatarsofalángicas e interfalángicas se hallan en posición neutra mientras los dedos están apoyados (Moreno de la Fuente, 2003) (Figura 16).

Hace años, MacConaill (1945) y Sarrafian (1987), describieron el pie como una estructura de torsión, donde la fascia aumenta su tensión, cuando: el complejo tibio-peroneo-astragalino esta rotado internamente, el mediopié y el retropié pronados y el antepié supinado. El estrés sufrido por la fascia plantar ante esta disposición del pie durante la fase de apoyo, es básicamente tensional (Gefen et al., 2000). Conforme el pie se aplanan, los ligamentos podales y la fascia se estiran, esta tensión se transmite localmente a la inserción en las cabezas metatarsales y en el calcáneo anterior. A su vez, en el dorso del pie, se producen fuerzas de compresión que son acentuadas por el contra-efecto de la fascia a la caída del arco (Gefen et al., 2000).



Figura 16. Tensiones de la fascia plantar durante el segundo rocker de pisada.
Modificada de Moreno de la Fuente, 2003

1.5. LAS TALALGIAS

La denominación plantalgia hace referencia a todas aquellas afecciones atribuidas a disfunciones biomecánicas, estático-posturales y enfermedades sistémicas que provocan dolor en la región plantar del pie (Ortiz, 2008). Para un mayor entendimiento se subdivide la planta del pie en tres regiones, sin olvidar por supuesto, que este es una unidad anatomofuncional compleja, lo que permite distinguir: Las plantalgias anteriores o metatarsalgias (síndrome doloroso más común del pie) (Rodríguez, 2012); las plantalgias medias, que abarcan casi toda la extensión de la bóveda plantar (Ortiz, 2008); y las plantalgias posteriores o talalgias (Alfaro et al., 2017).

La existencia de diversos procesos patológicos puede derivarse en dolor en el pie, aunque la causa no es siempre de tipo biomecánico. Consecuencias secundarias de alteraciones metabólicas, fracturas por estrés, afectaciones de la piel, como callosidades, ampollas, calzado inadecuado, que asociados a

INTRODUCCIÓN

la actividad física pueden producir dolor y alterar la dinámica del apoyo durante la práctica deportiva, etc. (Seco, 2016a). Las deformidades del arco plantar, los desequilibrios musculares o las alteraciones de las partes blandas que rodean el pie y el complejo articular del tobillo pueden también generar algias de diversa localización y etiología (Seco, 2016a).

El dolor en la región del talón puede ser la consecuencia de diversas condiciones patológicas de origen neurológico, artrítico, traumático, sistémico o de otra índole, aunque la causa más común para este tipo de manifestaciones clínicas es el estrés biomecánico de la fascia plantar y la entesitis de su lugar de inserción en la tuberosidad del calcáneo (Seco, 2016a). Se estima que supone entre el 11 y 15% de todas las consultas que requieren atención sanitaria profesional en el paciente adulto (Buchbinder, 2004; Ortiz, 2008; Rompe, 2009). Esta condición es el síndrome doloroso más tratado por la comunidad podológica en Estados Unidos (Barrett y Erredge, 2004). País donde alrededor de 2 millones de individuos acuden a consulta a causa de esta dolencia cada año (Rompe, 2009). En la actualidad se estima que entorno al 10% de la población sufrirá esta patología en algún momento de su vida (Díaz y Guzmán, 2014; Rompe, 2009), aunque dado que se trata de un trastorno autolimitado en el 80 – 90% de los casos los síntomas remitirán a los 10 meses de tratamiento (Díaz y Guzmán, 2014).

La fascitis plantar aparece por primera vez en la literatura en 1812 descrita por W. Wood, quien la relacionó con la tuberculosis (Wood, 1812). Dicha asociación fue considerada hasta el año 1957, momento en el cual las teorías infecciosas fueron desacreditadas y se atribuyó el origen de la dolencia a un atrapamiento de la fascia a raíz de la presencia de espolón calcáneo (Martínez, 2013). Concepto que con el paso de los años fue revertido, asociándose la aparición de espolón calcáneo a la tracción repetida de la fascia sobre el hueso del tarso (Martínez, 2013), así como a la aparición de una exostosis en el calcáneo, visible radiológicamente (Seco, 2016a)

El término de fascitis es el que ha tenido mayor difusión a lo largo de la historia, e indica la existencia de un proceso inflamatorio en dicha estructura fibrosa. Actualmente en estudios histológicos del hueso calcáneo se ha podido observar cómo esta patología no constituye un proceso inflamatorio agudo “per se”, por lo que hoy en día el término fascitis está siendo sustituido por el de “fasciosis” o “fasciopatía” (Seco, 2016a).

1.5.1. Epidemiología

La presentación de la patología se produce sobre todo en deportistas y atletas, especialmente en aquellos que someten a sobreesfuerzo las estructuras plantares, destacando los corredores o tenistas (Ortiz, 2008). El dolor en el talón se corresponde con el 10% de las lesiones que se derivan de la práctica del “running” (Buchbinder, 2004), presentando gran sintomatología los corredores de medio y largo fondo (Domínguez et al., 2007), siendo también una afectación bastante común entre el personal militar (Sadat-Ali, 1998). En los corredores el problema parece estar asociado con el sobreuso, errores de ejecución durante el entrenamiento y un calzado inadecuado (Rompe, 2009). La producción de microtraumas a una ratio que excede la capacidad de regeneración del cuerpo, derivado de actividades que suponen una constante sobrecarga de los sistemas corporales, como sucede con la carrera, va a conducir a procesos degenerativos en las estructuras que intervienen en los movimientos (Rompe, 2009). Algunos estudios sugieren que la prevalencia de talalgia entre corredores es del 22% (Buchanan y Kushner, 2019), donde el número de mujeres afectas es mucho mayor que en el caso de las no deportistas (Ortiz, 2008).

Se trata pues, de una disfunción cuyo origen se encuentra principalmente asociado al sobreuso, así, es posible observar como en la gente de a pie, de entre aquellos que padecen la dolencia, el 83% son, o fueron trabajadores activos entre las edades de 25 y 65 años (Buchanan y Kushner, 2019). Según algunos estudios (Domínguez, et al., 2007; Ortiz, 2008), en la población general se aprecian picos de presentación en personas que se encuentran entre los 40 y 60 años, con moderado predominio del sexo femenino según Domínguez et al. (2007), pero del masculino para Ortiz (2008), de manera que la prevalencia en función del sexo varía de un estudio a otro (Chigwanda, 1997; Clement et al., 1981).

La fasciopatía plantar también puede manifestarse en personas sedentarias, generalmente atribuida a una musculatura intrínseca pobre, secundaria a un pie plano adquirido y asociado a una capacidad de regeneración corporal reducida (Rompe, 2009). El sobrepeso asociado al sedentarismo y a una mayor sobrecarga corporal, dado el incremento de peso, agrega un impacto suplementario que debe tenerse en cuenta (Ortiz, 2008), ya que aumenta el riesgo de padecer fasciopatía plantar (Puttaswamaiah y Chandran, 2007), en el caso de que la afectación fuese bilateral sería necesario descartar las enfermedades sistémicas o metabólicas (Ortiz, 2008).

1.5.2. Diagnóstico

El diagnóstico primario del dolor en el talón se centra básicamente en la clínica (Buchanan y Kushner, 2019), por lo que no son necesarias pruebas especiales para determinarlo (Ortiz, 2008). Las pruebas de imagen se solicitan por rutina para realizar el diagnóstico diferencial con otras afecciones osteoarticulares, fracturas o calcificaciones del tejido fascial (Cardinal et al., 1996). Por tanto, una buena anamnesis y un adecuado examen clínico, en los que se incluya una visión general del paciente y una selectiva del pie afecto, son fundamentales (Pardo i Camps, 2016).

1.5.2.1. Historia clínica y sintomatología

En la talalgia el síntoma predominante es el dolor (Ortiz, 2008). El paciente acude generalmente a consulta por un síndrome doloroso de varios meses de evolución, de comienzo difuso y poco concreto. La descripción, habitualmente, es la que sigue: dolor situado en el área inferior del talón, cuyo comienzo es intermitente y progresivo, pudiendo llegar a ser agudo, penetrante y persistente al intensificarse la lesión (Ortiz, 2008). Con similar modalidad el dolor puede manifestarse en la zona plantar media (Ortiz, 2008). La sensación tiende a ser localizada, generalmente en la región correspondiente a la inserción proximal de la fascia plantar, en la tuberosidad media del hueso calcáneo (Domínguez, et al., 2007; Rompe, 2009). Frecuentemente es posible encontrar un área de máxima sensibilidad en la zona anteromedial del talón interno (Buchbinder, 2004).

La dolencia es más intensa con los primeros pasos de la mañana (dada la rigidez que presenta por la noche) o tras largos periodos de inactividad, desapareciendo de forma progresiva durante el día (Buchbinder, 2004; Díaz y Guzmán, 2014; Rosenbaum et al., 2014). Los síntomas mejoran con el reposo, pero reaparecen al retomar la actividad, aumentando con la bipedestación prolongada, al caminar, subir escaleras o al cargar peso (Díaz y Guzmán, 2014). El comportamiento del dolor es variable, puede llegar a ser limitante en la realización de actividades de la vida diaria y/o deportivas (Ortiz, 2008), pero disminuye cuando el trabajo se incrementa de forma gradual, empeorando a su vez al final del día a causa del acúmulo de carga del peso corporal a lo largo de la jornada (Buchbinder, 2004). Los sujetos pueden describir que antes del comienzo de los síntomas, incrementaron el volumen de ejercicio, cambiaron de calzado o el terreno donde normalmente practicaban deporte (Buchbinder, 2004).

El paciente por lo general tratará de eludir la carga, incrementando esta sobre el miembro contralateral, y adoptará medidas que eviten o minimicen el contacto del área sintomatológica con el suelo (Buchbinder, 2004; Ortiz, 2008). Se apreciará una verdadera supinación antiálgica, quedará también alterado el choque de talón, el cual supone del 0 al 15% del ciclo de la marcha, apoyándose el sujeto directamente sobre el antepié, por lo que será posible apreciar cojera o claudicación (Buchbinder, 2004; Ortiz, 2008). La limitación de la dorsiflexión de tobillo a consecuencia de la rigidez en el tendón de Aquiles puede estar presente (Alfaro, 2017; Buchbinder, 2004). En pacientes con una condición más severa de la patología, el dolor aparece mediante la dorsiflexión pasiva forzada del antepié o con la posición de puntillas (Díaz y Guzmán, 2014; Rompe, 2009). Las parestesias o el dolor nocturno no son síntomas frecuentes (Buchbinder, 2004; Díaz y Guzmán, 2014; Lafuente et al., 2007).

La sintomatología se suele presentar de forma bilateral hasta en un tercio de los casos (Chigwanda, 1997; Sadat-Ali, 1998). En esta situación, los síntomas suelen estar fuertemente asociados a una espondiloartropatía subyacente, del tipo síndrome de Reiter, espondilitis anquilosante o una artritis psoriásica. De modo que el cuadro clínico puede manifestar dolor en la espalda, rigidez matutina, enfermedades articulares inflamatorias y psoriasis (Buchbinder, 2004; Hossain y Makwana, 2011; Ortiz, 2008; Thing et al., 2012).

En el caso de que el cuadro clínico no parezca encajar y, además, el paciente presente una enfermedad sistémica de base de tipo artrítico, tumoral o diabético, se deberá descartar dicha patología como la posible causante del dolor plantar (Hoebeke, 2008).

1.5.2.2. *Exploración*

En el examen físico es importante realizar una valoración completa tanto de la estructura y morfología del pie, como del miembro inferior. Por medio de la palpación digital se puede detectar el dolor, localizado en la zona donde se ubica la tuberosidad medial del calcáneo y característico por ser agudo y punzante. Este también puede irradiar, en casos donde la afectación está más avanzada, a lo largo del trayecto de la fascia plantar intensificándose con la flexión dorsal de las articulaciones metatarsofalángicas, donde el tejido aponeurótico tiene inserción (Martínez, 2013; Ortiz, 2008; Pardo i Camps, 2016; Rosenbaum et al., 2014). Cabe destacar que la sensación dolorosa de tipo neuropático, parestésico, con sensación de hormigueo, acorchamiento o quemazón, no es extraña y puede darse o bien de forma aislada o juntamente con la talalgia (Hoebeke, 2008; Thomas et al., 2010).

INTRODUCCIÓN

Resulta de importancia la palpación de prominencias óseas, recorridos y áreas de inserción tendinosas, con el fin de descartar otras patologías que pueden producir dolor en la zona medial del mediopié, como posibles entesitis o tendinitis de los músculos tibial anterior, peroneo lateral largo o tibial posterior. De igual forma, es también recomendable realizar una exploración de los músculos abductor del Hallux y flexor corto de los dedos, dado que una miositis de alguno de los dos podría ser confundida como un dolor en el origen de la fascia plantar (Martínez Jiménez y Díaz Velázquez, 2010).

La correcta valoración de la movilidad articular permite detectar movimientos restringidos del pie y tobillo. Una limitación de la FD de tobillo ($<10^\circ$), está considerada como factor de riesgo, dado que implica que la articulación subastragalina compense este déficit con una pronación, lo que aumenta la tensión sobre la fascia (Hossain y Makwana, 2011; Thing, et al., 2012; Tu y Bytomski, 2005). Además, aumenta la tensión sobre el sistema Aquileo-calcáneo-plantar, ello conlleva que la FD de tobillo produzca una exacerbación de los síntomas (Alfaro, 2017; Alfaro et al., 2017).

El Test de Jack, es descrito por Ewen Jack (1953), como un método clínico que posibilita ubicar el nivel articular en el que se ha producido el aplanamiento del arco en pies planos valgos (articulaciones astrágalo-escafoidea y/o escafo-cuneana). Esta maniobra se realiza aplicando una fuerza en la superficie inferior del Hallux, que genera FD de la 1ª AMTF. Este movimiento acciona el Mecanismo de Windlass incrementando la fuerza tensil de la fascia plantar. Fuerza que moviliza la falange proximal del primer dedo hacia craneal, desplazamiento restringido por la anatomía del primer metatarsiano. La cabeza de este ejercerá una fuerza de la misma magnitud, pero de sentido contrario a la fuerza de la fascia, sobre la base de la falange proximal. Este par de fuerzas en la 1ª AMTF, genera un momento de fuerza que lleva al Hallux a FP, contrarrestando el momento de fuerzas que han generado FD. Al realizarse esta maniobra, la elevación del Hallux faculta la restauración del arco longitudinal interno, así como la obtención de una postura estable del pie, siempre y cuando el hundimiento del arco se haya producido en la articulación escafo-cuneana. Esta corrección genera de forma automática el valgo a nivel de la articulación talo-navicular (Jack, 1953). Con este movimiento la fuerza tensil de la fascia aumenta, lo que tracciona distalmente de la tuberosidad calcánea. Llevando al incremento indirecto de la tensión en el tendón de Aquiles, que ejerce fuerzas en dirección contraria elevando todavía más la tensión sobre el tejido fascial plantar (Orejana, 2016).

1.5.2.3. Pruebas complementarias de diagnóstico para la talalgia

Las pruebas complementarias no son en primera instancia necesarias para el diagnóstico de la talalgia, pero pueden resultar de ayuda para confirmar el diagnóstico clínico y/o descartar otro tipo de patologías o presentaciones clínicas inusuales, permitiendo que el diagnóstico sea más preciso, destacan:

- **La radiografía simple (Rx):** Es la más comúnmente utilizada, permite descartar otras causas de dolor plantar especialmente si se sospecha de una posible afectación ósea (Michelsson et al., 2005). El perfil del pie en bipedestación es la mejor proyección radiológica que permite evaluar la presencia de diversos signos osteocartilaginosos con características degenerativas y la evolución de la fasciopatía (Pardo i Camps, 2016). A su vez, esta proyección permite medir el ángulo radiológico de Moreau y Costa-Bartani, que determina el tipo de pie anatómico y su relación con la fasciopatía plantar (Viladot, 2001).
- **La ultrasonografía (US):** El estudio ecográfico, es la segunda prueba más utilizada. Se trata de una técnica cómoda y rápida de utilizar, además de inocua, que permite el estudio de los tejidos a tiempo real, por lo que resulta de gran utilidad para la confirmación o no del diagnóstico (Pardo i Camps, 2016; Sabir et al., 2005).
- **La gammagrafía ósea (Gm):** Es poco específica para el estudio de la talalgia, pero si resulta de utilidad a la hora de diagnosticar patología ósea primaria (tumores, osteomielitis) (Hoebeke, 2008).
- **La resonancia magnética nuclear (RMN):** Se trata de la mejor prueba de imagen para la evaluación del dolor en el talón, del tamaño de la afectación y de su evolución. Permite una representación anatómica exacta de la situación normal y alterada de las partes blandas y óseas, dada su gran resolución y amplio campo de visión multiplanar (Narváez et al., 2000; Pardo i Camps, 2016).

1.6. SISTEMAS DE ANÁLISIS DE LA MARCHA Y LA HUELLA PLANTAR

El estudio del movimiento humano y de la marcha bípeda ha formado parte del interés de los médicos y sanadores desde la antigüedad. En la antigua Roma y Grecia clásicas, se establecen por primera vez los orígenes de las leyes del funcionamiento del ejercicio físico (López Chicharro y Fernández Vaquero, 2001). Donde el comienzo de la práctica de la medicina, llevó a la observación de los movimientos de los enfermos como herramienta de ayuda para el diagnóstico de enfermedades y la valoración de la evolución de la terapia (Collado Vázquez, 2004). En aquella época, para el análisis de la marcha los terapeutas solo disponían de su capacidad de observación, y no es hasta este último siglo, cuando las técnicas para la evaluación de la marcha han experimentado su mayor desarrollo. Actualmente, el uso de programas informáticos, que expresan las observaciones en datos numéricos y gráficos cuantitativos, permiten un estudio objetivo de los patrones de la marcha (Collado Vázquez, 2004).

Durante el siglo XIX, paralelamente al desarrollo de la captación de imágenes, las cámaras de la época eran utilizadas por los estudiosos de la biomecánica con el fin de registrar las etapas del movimiento (Collado Vázquez, 2004). De esta forma, a finales del 1800, el fotógrafo inglés Eadweard Muybridge, el médico francés Etienne Jules Marey y el astrónomo Pierre Jules César Janssen, entre otros, desarrollaron métodos a través de los cuales captaron el movimiento de los caballos al galope, la marcha humana y el planeta Venus, respectivamente (Ramos Sánchez, 2000; Ducroquet et al., 1972; Sánchez–Lacuesta, 1993). En 1873, Marey registró la duración del contacto del pie y las fuerzas reactivas del apoyo, mediante un sistema de suspensión neumática ubicado en una sandalia exploratoria y describe por primera vez una plataforma dinamométrica (Collado Vázquez, 2004; Ducroquet et al., 1972; Sánchez–Lacuesta, 1993). En su laboratorio, se llevaron a cabo evaluaciones de la duración y longitud de paso, fases de oscilación, apoyo e inclinación de la pelvis durante la marcha (Ducroquet et al., 1972). En estos momentos es cuando la baropodometría comienza a ser utilizada para el estudio de la postura y el movimiento.

1.6.1. La baropodometría

En la valoración del aparato locomotor y la biomecánica del movimiento corporal, el análisis del pie es una de las partes que merecen una importante consideración, dado que se trata de la estructura sobre la que se sustenta el cuerpo (Chung y Wang, 2012). La determinación de la huella plantar, se

define como el estudio de la superficie del pie que contacta con el suelo, de su morfología y de los eventos que en esta se suceden (Lara Diéguez et al., 2011). Comúnmente, la medición de la presión plantar se utiliza para determinar las cargas específicas que soporta la superficie plantar del pie (Inman et al., 1982). Ello es útil en el diagnóstico, tratamiento, evolución y seguimiento de lesiones del pie, cirugías, prótesis, órtesis y medicina deportiva entre otros (Inman et al., 1982).

Los avances tecnológicos en baropodometría electrónica han permitido conocer la distribución de las presiones en la huella plantar y cuantificar de una forma más precisa, que los métodos clásicos, el reparto de cargas en el pie (Lanuza Cerzócimo, 2012). La primera medición de las presiones plantares está datada entre finales del siglo XIX y principios del XX y para realizarla se aplicaban colorantes en la superficie plantar y se dejaba la huella plasmada sobre papel (Plas et al., 1996). Durante el mismo periodo también se utilizaba escayola para medir la profundidad (Viladot, 1990). El primer registro de una prueba dinámica, data de 1934 de la mano de Elftman, quién empleó una lámina de goma sobre una plataforma de cristal, de la que se hacían registros fotográficos como medidas de la carga soportada por el pie durante la marcha (Plas et al., 1996; Ramos Sánchez, 2000; Viladot, 1990). A partir de entonces, a mediados del siglo XX aproximadamente, se comenzaron a aplicar contactos eléctricos, captosres neumáticos y transductores de presión de tipo capacitivo como instrumental de medición de presión (Inman et al., 1982; Lanuza Cerzócimo, 2012). Durante las siguientes décadas los sistemas evolucionaron rápidamente. A principios de los años 80, Inman recopiló los conocimientos más actuales de la época en su libro “Human Walking” (Comin et al., 2003). A partir de ese momento, la evidencia sobre el tema y la variedad de instrumentos y dispositivos de baropodometría se multiplica hasta nuestros días (Inman et al., 1982).

1.6.2. Sistemas de obtención de la huella plantar

En las últimas décadas los métodos de medición de la huella plantar han evolucionado rápidamente (Moreno de la Fuente, 2003). En la actualidad existen numerosas herramientas que permiten cuantificar y clasificar la huella plantar (Chung y Wang, 2012; Rueda, 2004). Los instrumentos más comúnmente utilizados son las plataformas de presiones y las plantillas instrumentadas (Skopljak et al., 2014; Viladot y Viladot, 2009). Ambos sistemas presentan funciones y características únicas que los hacen útiles para medir, recopilar, procesar y analizar datos de presión del pie durante un experimento. En función de los objetivos del estudio, las propiedades del equipo, el coste y el nivel de precisión, las prestaciones variarán entre los diferentes materiales disponibles (Skopljak et al., 2014).

1.6.3. Las plataformas de presiones plantares

Las plataformas de presiones son sistemas de medición de las presiones plantares que se definen como una superficie plana y rígida situada en el suelo, que permite llevar a cabo estudios de la huella en postura estática y en movimiento dinámico (andando, corriendo y saltando) (Viladot y Viladot, 2009). El sensor de presión en las plataformas se encuentra paralelo a la superficie de soporte, lo que proporciona una cantidad diferente de sensores por área, según las especificaciones del fabricante. Así, en la literatura se encuentran sistemas como Matscan® (TekScan, Boston, MA), cuyo número de sensores es de 2.288 y sus dimensiones de 0,432m X 0,368m X 0,005m (Zulkifli y Loh, 2018), el Footscan USB Gait Clinical System® con 16.384 sensores y unas dimensiones de 2m X 0,4m X 0,02m (Menz y Morris, 2006), o la plataforma Footwork Pro® (AM-Cube, Francia), que cuenta con 4.096 sensores y unas dimensiones de 0,645m X 0,490m X 0,005m. El punto crítico, reside en que la cantidad de sensores y el tamaño de la plataforma pueden influir generando diferentes lecturas de las regiones de interés (Skopljak et al., 2014). Es importante que la plataforma se encuentre posicionada en una superficie plana y rígida con el fin de evitar registros confusos de los sensores. Las plataformas pueden variar su longitud desde 0,5m a 2m, siendo las primeras utilizadas prioritariamente en estudios estáticos (posturales), mientras que las segundas en dinámicos (movimiento).

En las plataformas de presiones el contacto de la planta con la superficie de medición se traduce en una fuerza provocada por el aplastamiento del pie. La relación entre fuerza y superficie de apoyo permite el cálculo de la presión del pie (Inman et al., 1982). Estas técnicas se fundamentan en la tercera ley de Newton, El Principio de acción-reacción (Newton, 1687), lo que sobre la plataforma se traduce como: toda fuerza aplicada sobre la plataforma generará una señal eléctrica proporcional a la presión (fuerza) aplicada. Cabe diferenciar que los instrumentos de medición de la presión plantar, se distinguen de las plataformas de fuerzas, porque no miden directamente la dirección del vector de fuerza aplicada ni tampoco pueden cuantificar componentes horizontales ni de cizallamiento de la misma (Muro-de-la-Herran et al., 2014; Robertson et al., 2013).

1.6.4. Las plantillas instrumentadas

Las plantillas instrumentadas son sistemas más flexibles y de menor tamaño que las plataformas que se colocan en el interior del calzado y permiten cuantificar la presión entre este y el pie (Viladot y Viladot, 2009). La ventaja de la plantilla frente a la plataforma de presiones, es su movilidad,

simplicidad y aplicabilidad en prácticamente todos los tipos de calzado, de forma que el patrón de marcha del sujeto se asemeja más a la realidad (Mei et al., 2015) (Figura 17). Además, pueden ser utilizadas tanto en interior como en exterior y en un amplio número de actividades y deportes diferentes, así como para analizar la ergonomía del calzado (Menz y Morris, 2006). Un hándicap de estos sistemas, es que poseen un limitado número de sensores adaptados a la forma de la plantilla, que además ven afectados su rendimiento por el uso, el calor, el sudor e incluso el movimiento del sistema dentro del zapato (Viladot y Viladot, 2009), al contrario que las plataformas de presión, fijas en el suelo y más resistentes (Skopljak et al., 2014).



Figura 17. Plataforma Footwork Pro® (AM-Cube, Francia);
Plantillas instrumentadas Pedar® (Novel, Alemania).

De esta forma ambos tipos de sistemas: plataformas de presiones plantares y plantillas instrumentadas cuentan con ciertas ventajas y desventajas. Esto es algo que debe tenerse en cuenta a la hora de elegir el equipamiento adecuado antes de realizar un experimento (Skopljak et al., 2014). Es importante saber, que el registro de huellas plantares ideales requiere de mediciones a tiempo real de la marcha natural. Por desgracia el hecho de realizarlo en un ambiente controlado limita la percepción de naturalidad. No obstante, para ello, antes de la toma de datos, se debe instruir al participante para que se familiarice con el equipo y el entorno (Muro-de-la-Herran et al., 2014; Viladot y Viladot, 2009).

1.6.5. Tipos de sensores

Estos sistemas, además, necesitan una serie de sensores que proporcionen una señal eléctrica (output) proporcional a la fuerza detectada por los mismos sobre su superficie y así poder medir la presión que ejerce el pie (Skopljak et al., 2014; Viladot y Viladot, 2009). Normalmente, las plataformas tienen entre 1,4 y 4 sensores por cm² (Ledoux et al., 2013; Zulkifli y Loh, 2018). Estos sensores, pueden ser de varios tipos y en términos de rendimiento se valorarán según su linealidad, histéresis, sensibilidad a la temperatura, tamaño de detección y rango de presión (Viladot y Viladot, 2009). Los más comunes son los sensores resistivos, los piezoeléctricos, los piezorresistivos y los capacitivos (Skopljak et al., 2014; Viladot y Viladot, 2009).

- **Sensores resistivos:** Los sensores resistivos de fuerza (Force-Sensing Resistor (FSR)), son un buen ejemplo de sensores resistivos. Cuando se aplica fuerza, el sensor mide la resistencia ejercida por una espuma conductora entre dos electrodos. La corriente a través del sensor resistivo aumenta a medida que la capa conductora cambia (es decir, disminuye la resistencia) bajo presión. Los FSR están hechos de un polímero conductor que cambia la resistencia con la fuerza; la fuerza aplicada hace que las partículas conductoras entren en contacto con la corriente a través de los sensores. los productos comerciales basados en este principio son los sistemas de plataforma MatScan® (Tekscan, EE. UU.) y los sistemas de calzado F-Scan® (Tekscan, EE. UU.) (Skopljak et al., 2014; Viladot y Viladot, 2009; Zulkifli y Loh, 2018).
- **Sensores piezoeléctricos:** Este tipo de sensores producen un campo eléctrico (voltaje) en respuesta a la presión. Los dispositivos piezoeléctricos tienen una alta impedancia y, por lo tanto, son susceptibles las interferencias eléctricas excesivas que derivan en una ratio de “ruido-senal”. El material más adecuado para la medición clínica de la presión corporal es el fluoruro de polivinilideno (PVDF) cuyas propiedades le otorgan flexibilidad y delgadez además de la característica de ser deformable (Viladot y Viladot, 2009). Los productos comerciales basados en este sistema son Measurement Specialties, USA y PCB Piezotronics, Inc., USA (Skopljak et al., 2014; Viladot y Viladot, 2009).
- **Sensores piezorresistivos:** Se trata de materiales semiconductores, donde la capacidad resistiva está influenciada por la fuerza o presión aplicada. Cuando el sensor se encuentra en descarga la resistividad es alta y ante la aplicación de fuerza, la resistencia disminuye (Viladot y Viladot, 2009). Cuando hay presión sobre el elemento piezoeléctrico (cristal de

cuarzo) produce cargas eléctricas en su superficie. Estas cargas crean una tensión proporcional a la fuerza aplicada. Productos comerciales basados en este sistema son: FlexiForce® (Tekscan, EE. UU.) y ParoTec (Paromed, Alemania) (Viladot y Viladot, 2009).

- **Sensores capacitivos:** Están compuestos por dos placas conductoras cargadas eléctricamente separadas por una capa elástica dieléctrica. Al aplicar presión la capa elástica dieléctrica se dobla, lo que acorta la distancia entre las dos placas y produce un cambio de voltaje proporcional a la presión aplicada (Skopljak et al., 2014; Viladot y Viladot, 2009). Entre los productos comerciales basados en este sistema destacan las plataformas Emed® (Novel, Alemania), Footwork® y Footwork Pro® (AM-Cube, Francia) y las plantillas instrumentadas Pedar® (Novel, Alemania).

Para finalizar este apartado, es importante mencionar la frecuencia de muestreo propia de cada sistema, la cual está medida en frames/segundo o en hercios (Hz) y suele oscilar entre 25 y 1000 Hz (Viladot y Viladot, 2009, Zulkifli y Loh, 2018). La precisión de los datos medidos dependerá de la frecuencia de muestreo, que será mayor cuanto más alta sea la segunda (Skopljak et al., 2014). La frecuencia óptima de medición se determina por medio de una plataforma de fuerzas, que es el método más preciso de medición dinámica de la fuerza (Skopljak et al., 2014).

1.7. LA VALORACION BAROPODOMETRICA

En la exploración clínica y biomecánica, normalmente se realizan dos tipos de análisis sobre las plataformas de presiones, los análisis en postura estática y en movimiento dinámico (Inman et al., 1982; Rueda, 2004; Viladot y Viladot, 2009). Los primeros se utilizan fundamentalmente para conocer la morfología de la huella plantar, el reparto de cargas entre ambas extremidades, el desplazamiento del centro de presiones y las zonas de hiperpresión; mientras, los segundos, permiten analizar por fases el patrón de la marcha, la evolución dinámica del baricentro corporal y entender el desplazamiento de las presiones plantares en dinámica.

1.7.1. El análisis estático de presiones

Durante esta evaluación se trata de entender cuál es la proporción de peso corporal que a nivel podal se distribuye entre las regiones retro y antepié. En el apoyo bipodal, el peso del cuerpo se transmite a lo largo de ambas extremidades inferiores, llegando, teóricamente a cada pie el 50% del

INTRODUCCIÓN

valor total. Entre el área anterior y posterior de la superficie plantar, Morton (1935) señaló que la distribución era la misma, es decir que cada mitad del pie debía soportar un 25% del peso corporal. Autores más recientemente, señalaron que se produce una carga mayor en el talón, aunque esta distribución del peso es difícil de calcular, ya que varía en función del balanceo normal del centro de presiones corporal (Izquierdo-Renau et al., 2017; Lanuza Cerzócimo, 2012; Smith et al., 1984; Viladot, 2001; Viladot y Alvarez, 1995). Esta oscilación del cuerpo cuando se está en posición bípeda “estática”, fue denominada por Smith (1984) como “dynamic standing”.

En la literatura, se encuentran numerosos autores que coinciden en que la presión bajo el talón, es superior a la del resto del pie (Inman et al., 1982). En la zona del antepié, la mayoría de los autores reflejan que la presión en bipedestación se distribuye entre todas las cabezas metatarsales, siendo mayores en las del primer, segundo y tercer radios (Inman et al., 1982; Ramos Sánchez, 2000; Martínez Nova, Sánchez Rodríguez y Cuevas García, 2008) (Figura 18).

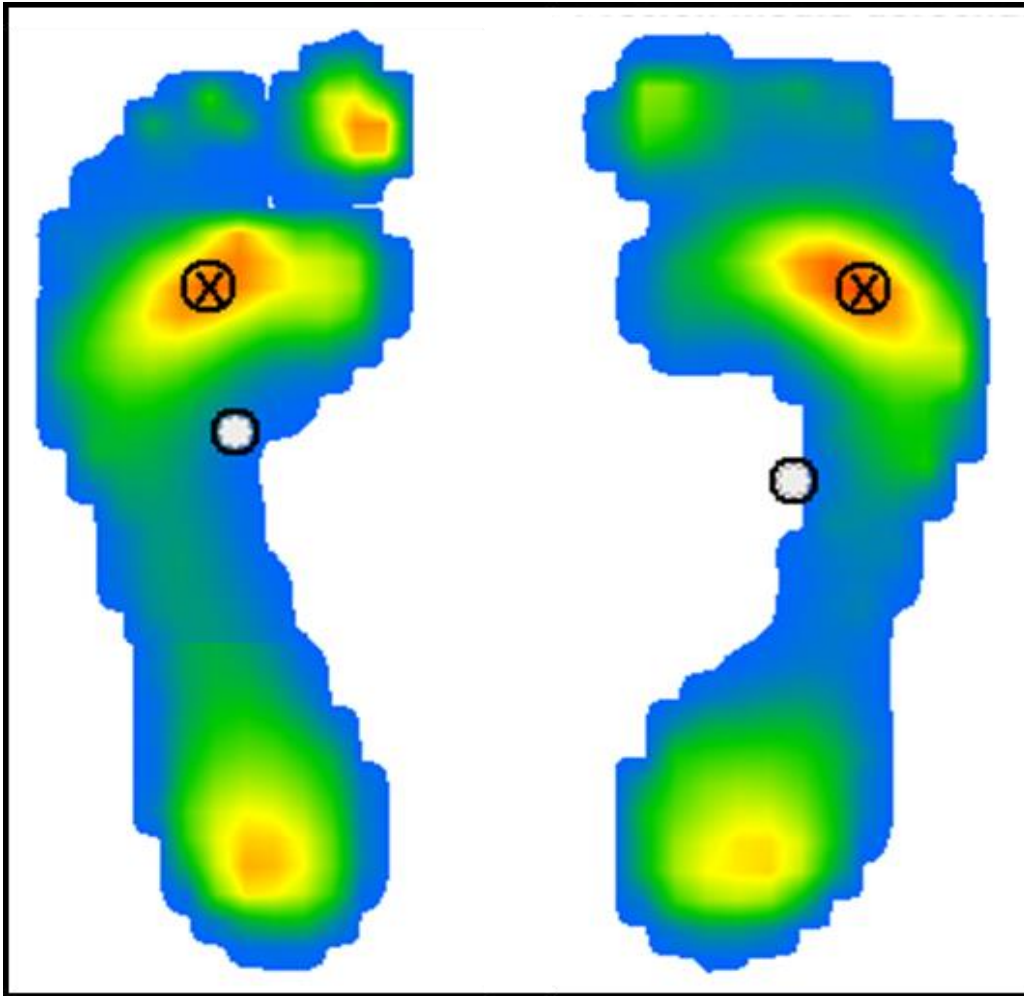


Figura 18. Distribución ideal en el análisis estático de presiones en el Software Footwork Pro®.

1.7.2. El análisis dinámico de presiones

El estudio dinámico de las presiones, se emplea para conocer y analizar cómo es la pisada de la persona en dinámica, es decir al caminar (Lanuza Cerzócimo, 2012). Durante la marcha, el peso que contacta con el suelo, no es uniforme, sino que varía describiendo curvas, en las que destacan dos picos de presión, coincidentes con el contacto del talón y con el despegue de los dedos (Inman et al., 1982; Ramos Sánchez, 2000; Viladot y Viladot, 2009). El análisis de las presiones que se generan en el pie durante la marcha, se lleva a cabo normalmente subdividiendo el pie en zonas de interés biomecánico, que varían según autor y/o método/técnica empleado para la medición (Becerro de Bengoa Vallejo, Losa Iglesias, Zeni y Thomas, 2013; Inman et al., 1982; Izquierdo-Renau et al., 2017). La literatura describe, que el pico de presión local de todo el pie, se registra en el talón en el momento del contacto inicial (Viladot, 2001), y va avanzando hacia anterior, pasando por el lateral externo,

INTRODUCCIÓN

disminuyendo el valor de la presión máxima, dado el desplazamiento del cuerpo sobre una superficie de apoyo que se va haciendo mayor (Elvira, Vera-García, Meana y García, 2008). La mayoría de los autores señalan, que la mayor presión en la zona del antepié se produce en la zona de las cabezas del primero, el segundo y el tercer metatarsianos, alcanzándose en estos puntos entre un 60 y el 100% del valor absoluto registrado en el talón (Inman et al., 1982). Aunque, existe controversia entre ellos, con lo que se identifican cuatro patrones principales, que se pueden apreciar en la Figura 19, de distribución de las presiones en dinámica, que varían según diferencias individuales (Viladot y Viladot, 1990). Respecto a la zona del mediopié, se acepta que no cumple un papel tan relevante en la transferencia de peso del retro al antepié, representando únicamente un 10% del valor máximo del talón (Hughes et al., 1991).

- Patrón medial: mayor apoyo en el tercero, seguido muy de cerca por el primero y segundo metatarsiano.
- Patrón medial-central: mayor apoyo en el segundo y tercer metatarsianos, seguidos del primero.
- Patrón central: mayor apoyo en el segundo y tercer metatarsianos, seguidos del cuarto.
- Patrón central-lateral: mayor apoyo del tercero, cuarto y quinto metatarsianos.

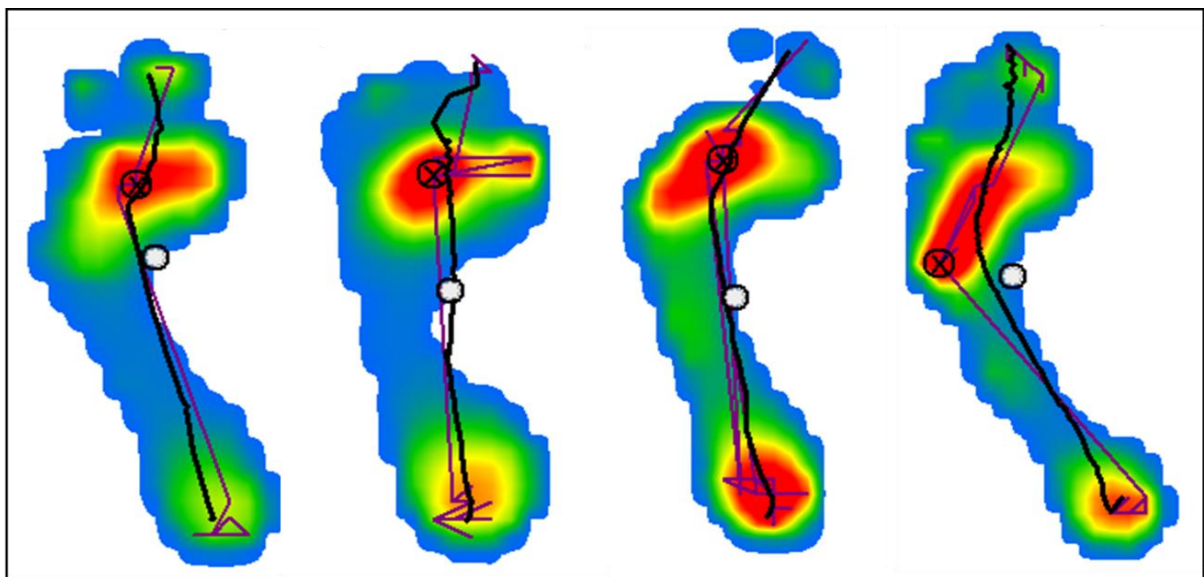


Figura 19. Los 4 patrones principales de pisada dinámica en el Software Footwork Pro®. De izquierda a derecha patrón medial; medial-central; central; y central-lateral.

1.7.3. Factores determinantes de las presiones plantares

La variabilidad de las presiones plantares en dinámica, está condicionada por factores inevitables como son la edad, el peso corporal, o el género, así como por fluctuaciones fisiológicas mínimas relacionadas con la actividad muscular, el equilibrio y otras que se pueden controlar, como la velocidad de paso. Estas variables inherentes en el paso tienen influencia en la magnitud de los valores de las fuerzas que se transmiten entre el pie y el suelo (Muro-de-la-Herran et al., 2014; Perry, 1992).

- **Velocidad:** Las presiones plantares son directamente proporcionales a la velocidad (Inman et al., 1982; Smith et al., 1984). Al incrementar la velocidad, se eleva de manera lineal la presión en el talón, en la zona medial del antepié y en los cuatro primeros dedos (Hessert et al., 2005; Viladot y Viladot, 1990). En los estudios de análisis de las presiones plantares en dinámica, durante la marcha normal, se considera que no es necesario controlar la velocidad del sujeto evaluado (Inman et al., 1982), sino que se pide al participante caminar a un ritmo de paso que el considere natural, de forma que se evita alterar el patrón de marcha normal (Smith et al., 1984).
- **Peso:** En la literatura existen multitud de estudios que corroboran la relación existente entre peso y presiones plantares. Se ha comprobado, como la distribución de la presión plantar se ve modificada con el cambio de peso (Inman et al., 1982; Lanuza Cerzócimo, 2012). Para muchos autores, este está considerado como un importante factor influyente en el desarrollo de alteraciones estructurales en el pie y la extremidad inferior (Gómez Bernal et al., 2018; Mueller et al., 2003; Prat y Sánchez Lacuesta, 1993).
- **Edad:** La morfología corporal relacionada con la edad va a tener su repercusión sobre las presiones plantares. En edad infantil, la magnitud de las presiones es menor en comparación con el adulto, dado el menor peso de los niños, en cambio proporcionalmente se produce mayor presión en la cabeza del primer metatarsiano a consecuencia de un mayor valgo de rodilla y pronación del pie (Gravante et al., 2003; Henning et al., 1994). Con el aumento de la edad, en personas mayores, se aprecia como los movimientos de la marcha están más medidos y tiene carácter protector disminuyendo las fuerzas de reacción vertical y los picos de presión durante el apoyo (Damiano et al., 1998; Hessert et al., 2005).
- **Género:** No es considerado determinante para la mayoría de los autores, si bien es cierto que en varones con mayor rigidez articular se tiende a localizar mayor presión sobre la zona lateral del antepié y los dedos (Gravante et al., 2003; Hessert et al., 2005).

1.8. INTRODUCCIÓN A LOS SISTEMAS DE ANÁLISIS DE LA PRESENTE TESIS DOCTORAL

1.8.1. La plataforma Footwork Pro® en el análisis de la pisada

La plataforma de presiones Footwork Pro® (AM-Cube, Francia), es un dispositivo que analiza el comportamiento del pie a través del registro de toda la información relevante a las presiones plantares. La plataforma es capaz de capturar multitud de muestras de presión, desde cualquier dirección, antes de mostrar el promedio. Esta herramienta ha sido empleada en estudios anteriores de análisis de la pisada (Alfaro Santafé, 2017; Gómez Bernal et al., 2018). Se trata de un instrumento que consta de 6024 sensores de tipo capacitivo con una vida útil de 1.900.000 pisadas (AM-Cube, Francia). Como se ha descrito anteriormente, los sensores capacitivos se basan en la modificación de la capacidad de un condensador por presencia de objetos sólidos. Tienen un pequeño tamaño, una construcción robusta y un pequeño desplazamiento volumétrico (Bellini, 2009).

Mediante el avanzado software de la plataforma (Footwork Pro Software®), se puede obtener una interpretación directa y precisa de la pisada gracias a los gráficos de alta calidad que presenta. Estos, resaltan el avance del centro de presiones durante la marcha, así como la presión máxima durante todo el contacto plantar. Además, la división de las fases del paso y la posibilidad de delimitar las áreas de estudio permiten profundizar en el comportamiento del pie (AM-Cube, Francia). De esta forma, la plataforma de presiones Footwork Pro® permite evaluar:

- Presión
- Aparatos ortopédicos
- Estabilometría
- Calzado
- Asimetría
- Velocidad
- Sincronización
- Aceleración
- Balance
- Áreas de estudio

1.8.2. Los análisis con la plataforma Footwork Pro®

La plataforma Footwork Pro® permite realizar estudios estáticos, dinámicos y estabilometrías.

1.8.2.1. Estudios estáticos

En el estudio estático es posible observar el reparto de presiones en cada una de las zonas de la planta del pie. A través del software (Figura 20), se observan las presiones máximas de cada pie representadas con una "X", el mapa de colores refleja la intensidad de las presiones, siendo mayores en los colores más cálidos (rojo) y menores en los colores más fríos (azul). Las presiones se pueden observar moviendo el cursor sobre la huella o configurando un análisis por zonas anatómicas predeterminadas. El software según la activación de sensores calcula la superficie de apoyo de cada pie medida en cm^2 . En el estudio estático también se observa el centro de presiones del cuerpo (sumatorio de las fuerzas de reacción del suelo) y la distancia medida en cm desde el mismo al centro de presiones de cada pie, permitiendo calcular el porcentaje de carga correspondiente al pie derecho e izquierdo (Alfaro Santafé, 2017).

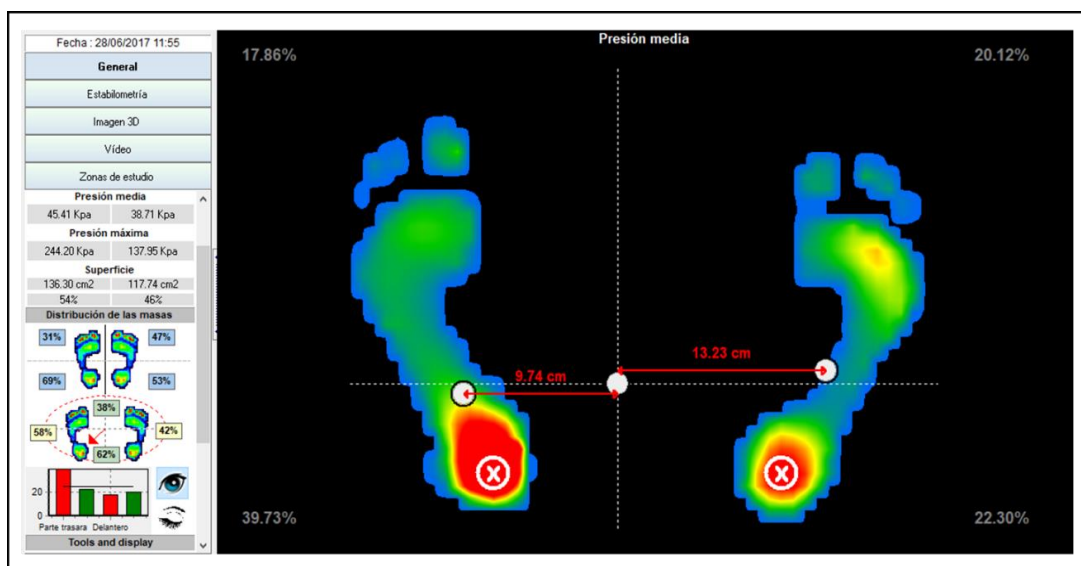


Figura 20. Análisis estático de la pisada en el Software Footwork Pro®.

INTRODUCCIÓN

1.8.2.2. Estudios posturográficos

Los estudios posturográficos calculan las oscilaciones de los centros de presiones que se representan gráficamente tanto de forma elíptica como en un eje cartesiano lateral y antero posterior. La estabilometría representa las oscilaciones de todo el cuerpo y de cada pie independientemente (Figura 21) (Alfaro Santafé, 2017).

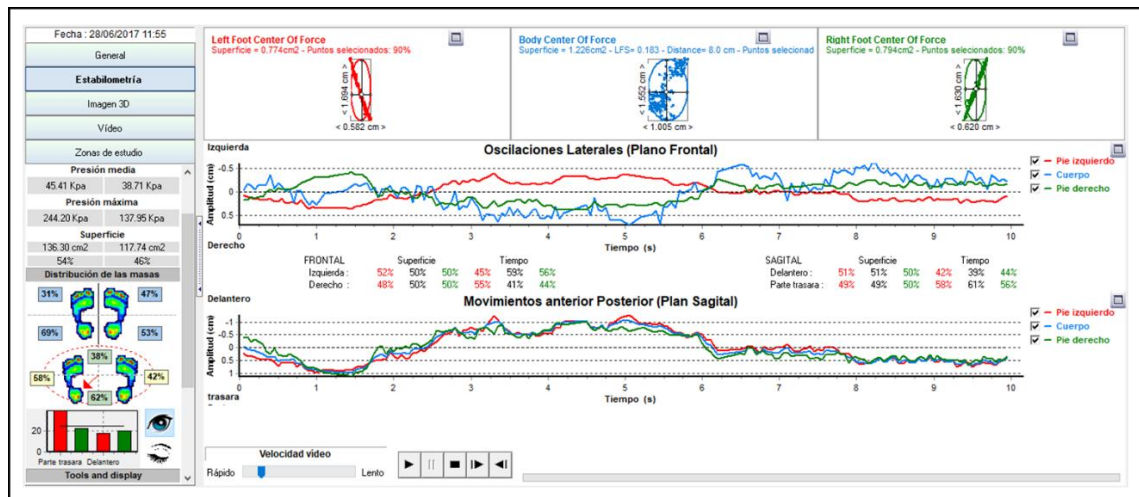


Figura 21. Representación de la estabilometría en el Software Footwork Pro®.

1.8.2.3. Estudios dinámicos

El estudio dinámico nos permite visualizar la secuencia del paso de ambos pies. El programa representa el mapa de presiones dinámicas, las trayectorias del centro de presiones (blanca) y la evolución de las presiones máximas (morada) (Figura 22).

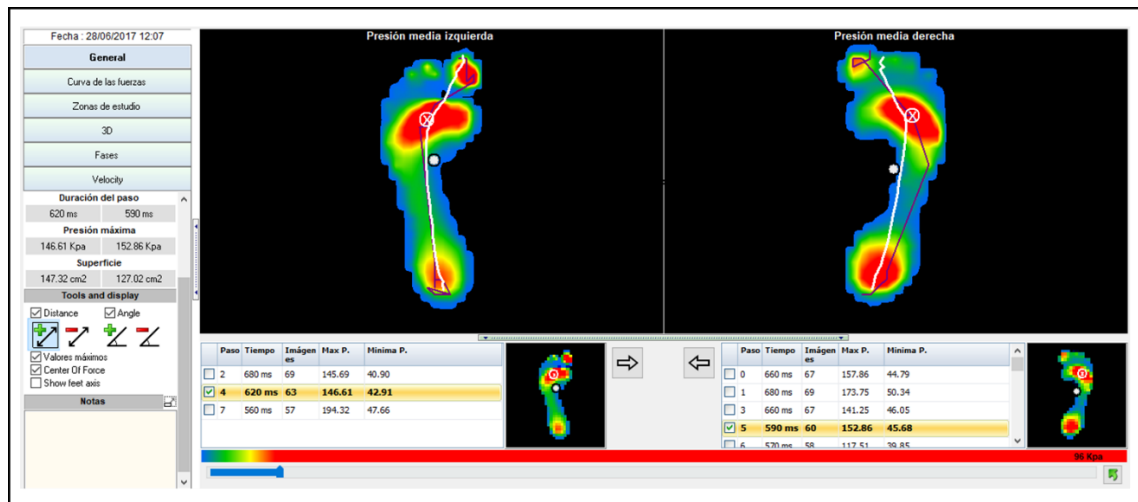


Figura 22. Representación de las presiones dinámicas en el Software Footwork Pro®.

El análisis recoge, entre otras cosas, la duración del paso en ms. De forma que es posible el estudio de la velocidad del paso, así como de las presiones medias y máximas. En la parte inferior de la imagen del programa podemos seleccionar entre las diferentes huellas tomadas de modo que es posible descartar aquellas no válidas o que se hayan tomado de manera incorrecta.

El menú de la derecha permite la selección de otro tipo de parámetros con los que estudiar aspectos diferentes de la pisada: la integral presión-tiempo que relaciona la presión (fuerza) con el tiempo de apoyo (Figura 23); estudiar las fases de la marcha (Figura 24); la velocidad del paso (Figura 25); y/o dividir el pie en diferentes zonas en función del tipo de estudio que se quiera realizar (Figura 26).

INTRODUCCIÓN

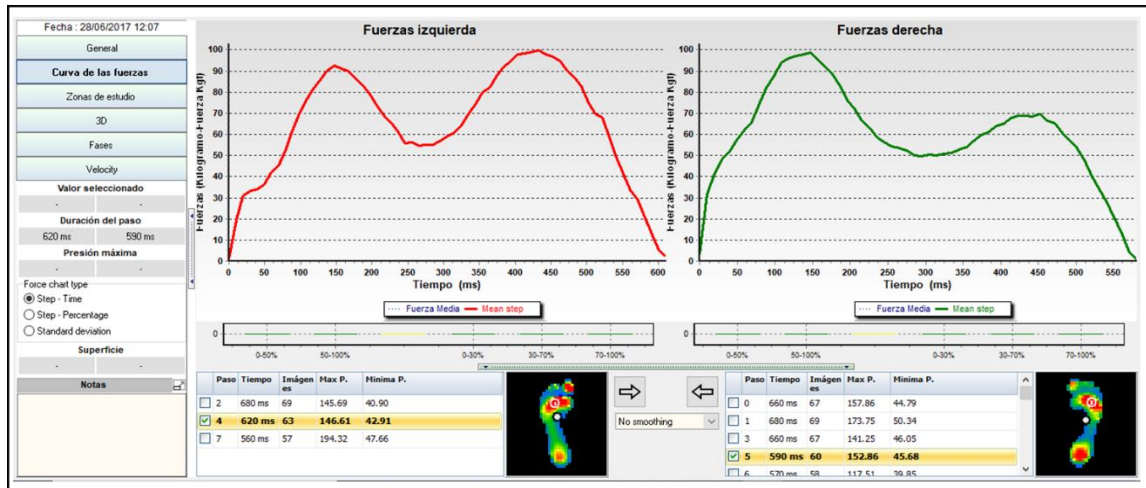


Figura 23. Curva de las fuerzas en el análisis dinámico-Software Footwork Pro®.

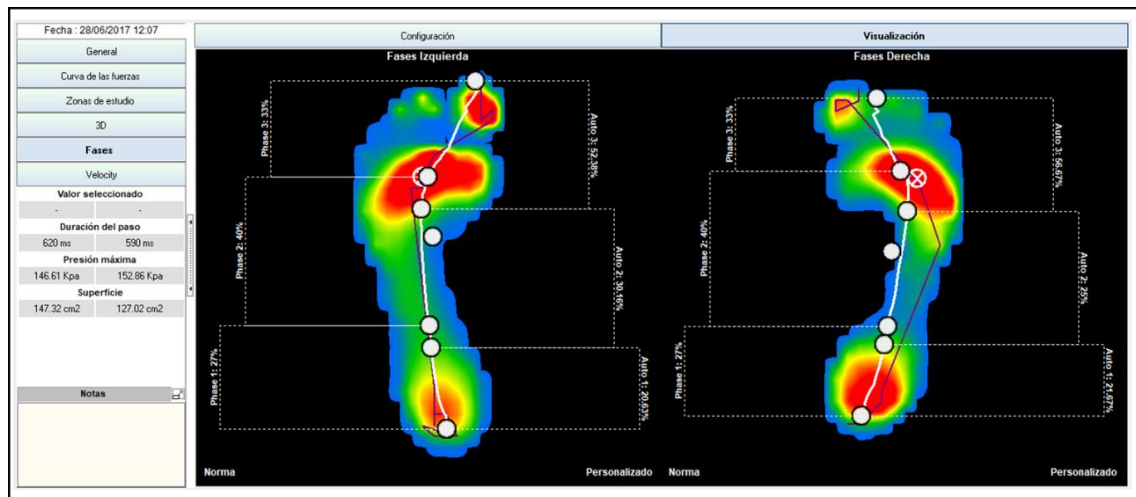


Figura 24. Estudio de las fases en el análisis dinámico-Software Footwork Pro®.

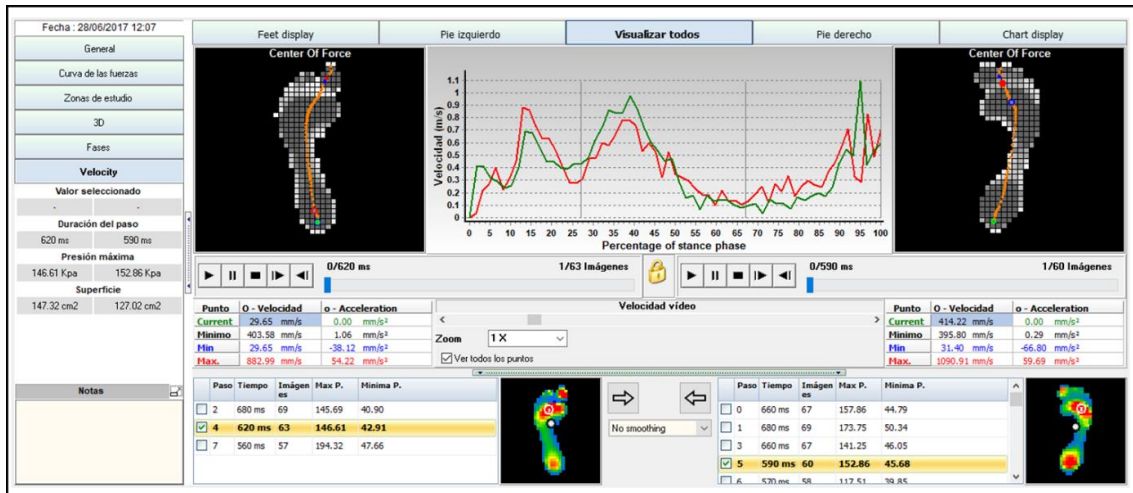


Figura 25. Estudio de la velocidad en el análisis dinámico-Software Footwork Pro®.

En la Figura 26, se puede apreciar la posibilidad de la división del pie en diferentes áreas. El software dispone de la capacidad para dividir el pie desde 2 zonas, hasta 10, además de la personalización de la división en las zonas deseadas por el investigador / clínico para el estudio de la pisada.

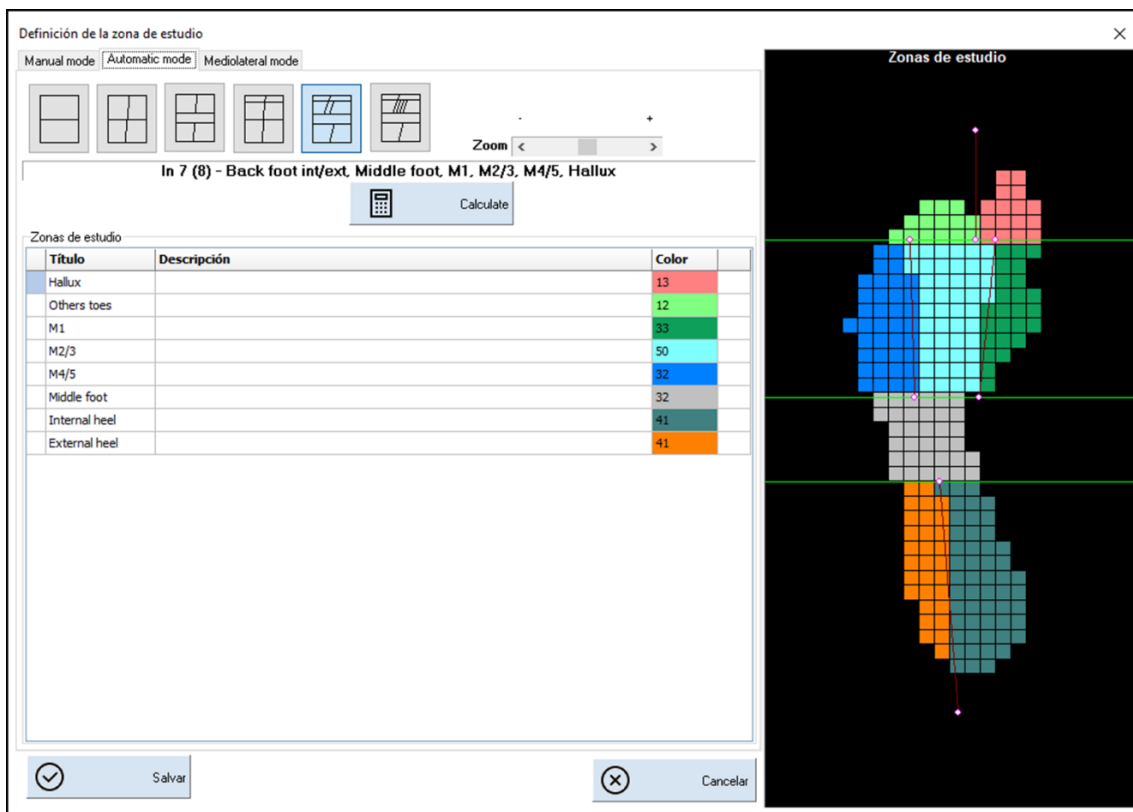


Figura 26. Definición de las zonas de estudio en el análisis dinámico-Software Footwork Pro®.

INTRODUCCIÓN

Una vez dividido el pie en las zonas deseadas para el estudio, el Software Footwork Pro® permite el análisis de las fuerzas, las velocidades, la integral presión-tiempo, las presiones máxima y media y de la superficie de paso. Además, permite la visualización de todos estos parámetros de diferente forma: o bien únicamente a través de la observación de las gráficas, combinadas estas con la visualización del paso, o bien cada modo por separado (Figura 27). El software, permite la selección y muestra únicamente de las zonas deseadas, deseleccionando las que no interesan. De esta forma se obtienen gráficas “más limpias” para una mejor observación de las áreas analizadas para estudio.

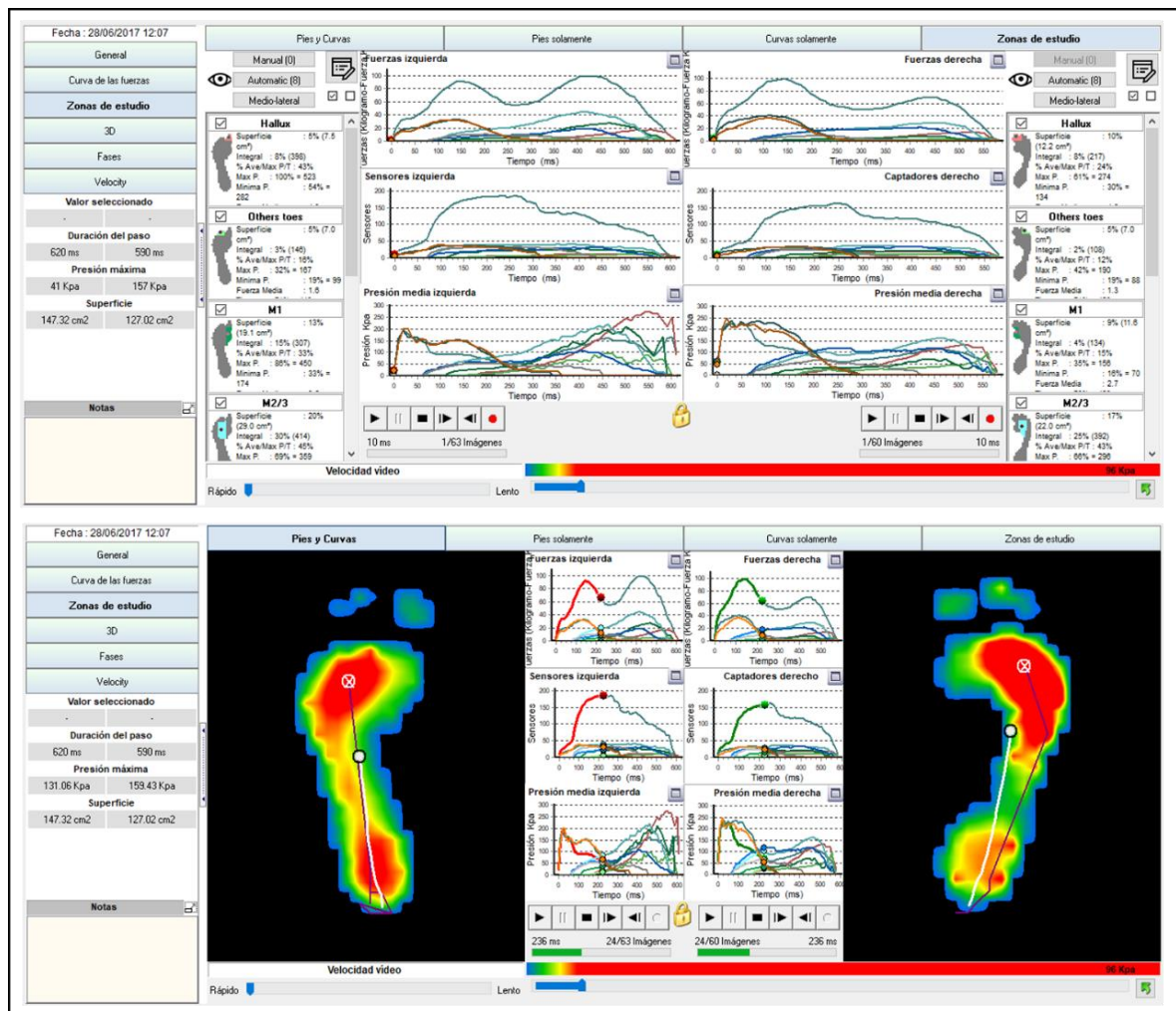


Figura 27. Visualización de la división del pie en 8 zonas de estudio en el análisis dinámico-Software Footwork Pro®. Arriba las zonas de estudio junto con las gráficas de fuerza; abajo el avance de la huella del paso, junto con las gráficas.

1.9. LA REDUCCIÓN DIMENSIONAL

En el mundo de las ciencias de la salud, muchas áreas y disciplinas dependen del análisis y visualización de datos exploratorios. La necesidad del análisis de grandes cantidades de características y datos multivariados plantea el problema de la representación de los mismos de manera entendible y legible. Es decir, mostrar datos de alta dimensión de forma compacta, reduciendo su dimensionalidad (Alfaro Santafé et al., 2021; Haris-Mita et al., 2021; Roweis y Saul, 2000).

La reducción dimensional, es una de las partes más importantes en lo relativo a resolver problemas de reconocimiento de patrones (Valencia-Aguirre et al., 2010). Los métodos tradicionales de reducción dimensional permiten revelar la estructura interna de los datos y extraer la información más importante del problema en estudio. Mejorando, de esta forma, tanto la visualización como la clasificación de los datos (Valencia-Aguirre et al., 2010).

Existen diversos métodos de reducción de dimensión, entre los que destacan: el análisis de componentes principales (PCA), Kernel-análisis de componentes principales (KPCA) (Jolliffe, 2002; Schölkopf, et al., 1998) y el escalado multidimensional (MDS) (Cox y Cox, 1994). En el primero, se calculan las proyecciones lineales que cuentan con la varianza más grande de los vectores propios asociados a los valores mayores asociados a la covarianza de los datos. El segundo, emplea la reducción de dimensionalidad que mejor conserve las distancias entre los pares de puntos de los datos iniciales (Valencia-Aguirre et al., 2010). Aunque, estos dos métodos no lineales de inmersión espacial de baja dimensión, no son los más adecuados para el análisis de las estructuras de datos de las variables no lineales. Ello, ha sido solucionado en los últimos años mediante el desarrollo de nuevos métodos. Los cuales, ejecutan un mapeo no lineal de menor dimensionalidad a partir de la información local de datos de alta dimensión cuya proyección conserva la geometría local y estructura global de los mismos (Figura 28) (Valencia-Aguirre et al., 2010).

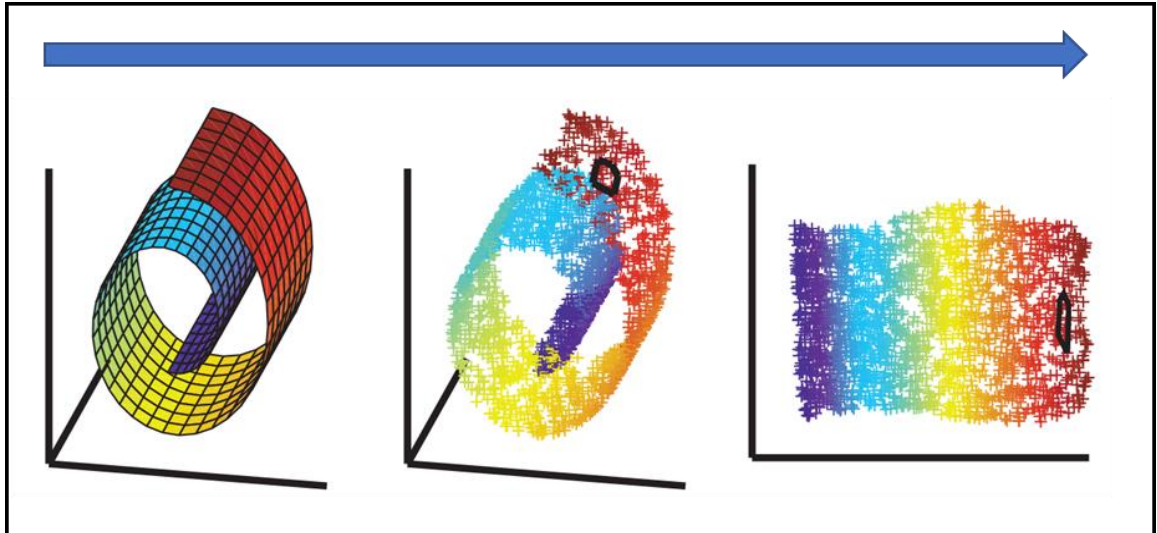


Figura 28. El problema de la reducción de la dimensionalidad no lineal. En la imagen se ilustra la reducción bidimensional de datos tridimensionales. Modificada de Roweis y Saul, 2000.

Los métodos que realizan análisis por localidades tienen la característica en común de sintonizar un parámetro libre: el número de vecinos (habitualmente denotado como k). Es importante determinar el valor adecuado para dicho parámetro, dado que posee una elevada influencia en la calidad de la inmersión resultante (Valencia-Aguirre et al., 2010).

En la actualidad existen numerosos métodos de reducción dimensional no lineal. Por lo que elegir una técnica concreta específica para analizar los datos intrínsecos de las variables no lineales que presentan estructuras complejas no resulta fácil ya que es importante estudiar todos los métodos para determinar la efectividad y desempeño de cada uno.

2. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

El dolor en el talón plantar está causado en numerosas ocasiones por un estrés biomecánico de la región posterior del pie (Seco, 2016a). Se considera que supone entre el 11 y 15% de todas las consultas médicas relacionadas con el pie en el paciente adulto (Buchbinder, 2004; Ortiz, 2008; Rompe, 2009). Hoy en día, se estima, que entorno el 10% de la población padecerá este tipo de dolencia en algún momento de su vida (Díaz y Guzmán, 2014; Rompe, 2009).

El dolor en el talón se manifiesta mayoritariamente en atletas y deportistas, especialmente en aquellos cuyas disciplinas implican un sobreesfuerzo de las estructuras plantares (Ortiz, 2008). Destacan especialmente los tenistas y corredores, deporte en el cual esta lesión supone el 10% de todas las afectaciones musculoesqueléticas sufridas por sus practicantes (Buchbinder, 2004). Ello se debe, a que se trata de una patología principalmente asociada al sobreuso, al estrés y a la tensión a la que se ve sometida el tejido colágeno (Buchanan y Kushner, 2019; Mangone, 2000).

El diagnóstico primario se centra en la clínica (Buchanan y Kushner, 2019). Para el diagnóstico diferencial en muchas ocasiones, se solicitan también pruebas de imagen, como la resonancia magnética, sin embargo, en muchas ocasiones estas pruebas resultan normales (Pardo i Camps, 2016).

Su clínica más frecuente cursa con varios meses de evolución, un comienzo difuso y poco concreto, estando localizado en la tuberosidad media del hueso calcáneo (Domínguez, et al., 2007; Rompe, 2009).

Este dolor, va a hacer que en bipedestación y durante la marcha, la persona trate de eludir la carga, incrementando el peso sobre el miembro contralateral, adoptando a su vez medidas compensadoras que minimicen o disminuyan el contacto del área sintomatológica con el suelo (Buchbinder, 2004; Ortiz, 2008).

Una de las herramientas más empleadas en los laboratorios de biomecánica y podología, como medio de ayuda y complemento diagnóstico es la plataforma de presiones (Lanuza Cerzócimo, 2012). Dada la capacidad de estos aparatos para realizar análisis dinámicos de la huella plantar, es posible estudiar los comportamientos anómalos de la pisada, así como las variaciones en los tiempos correspondientes a cada fase de la marcha (Viladot y Viladot, 2009).

La observación simple de un estudio podológico normal y de un sujeto que presenta dolor es invaluable a simple vista, ya que compone de múltiples líneas imposibles de clasificar a simple vista.

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Sin embargo, en mi experiencia en la clínica diaria, diagnosticando, tratando y estudiando el dolor en el talón, he observado que las gráficas correspondientes a la integral presión-tiempo de los metatarsianos: primero (M1), segundo (M2) y tercero (M3) y la del talón interno, eran diferentes en pacientes que padecían dolor en el talón, comparado con sujetos sanos (Figura 29). Esta observación, originó la idea preliminar que da origen a la presente investigación.

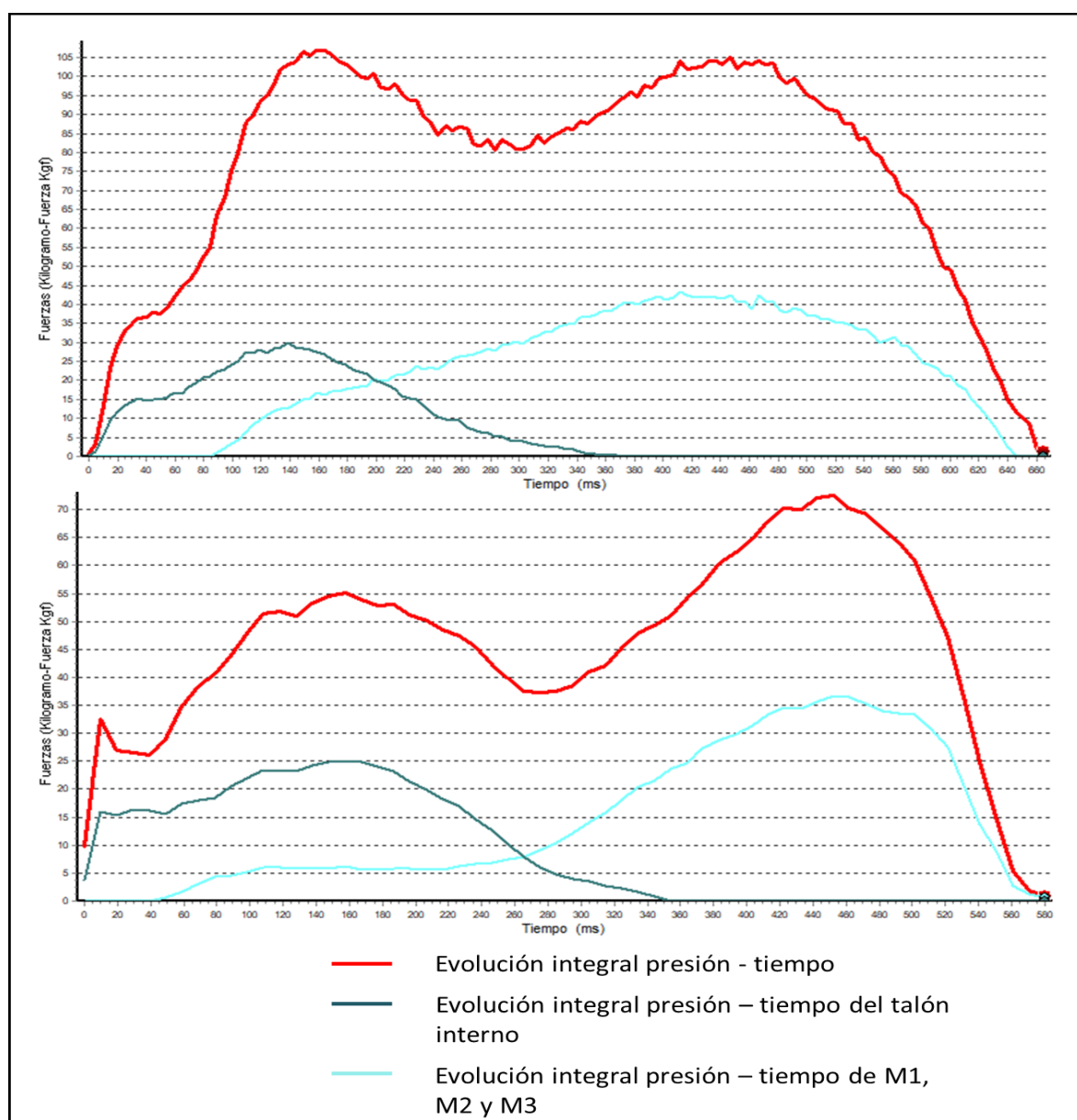


Figura 29. Visualización integral presión-tiempo en el análisis dinámico-Software Footwork Pro®. Arriba la gráfica de un sujeto sano y abajo la gráfica de un sujeto con fascitis plantar.

Por eso he simplificado las curvas, eliminando los datos que no hacen referencia a M1, M2 y M3, siguiendo el proceso descrito en “1.8.2.3. Estudios dinámicos”, para obtener la gráfica que se muestra en la figura 30.

Con la observación y el análisis de estas gráficas, se aprecia cómo la curva correspondiente al talón interno y en color gris claro, se corta con la respectiva de M1, M2 y M3 que se muestra en azul claro. El corte entre ambas curvas delimita, por un lado, una franja de tiempo, que se corresponde con el segundo rocker de la pisada, y, por otro lado, un área, o superficie que se crea en lo relativo al espacio que queda interno entre ambas curvas y la franja de tiempo (Figura 30).

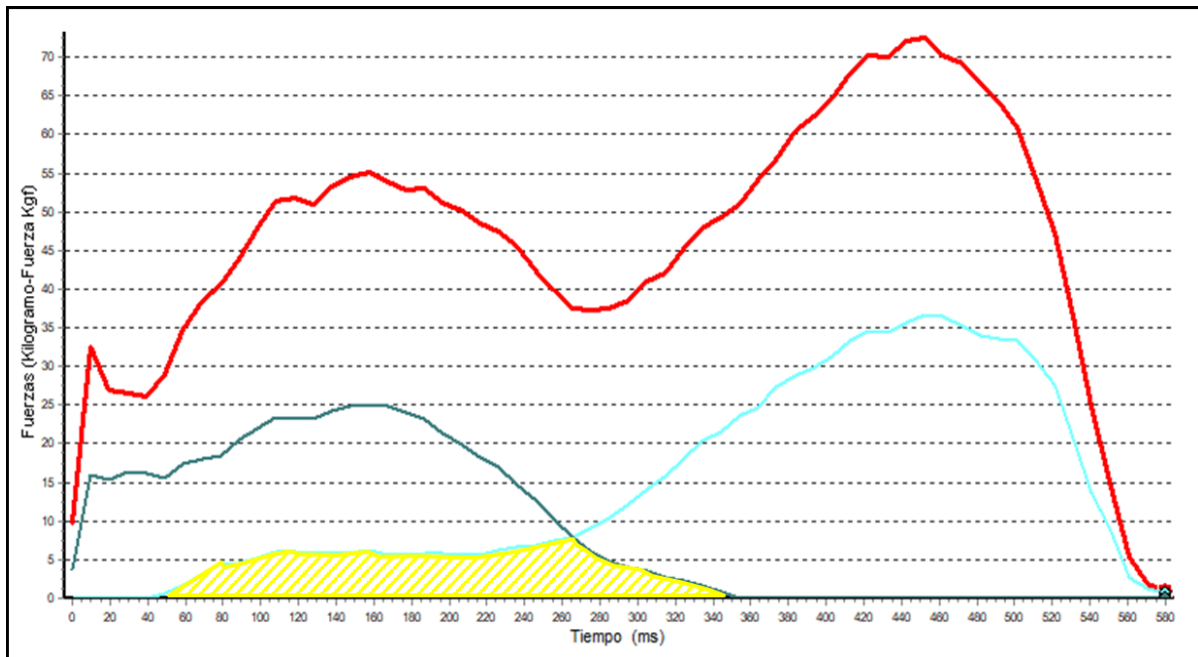


Figura 30. Visualización integral presión-tiempo en el análisis dinámico-Software Footwork Pro®. En amarillo el área delimitada por ambas curvas y la franja de tiempo correspondiente al segundo rocker.

Para el desarrollo de la presente investigación, se denomina al tiempo correspondiente al segundo rocker de la pisada, como Tiempo de Simultaneidad Dinámica (TSD) y a la zona de espacio comprendida por las gráficas y el TSD, como Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD); ambos dos serán definidos más ampliamente con el desarrollo de esta investigación.

Por ello planteo la siguiente pregunta de investigación:

¿La Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD) permite objetivar y por lo tanto clasificar a los corredores amateurs que tienen dolor en talón con respecto a los que no lo tienen?

Puesto que la SSD obtiene su forma según las características de diferentes variables, se le considera una estructura de alta dimensionalidad. Este tipo de estructuras son difíciles de estudiar y para ello,

JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

como posteriormente definiremos en la sección “5. MATERIAL Y MÉTODOS”. Se utilizarán herramientas de reducción dimensional para su simplificación. Este tipo de herramientas serán explicadas más ampliamente en otro momento de esta tesis.

Para corroborar esta observación, me he planteado realizar un estudio en corredores amateur porque presentan la mayor incidencia del dolor en el talón con respecto a cualquier otra población. Aunque en principio se plantearon dos grupos de 25 pacientes, finalmente se determinó crear dos grupos con un número suficientemente significativo de corredores como poder para aplicar parámetros de normalidad. A la vez se buscó garantizar que el grupo control y el de casos fueran homogéneos en aquellas variables independientes como la edad, sexo, peso..., de forma que pudiéramos centrarnos en el estudio de lo que verdaderamente consideramos importante para la hipótesis la SSD.

Por otro lado, en cuanto a la elección de los métodos de análisis estadístico a utilizar para realizar el estudio, he observado el hecho de que resulta tremendamente complicado analizar variables múltiples de forma simultánea con la estadística convencional, por lo que asesorados el Dr. Andres Mena de la Escuela Superior de Ingeniería de la Universidad de Zaragoza, se eligió realizar el análisis comparando los métodos de reducción dimensional lineal (PCA) y no lineal (KPCA y LLE).

Una vez planificado el estudio, se solicitó su valoración previa al Comité de Ética de la Universidad San Jorge, que mostro su aceptación, no considerando la propia Universidad la remisión del proyecto al CEICA para su reevaluación al no ser esta obligatoria, tal y como consta en la Guía de Buenas Prácticas de la propia universidad. Todo ello considerando que se trata de un estudio observacional y que los pacientes en ningún caso se ven sometidos a ninguna intervención de riesgo para la salud, y, por otro lado, haciendo constar que los datos personales se encuentran protegidos de acuerdo a la política de la empresa Podoactiva en lo referente a la Ley de Protección de Datos personales.

Finalmente, en el caso de que el estudio obtengo la capacidad de clasificar el dolor del pie, esta metodología diagnóstica servirá para diagnosticar este dolor, poderlo cuantificar, seguir su evolución con los diferentes tipos de tratamientos e incluso en determinados casos llegar a prevenirlo.

3. HIPÓTESIS

H₁: La presencia de dolor en el talón alterará las variables biomecánicas que denominaremos: Tiempo de Simultaneidad Dinámica (TSD) y la Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD), en corredores amateur con respecto a la población normal.

H₀: La presencia de dolor en el talón no alterará las variables biomecánicas que denominaremos: Tiempo de Simultaneidad Dinámica (TSD) y la Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD), en corredores amateur con respecto a la población normal.

4. OBJETIVOS DEL ESTUDIO

El **objetivo primario** de la presente investigación es:

- Determinar a través de la reducción dimensional si la presencia de **dolor en el talón** modifica el conjunto de variables biomecánicas denominadas como **Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD)** en corredores amateur.

Cómo **objetivos secundarios** destacan:

1. Describir la dimensionalidad de las variables biomecánicas que dan forma a la SSD. Se realizará mediante la observación de las gráficas presión-tiempo obtenidas con el software Footwork Pro® (AM-Cube, Francia), de análisis biomecánico.
2. Clasificar los sujetos sanos y patológicos de acuerdo a su SSD, a través de los métodos de reducción dimensional PCA, K-PCA y LLE aplicados con el software Matlab (The MathWorks, Inc., Massachusetts, Estados Unidos).
3. Determinar el método de reducción dimensional más adecuado para el estudio de las variables biomecánicas que dan forma a la SSD. Ello se realizará mediante el cálculo de la precisión, sensibilidad y especificidad de los métodos de reducción dimensional PCA, K-PCA y LLE aplicados con el software Matlab (The MathWorks, Inc., Massachusetts, Estados Unidos).
4. Proyectar las futuras líneas de aplicación de la SSD y del método de la reducción dimensional, a través de los conocimientos actuales sobre necesidades de investigación y aplicaciones clínicas de las herramientas actuales de análisis biomecánicos.

5. MATERIAL Y MÉTODOS

5.1. TIPO DE ESTUDIO

La presente investigación se diseñó como un estudio observacional analítico de casos y controles.

5.2. DESARROLLO DEL ESTUDIO

La investigación se desarrolló en la sede central de Podoactiva en el Parque tecnológico Walqa (Huesca) desde septiembre de 2018 hasta octubre de 2020.

A todos los sujetos participantes en el presente estudio se les informó previamente de las características de este (Anexo I), tanto de forma escrita como verbal y se documentó su aceptación para participar en el estudio con la firma del documento “Consentimiento Informado” (Anexo II). De la misma forma, se informó a todos los sujetos de la confidencialidad de los datos según la ley vigente (Ley Orgánica 15/1999 del 13 de diciembre). El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad San Jorge (Nº 001-18/19) (Anexo III).

Los sujetos fueron reclutados a través de asociaciones de corredores de Huesca y Zaragoza y en eventos deportivos de la misma índole. Donde se les invitó a formar parte del estudio hasta completar dos grupos superiores a 30.

Se preguntó de forma específica a los corredores que se presentaban voluntarios sobre los datos expuestos en la Tabla 1, quedando los sujetos divididos en dos grupos: un grupo de sujetos libres de dolor en el talón, que fueron clasificados como sanos y asignados al grupo control, y otro grupo de sujetos con presencia de dolor en el talón, que fueron incluidos en el grupo de casos.

En el momento de la inclusión al estudio se les realizó el examen antropométrico y se verificaron los criterios de selección.

5.3. CRITERIOS DE SELECCIÓN

5.3.1. Criterios de inclusión

En la Tabla 1 se muestran los criterios de inclusión tanto para casos como para controles.

Tabla 1. Criterios de inclusión.

CASOS	CONTROLES
✓ Consentimiento informado para participar.	✓ Consentimiento informado para participar.
✓ Ser corredores amateurs (salir a correr 2-3 veces semanales).	✓ Ser corredores amateurs (salir a correr 2-3 veces semanales).
✓ Tiempo de 10k entre 50-60 min.	✓ Tiempo de 10k entre 50-60 min.
✓ No presentar patología de carácter neurológico o traumático en miembros inferiores que afecte a la marcha.	✓ No presentar patología de carácter neurológico o traumático en miembros inferiores que afecte a la marcha.
✓ Edad comprendida entre 25 y 45 años.	✓ Edad comprendida entre 25 y 45 años.
✓ Dolor en el talón medial en el pie derecho para aquellos pacientes del grupo de casos	✓ Ausencia total de dolor en el talón para aquellos pacientes del grupo de controles.
	✓ No haber padecido una lesión musculoesquelética en miembros inferiores en los últimos 6 meses.

5.3.2. Criterios de exclusión

Las causas que excluyeron la participación en el estudio fueron:

- × Traumatismo o lesión reciente en el pie.
- × Sujetos con presencia de alteraciones patológicas con afectación de miembros inferiores.
- × Tratamiento ortopodológico anterior de cualquier tipo.
- × IMC bajo peso u obesidad.
- × Sujetos no interesados en el estudio.
- × Sujetos no corredores o corredores profesionales.

5.4. POBLACION Y CARACTERÍSTICAS DE LOS GRUPOS DE ESTUDIO

Entre septiembre de 2017 y octubre de 2020, se seleccionaron 71 sujetos pertenecientes a la categoría de corredores amateurs con una edad comprendida entre 25 y 45 años. En base a los criterios de selección fueron excluidos 7 (Figura 31). Por lo tanto, la muestra fue de 64 sujetos que se dividieron en base a los criterios de selección, en un grupo de casos ($n=32$) y en otro de controles ($n=32$), dependiendo de si presentaban dolor o no en el talón, respectivamente.

Con el fin de evitar diferencias entre los grupos a comparar, se realizó el emparejamiento controlando factores como la edad, el peso, el género y la velocidad de paso sobre la plataforma, dado que estos están considerados como factores determinantes de las presiones plantares (Becerro de Bengoa Vallejo et al., 2013; Buchanan y Kushner, 2019; Izquierdo-Renau et al., 2017; Mangone, 2000).

El reclutamiento se fue realizando de manera gradual hasta alcanzar, el mismo número de sujetos en cada grupo de estudio. Los sujetos fueron seleccionados cuando cumplían con los criterios de selección. Ningún sujeto “valido” tanto para el grupo de casos como controles fue excluido del estudio. De esta forma se garantizó un adecuado emparejamiento 1:1.

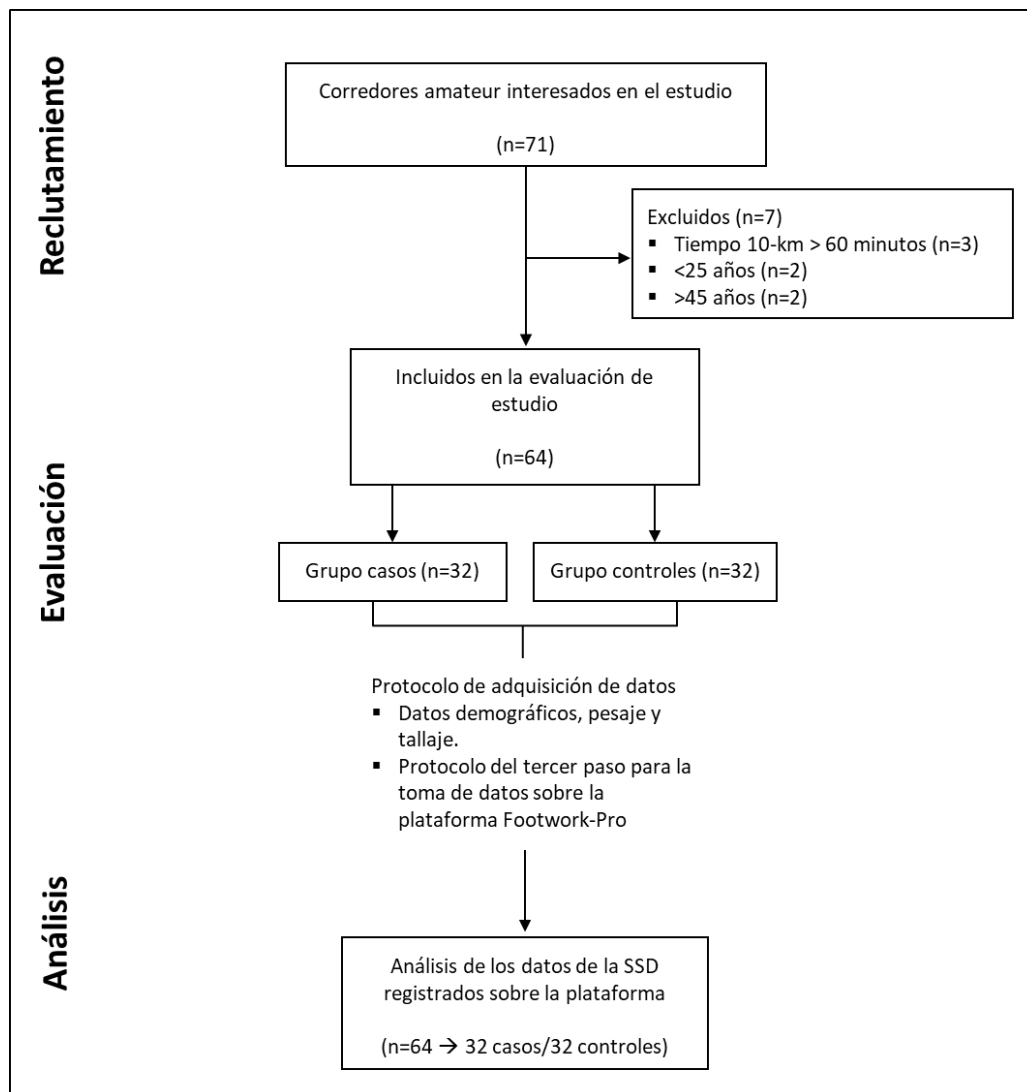


Figura 31. Diagrama de flujo de los participantes.

5.5. GRUPOS Y VARIABLES A ESTUDIO

A través de la variable principal se clasificó a los sujetos cómo casos si presentaban la variable principal denominada dolor en el talón y como controles a los que no lo presentaban. Además, con objeto de realizar una adecuada comparación entre ambos grupos, se eligieron otras variables independientes:

- **Edad.** Medida en años. Determina el tiempo transcurrido desde el nacimiento hasta la inclusión al estudio. Variable cuantitativa continua.
- **Peso.** Expresada en kg. Determina la masa de la persona. Variable cuantitativa continua.
- **Altura.** Expresada en cm. Determina la altura de la persona. Variable cuantitativa continua.

- **Numero de calzado o longitud del pie.** Expresada en el valor del tallaje europeo de calzado. Cuantitativa discreta.
- **Grupo de estudio.** Casos/Controles. Cualitativa nominal polinómica.

Junto a las variables independientes se definieron unas variables dependientes por medio del estudio biomecánico:

- **Tiempo de Simultaneidad Dinámica (TSD).** Cuantitativa continua, definida por el tiempo de contacto del 2º Rocker de la pisada, adquirido con el software Footwork Pro®: Cuando las regiones talón interno y las cabezas metatarsales de M1, M2 y M3, están en contacto simultáneo.
- **Pendiente de subida (α).** Cuantitativa continua, definida por la gráfica del momento de inicio del contacto y el avance de las cabezas metatarsales de M1, M2 y M3.
- **Pendiente de bajada (β).** Cuantitativa continua, definida por la gráfica de tiempo desde el momento de corte de las curvas de M1, M2 y M3 con la del talón interno y hasta el despegue de este del suelo.
- **La altura (h).** Cuantitativa continua, determinada por la presión, o fuerza ejercida por el sujeto en el momento de simultaneidad dinámica del paso, coincide con el punto de corte entre ambas curvas.

Finalmente se define la denominada Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD) como conjunto de las variables anteriormente expuestas (Alfaro Santafé et al., 2021). Esta se muestra en la Figura 32 y se define por ser cuantitativa continua y estar determinada por:

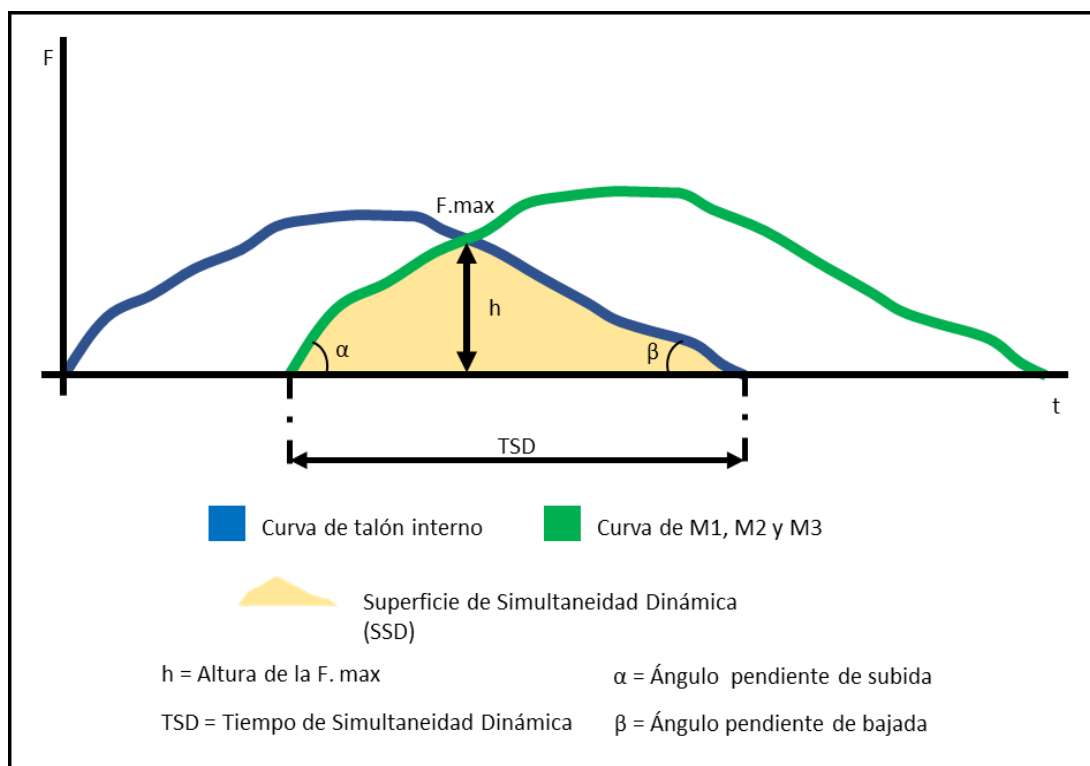


Figura 32. Esquema de la Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD) y los parámetros que la forman.

5.6. DATOS CLINICOS

Para recoger los datos clínicos se realizó una anamnesis en la que la sintomatología fue fundamental para el diagnóstico primario de dolor en el talón (Buchanan y Kushner, 2019). Cuyos síntomas son dolor en la zona inferior del talón, de comienzo difuso y que tiende a hacerse más agudo y persistente conforme la patología se prolonga en el tiempo (Rompe, 2009).

En la exploración se halló un área de máxima sensibilidad en la zona anteromedial del talón interno (Buchbinder, 2004). Para el presente estudio la exploración se completó con un examen físico de la estructura y morfología del miembro inferior y pie. La palpación digital sobre la tuberosidad medial del calcáneo confirmó los síntomas: dolor agudo y punzante característico de la presencia de dolor en el talón (Martínez, 2013; Pardo i Camps, 2016; Rompe, 2009).

5.7. DATOS ANTROPOMÉTRICOS

La medición de la altura de cada sujeto se realizó empleando un tallímetro Seca 755 (Seca, Hamburgo, Alemania), el cual incorpora una cinta métrica mecánica con alcance de medición de 0 a 220 cm y precisión de 1 mm. Para ello se pidió al sujeto permanecer de pie, guardando la posición de atención antropométrica con los talones, glúteos y espalda en contacto con el plano vertical del tallímetro y la cabeza estática en el plano de Frankfurt (Barbera et al., 2009).

El peso de cada sujeto se tomó mediante una báscula digital Seca 755 (Seca, Hamburgo, Alemania), la cual posee un alcance de 0 a 150 kg y una precisión de 0,1 kg. El sujeto se posicionó en el centro de la balanza en posición erecta y de frente utilizando la menor ropa posible (pantalón corto y camiseta).

5.8. DATOS DEL ESTUDIO BIOMECÁNICO DE LA PISADA

La adquisición de los datos en el estudio biomecánico de la pisada se realizó mediante la plataforma de presiones Footwork Pro® (AM-Cube, Francia), cuyas propiedades han sido descritas en el apartado 1.10. de la INTRODUCCIÓN. Para el estudio biomecánico se siguió el siguiente protocolo:

En primer lugar, se pidió al sujeto que caminara descalzo libremente durante 2 minutos para familiarizarse con la plataforma de presiones y el proceso de toma de datos.

Una vez transcurrido ese tiempo, se tomó la huella dinámica del paciente. Para ello, el sujeto caminó descalzo a su velocidad “preferida”, siguiendo el “3-step protocol”, el cual permite coincidir al tercer paso, una vez con cada pie, sobre la plataforma (Becerro de Bengoa Vallejo et al., 2013; Izquierdo-Renau et al., 2017; Peters et al., 2002). Siguiendo este procedimiento se garantiza una huella estandarizada para ambos pies de cada sujeto. Se registraron en total 5 huellas con el pie derecho por sesión. Se decidió utilizar el pie derecho como referencia para el posterior análisis estadístico y de reducción dimensional.

5.9. UTILIZACIÓN DE LOS MÉTODOS DE REDUCCIÓN DIMENSIONAL

En la actualidad hay numerosas técnicas que permiten reducir dimensionalmente, por supuesto sin perder información. Los métodos empleados hasta la fecha basados en la escala multidimensional, tienen “embeddings” (incrustaciones) computadas que pretenden conservar las distancias por pares (disparidades generalizadas) entre puntos de datos (Cox y Cox, 1994); las distancias son medidas a lo largo de líneas rectas, o en el caso de usos más sofisticados de la escala multidimensional, a través de los caminos más cortos entre la variedad de entradas observadas (Tenenbaum y de Silva, 2000).

Tal y como se ha mencionado anteriormente, la SSD queda definida por el momento de apoyo simultáneo, o Tiempo de Simultaneidad Dinámica, en el que talón interno y las cabezas metatarsales de M1, M2 y M3 coinciden en apoyo plantar; una altura, condicionada por la presión o fuerza de apoyo; una pendiente de subida y una pendiente de bajada, que se corresponden con el inicio del apoyo del antepié y con el final del retropié, respectivamente (Alfaro Santafé et al., 2021). Ambas pendientes se cruzan en el vértice superior, cuya altura y posición dependen de la presión ejercida por el sujeto en el momento de paso (Figura 33).

Esta situación, crea las cuatro dimensiones a analizar ya definidas anteriormente, que deben ser estudiadas, mediante una técnica de reducción dimensional, que expresa dichas dimensiones reducidas en una sola, distribuida en una recta, lo que se consigue gracias a la reducción dimensional, distinguiéndose varios métodos: PCA, KPCA y LLE.

El objetivo principal del estudio fue el de "Determinar el nivel de influencia de la presencia de dolor en el talón sobre las variables biomecánicas denominadas como Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD) en corredores amateur." Se estudió la relación de la variable principal (dolor en el talón) con la SSD a través de la reducción dimensional", cuyas propiedades han sido descritas en el apartado 1.10. de la INTRODUCCIÓN.

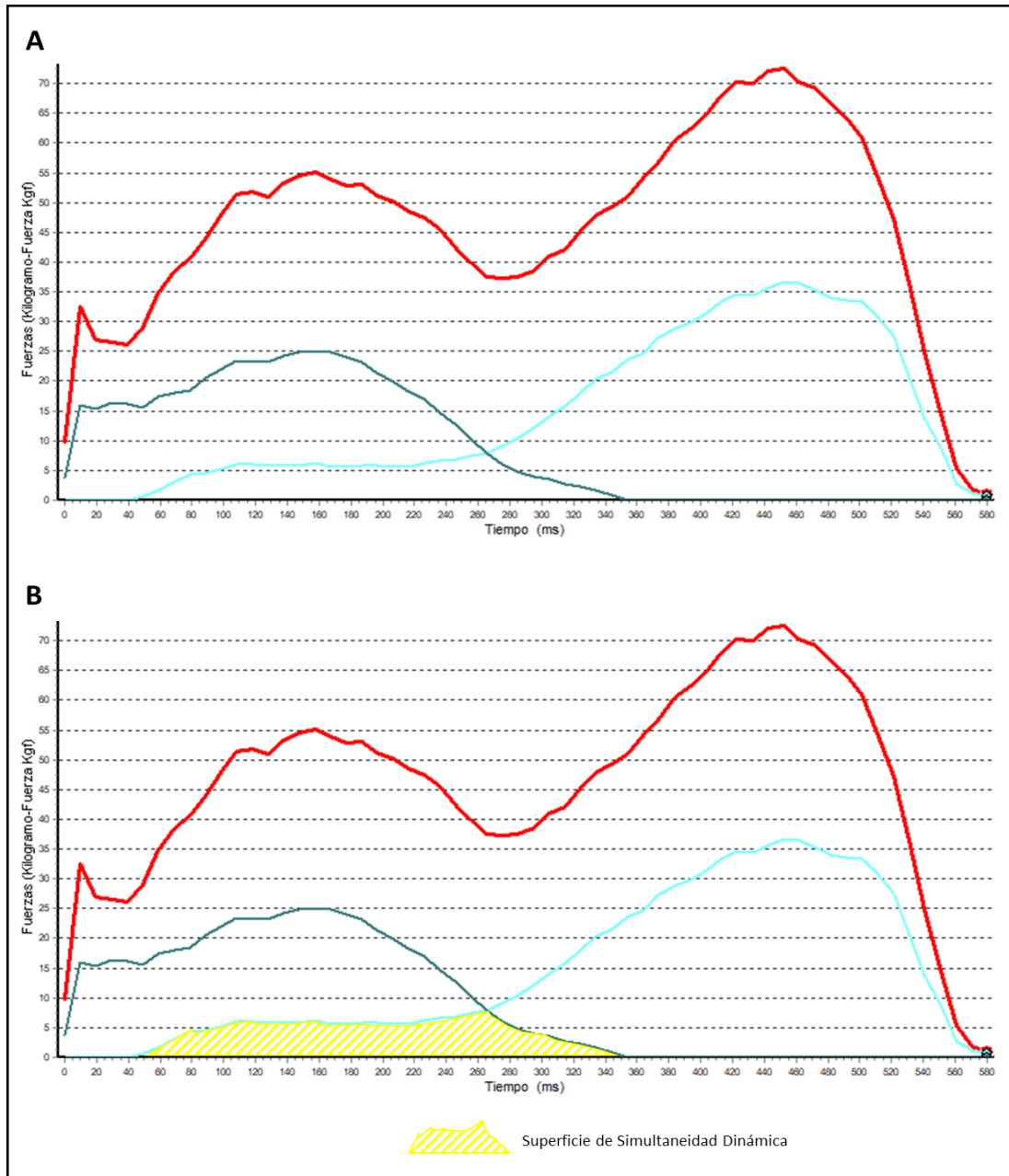


Figura 33. Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD) a través del software Footwork Pro®.

En el presente estudio, se caracterizó el comportamiento de las curvas producidas por la pisada del paciente en el talón y las tres primeras cabezas metatarsales al caminar, y que dan origen a la Superficie de Simultaneidad Dinámica, en las cuatro dimensiones mencionadas (Figura 34).

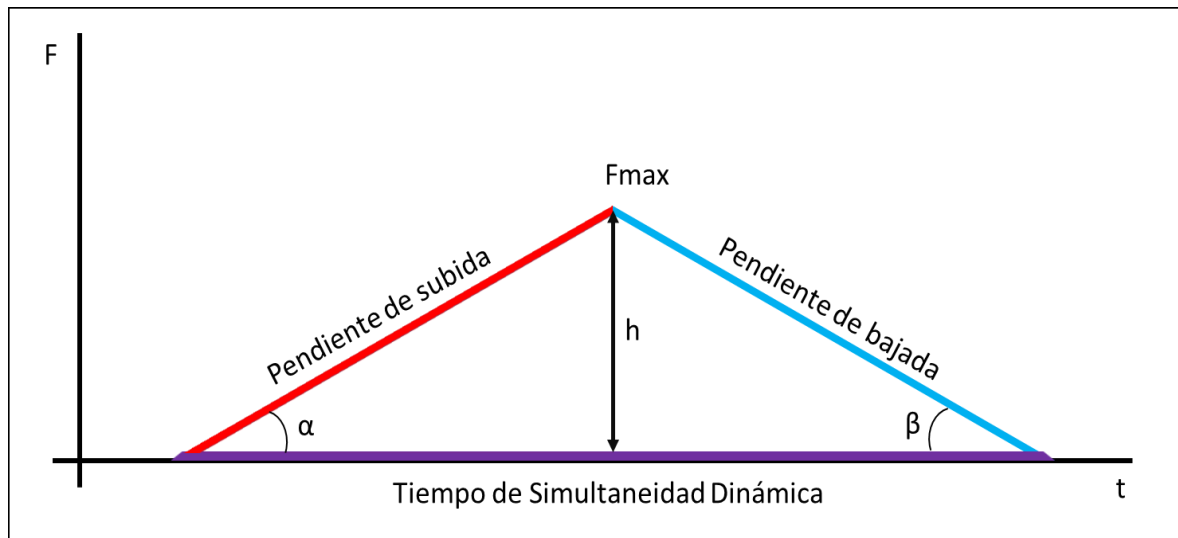


Figura 34. Ilustración esquemática de las componentes de la Superficie de Simultaneidad Dinámica que serán contempladas para su análisis mediante reducción dimensional.

Cabe destacar que algunas de las curvas estudiadas, no tuvieron el comportamiento ideal y se encontraron situaciones de “mesetas”. Hasta el momento, dado que en este tipo de curvas t sigue siendo mayor, se clasificarían bien. Para trabajos futuros, se podría considerar si fuese relevante, añadir más dimensiones, como son los “valles” en las mesetas (Figura 35). Algo que el método numérico por sí solo, no permitiría.

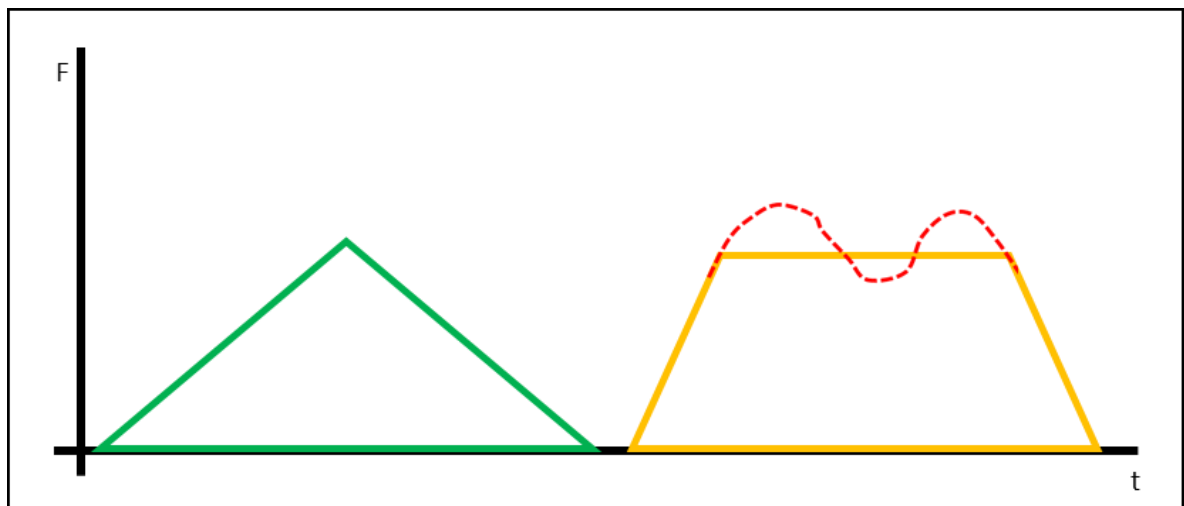


Figura 35. Ejemplo esquemático de algunos los tipos de Superficies de Simultaneidad Dinámica que se pueden encontrar con valles.

5.9.1. Métodos PCA (Principal Component Analysis) y KPCA (Kernel Principal Component Analysis)

La técnica Principal Component Analysis (PCA), o Análisis de Componentes Principales (ACP) es una herramienta estadística descrita por primera vez en 1901 por Karl Pearson (Peres-Neto et al., 2005). En 1933 Harold Hotelling continuó con el desarrollo de la PCA de una manera más avanzada y diferente (Peres-neto et al., 2005). Cabe destacar también, de manera inductora, a Eugenio Beltrami y Ennemond Camille Jordan quienes en 1873 y 1874 respectivamente, fueron los precursores, entre otros, del método PCA a través del Singular Value Decomposition (SVD), una forma subyacente de PCA (Milan y Whittaker, 1995).

Como extensión de la PCA, aparece, la Kernel Principal Component Analysis (KPCA), la cual utiliza los métodos *Kernel*. Para ello, se emplea un *Kernel* transformando las operaciones lineales de PCA en un nuevo espacio con una asociación no lineal. La KPCA necesita una alta capacidad computacional y mucho más tiempo que el análisis PCA. Esta técnica, va a tener otro inconveniente, en el supuesto de que se tenga un conjunto grande de datos se producirá una matriz grande (matriz de Gram) con una necesidad alta de memoria (Scholkopf et al., 1999; Schölkopf et al., 1998).

La herramienta PCA es muy útil para hacer una reducción lineal del espacio, ya que conserva la mayor cantidad de información posible. En este caso, se entiende por información, la varianza acumulada por cada variable medida. Así pues, lo que hace el PCA es buscar las direcciones de mayor varianza, eliminando las menos explicativas, tal y como se muestra en la Figura 36 (Peres-neto et al., 2005).

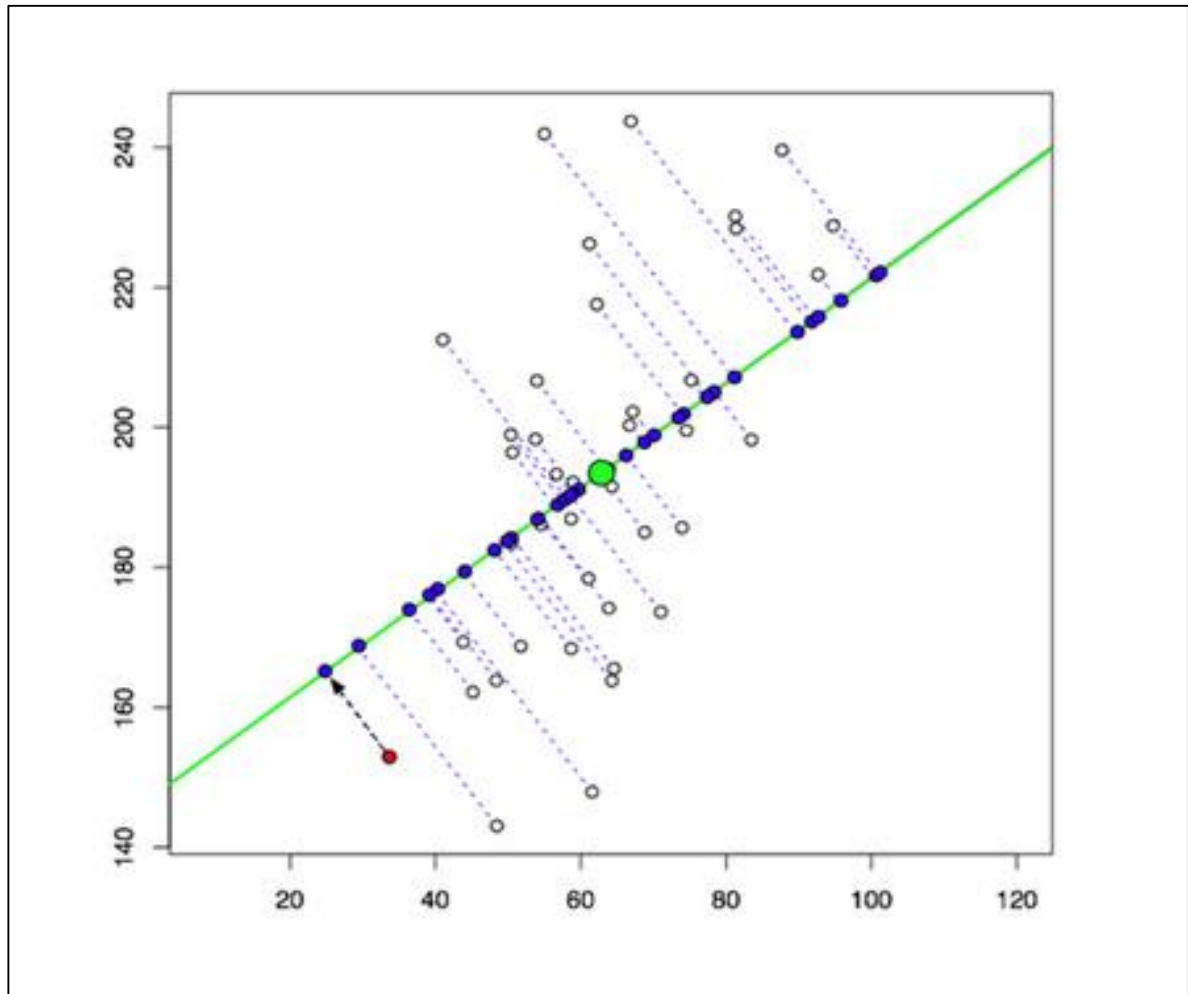


Figura 36. Reducción dimensional lineal del espacio mediante PCA.

En el caso de la anterior imagen, la dirección de mayor varianza es la dibujada por la línea verde y la de menor varianza es la dirección perpendicular. Si eliminamos la mencionada dirección de menor varianza los puntos se situarían sobre la línea verde tal y como refleja la imagen.

Si los datos o puntos no se distribuyen de forma lineal la PCA va a dar un resultado poco o nada útil, como sucede en la Figura 37.

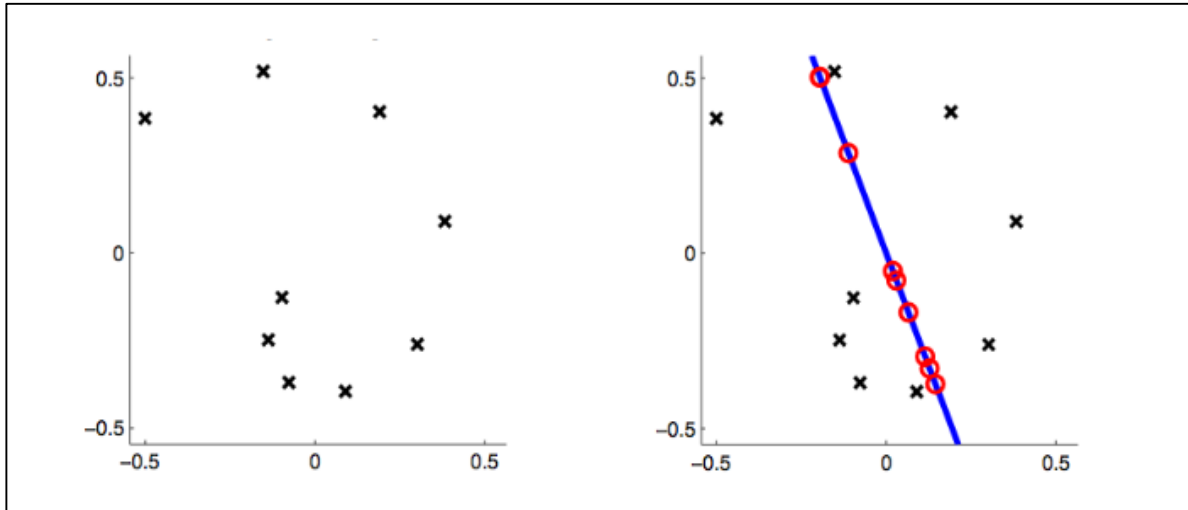


Figura 37. Distribución de datos/puntos no lineal mostrada a través de PCA.

Tal y como se puede observar en la imagen anterior, los puntos tienen una distribución en espiral. El método PCA es incapaz de capturar esa naturaleza. En este punto se puede proceder de dos maneras: desplegar la espiral y alinearla, o buscar un nuevo espacio donde los puntos de la espiral tengan una distribución más bien lineal, aplicar el PCA reduciendo la dimensionalidad y luego volver al espacio original. En el caso anterior, utilizando coordenadas polares, en el nuevo espacio los puntos se apreciarían de la siguiente forma (Figura 38):

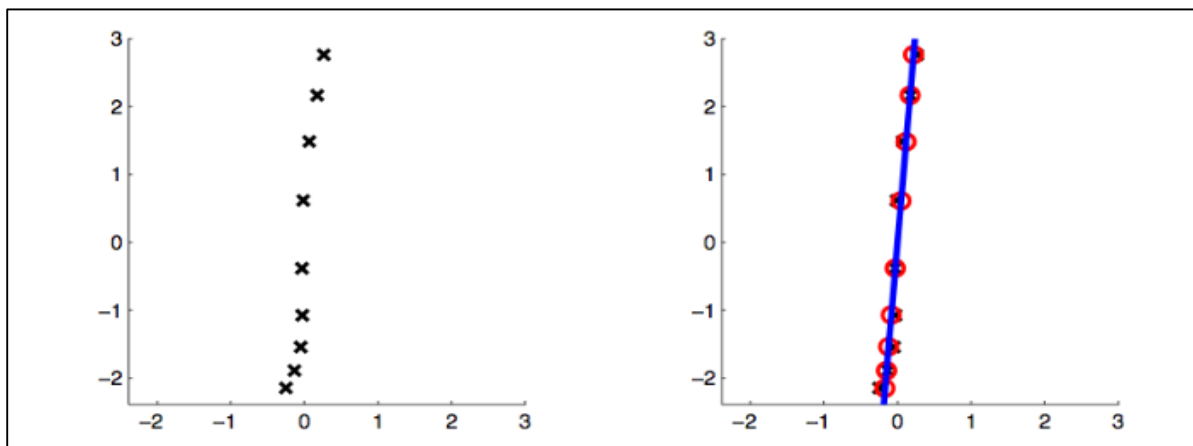


Figura 38. Espiral desplegada y alineada.

De tal forma, que, en el espacio original, los puntos quedarían así (Figura 39):

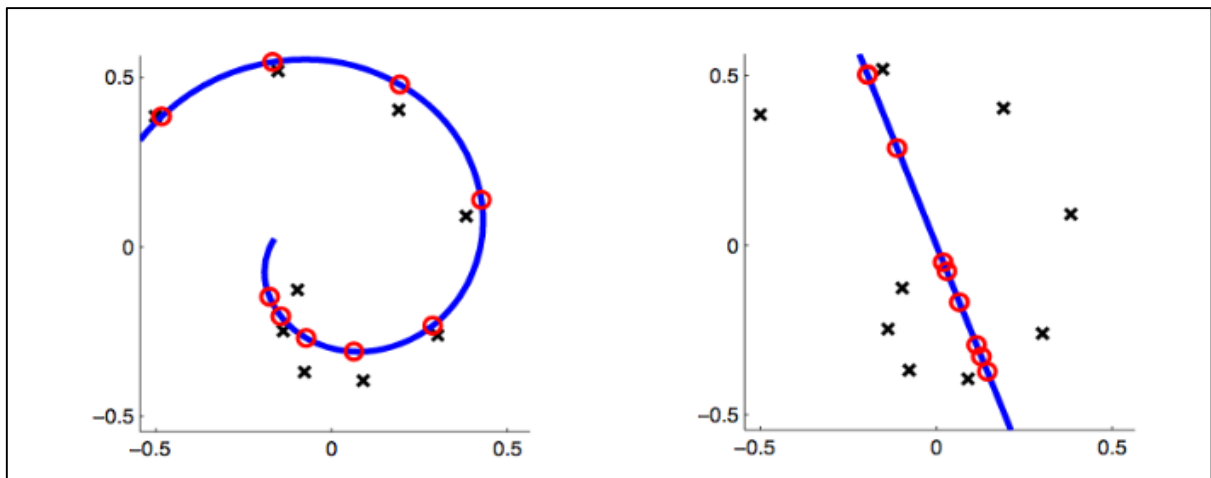


Figura 39. Espiral en su espacio original.

En el caso de que la PCA pueda expresarse en función de la multiplicación de los puntos de los que se dispone, sería posible aplicar un Kernel para encontrar los componentes principales en un nuevo espacio. De esta manera, al trasladarlos al original resultarían en direcciones no lineales; todo ello sin la necesidad de saber cómo se expresan los puntos en el nuevo espacio (Scholkopf et al., 1998; Scholkopf et al., 1999).

En la forma dual de la PCA se encuentra la solución al realizar SVD (Singular Value Decomposition) sobre el conjunto de puntos $X'=(X-m)$ siendo X la matriz cuyas columnas son los puntos, y m el vector con los valores promedios de cada atributo (variable), es decir, sobre los datos centrados. Así:

$$X' = U\Sigma V^*$$

Donde U recoge la matriz de los autovectores de $X'X'^*$ y V la matriz de los autovectores de X'^*X' . Como los componentes principales eran los autovectores de la matriz de covarianza, en este caso coincidente con $X'X'^*$, la solución se encontraba en U . De esta forma, la nueva proyección de los puntos se podía obtener de las siguientes dos formas (Scholkopf et al., 1998; Scholkopf et al., 1999):

$$Y = U * X' = \Sigma V^*$$

Y los puntos reconstruidos en el nuevo espacio se obtendrían a partir de:

$$\hat{X}' = UY = X'V\Sigma^{-1}\Sigma V^* = X'VV^*$$

***Nota: se supone que V está truncada, eliminando direcciones con poca varianza explicada, con lo que el resultado de VV^* NO es la identidad; por eso se hace una reconstrucción de los datos en el espacio original.*

En el caso de trabajar en un nuevo espacio $\phi(X)$, donde los puntos estuviesen centrados, se podría conocer la nueva proyección Y , ya que V se puede conseguir gracias a que $\phi(X)^*\phi(X)$ se obtiene a través del Kernel y, con ello, se pueden computar los autovectores correspondientes. En contraposición, la reconstrucción en el espacio original no es posible ya que se requiere de $\phi(X)$ y éste es desconocido porque en ningún momento se computa (Scholkopf et al., 1998; Scholkopf et al., 1999).

Teniendo todo ello en cuenta, se aplica KPCA, pero sólo con Kernels donde los puntos estén centrados, de lo contrario, el método no sería correcto.

Para trabajar con cualquier Kernel, se desarrollan las ecuaciones elemento a elemento. El primer paso es construir la matriz de covarianza sobre los datos centrados en el nuevo espacio:

$$C_F = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \Phi(\vec{x}_k) * \Phi(\vec{x}_k) *$$

Al aplicar la PCA en el nuevo espacio, es necesario encontrar los autovectores de la anterior matriz:

$$C_F v_i = \lambda_i v_i$$

Si despejamos v y sustituimos C , obtenemos:

$$v_i = \frac{1}{\lambda_i N} \sum_{k=1}^N \Phi(\vec{x}_k) * \Phi(\vec{x}_k) ** v_i$$

$$\Phi(\vec{x}_k) ** v_i = [\Phi(\vec{x}_k) *, v_i] = \alpha_k^i$$

$$v_i = \frac{1}{\lambda_i N} \sum_{k=1}^N \alpha_k^i * \Phi(\vec{x}_k)$$

Tal y como se puede observar, α es un escalar, con lo que v (autovector) sería una combinación lineal de los puntos en el nuevo espacio. Además, se aprecia que v no se puede determinar ya que se desconoce $\phi(X)$. Lo cual ya se había comprobado en la forma dual porque no era posible saber U . Sin

embargo, de la forma dual se extrae que se puede conocer cómo serán los puntos en la nueva proyección, por lo que puede ser una buena idea (y lo es) introducir $\phi(x)$ en la ecuación de autovalores, de manera que trabajemos con:

$$\Phi(\vec{x}_j) * C_F v_i = \lambda_i \Phi(\vec{x}_j) * v_i$$

Sustituyendo en la anterior ecuación los valores de C y v , obtendremos:

$$\Phi(\vec{x}_j) * \frac{1}{N} \left(\sum_{k=1}^N \Phi(\vec{x}_k) * \Phi(\vec{x}_k) * \right) \left(\frac{1}{\lambda_i N} \sum_{l=1}^N \alpha_l^i * \Phi(\vec{x}_l) \right) = \lambda_i \Phi(\vec{x}_j) * \frac{1}{\lambda_i N} \sum_{l=1}^N \alpha_l^i * \Phi(\vec{x}_l)$$

A continuación, se van a ir desgranando las ecuaciones poco a poco. Empezando por la derecha de la igualdad, que es algo más sencillo:

$$\begin{aligned} \lambda_i \Phi(\vec{x}_j) * \frac{1}{\lambda_i N} \sum_{l=1}^N \alpha_l^i * \Phi(\vec{x}_l) &= \lambda_i \Phi(\vec{x}_j) * \frac{1}{N} \sum_{l=1}^N \alpha_l^i * \Phi(\vec{x}_j) * \Phi(\vec{x}_l) \\ &= \frac{1}{N} \sum_{l=1}^N \alpha_l^i * \langle \Phi(\vec{x}_j) | \Phi(\vec{x}_l) \rangle = \frac{1}{N} \sum_{l=1}^N \alpha_l^i * k(\vec{x}_j, \vec{x}_l) = \frac{1}{N} * K \alpha^i \end{aligned}$$

De esta forma, se ha conseguido introducir el primer Kernel. Ahora, se computa el nuevo espacio de forma implícita, sin mayor coste computacional. Al multiplicar $\phi(x)$ en el lado derecho de la igualdad, se espera conseguir un valor que represente la posición de x en el componente principal asociado a v ; esto es justamente lo que se consigue con $K\alpha$, que devuelve dicho resultado para todos los $\phi(x)$ (por eso devuelve un vector).

En lo que respecta a la primera parte de la igualdad:

$$\begin{aligned} &(\vec{x}_j) * \frac{1}{N} \left(\sum_{k=1}^N \Phi(\vec{x}_k) * \Phi(\vec{x}_k) * \right) \left(\frac{1}{\lambda_i N} \sum_{l=1}^N \alpha_l^i * \Phi(\vec{x}_l) \right) \\ &= \frac{1}{\lambda_i N^2} \left(\sum_{k=1}^N \Phi(\vec{x}_j) * \Phi(\vec{x}_k) * \Phi(\vec{x}_k) * \right) \left(\sum_{l=1}^N \alpha_l^i * \Phi(\vec{x}_l) \right) \\ &= \frac{1}{\lambda_i N^2} \left(\sum_{k=1}^N k(\vec{x}_j, \vec{x}_k) * \Phi(\vec{x}_k) * \right) \left(\sum_{l=1}^N \alpha_l^i * \Phi(\vec{x}_l) \right) \end{aligned}$$

En este punto las ecuaciones se vuelven más complicadas. Interesa que a los dos lados de la igualdad esté el mismo sumatorio, por lo que se introduce el primer sumatorio dentro del segundo:

$$\begin{aligned} & \frac{1}{\lambda_i N^2} \left(\sum_{k=1}^N k(\vec{x}_j, \vec{x}_k) * \Phi(\vec{x}_k) * \right) \left(\sum_{l=1}^N \alpha_l^i * \Phi(\vec{x}_l) \right) \\ &= \frac{1}{\lambda_i N^2} \sum_{l=1}^N \alpha_l^i * \left(\sum_{k=1}^N k(\vec{x}_j, \vec{x}_k) * \Phi(\vec{x}_k) * \right) * \Phi(\vec{x}_l) \end{aligned}$$

En este momento es posible mover $\phi(x)$ de la derecha dentro del sumatorio a lo largo de k :

$$\frac{1}{\lambda_i N^2} \sum_{l=1}^N \alpha_l^i * \left(\sum_{k=1}^N k(\vec{x}_j, \vec{x}_k) * \Phi(\vec{x}_k) * \Phi(\vec{x}_l) \right) = \frac{1}{\lambda_i N^2} \sum_{l=1}^N \alpha_l^i * \left(\sum_{k=1}^N k(\vec{x}_j, \vec{x}_k) * k(\vec{x}_k, \vec{x}_l) \right)$$

En la multiplicación de los Kernels dentro del sumatorio, se aprecia que se está realizando una multiplicación matricial entre K y K , ya que en el primer Kernel recorremos la fila j y en el segundo la columna l ; por lo tanto, cogiendo los valores para toda k y l tenemos que el resultado de dicho sumatorio es K^2 . Como α multiplica las columnas tendremos:

$$\frac{1}{\lambda_i N^2} K^2 \alpha^i$$

Juntando las dos partes de la igualdad:

$$\frac{1}{\lambda_i N^2} K^2 \alpha^i = \frac{1}{N} * K \alpha^i$$

$$K \alpha^i = \lambda_i K \alpha^i$$

De esta forma aparece una ecuación de autovalores basado en α , el cual determina completamente v . Queda añadir la restricción en la cual se limiten los autovectores a aquellos de dimensión 1:

$$v_i * v_i = \frac{1}{(\lambda_i N)^2} \sum_{k=1}^N \alpha_k^i * \Phi(\vec{x}_k) \sum_{j=1}^N \alpha_j^i * \Phi(\vec{x}_j) = \frac{1}{(\lambda_i N)^2} \sum_{k=1}^N \sum_{j=1}^N \alpha_k^i \alpha_j^i \Phi(\vec{x}_k) \Phi(\vec{x}_j)$$

$$v_i * v_i = \frac{1}{(\lambda_i N)^2} \sum_{k=1}^N \sum_{j=1}^N \alpha_k^i \alpha_j^i k(\vec{x}_k, \vec{x}_j) = \frac{1}{(\lambda_i N)^2} \alpha^{i*} K \alpha^i = \frac{1}{(\lambda_i N)^2} \alpha^{i*} \lambda_i N \alpha^i$$

$$\frac{1}{\lambda_i N} \alpha^{i*} \alpha^i = \frac{1}{\lambda_i N} \|\alpha\|_2^2 = 1$$

$$\|\alpha\|_2^2 = \lambda_i N$$

Una restricción, equivalente, pero algo más sencilla, se obtiene al multiplicar λN por α , de manera que la restricción sea:

$$\alpha^{i*} K \alpha^i = 1$$

A pesar de todo el desarrollo, sólo se ha encontrado la manera de aplicar KPCA con Kernels donde los datos están centrados, es decir, no se ha solucionado lo que se pretendía encontrar. Es por ello que se debe buscar la relación que hay entre la matriz de Kernel no centrada y la centrada. Una vez conseguida dicha relación, se aplica la ecuación de autovalores ya obtenida (que asume que los puntos están centrados) y poder computar los puntos en el nuevo espacio.

Se define un punto centrado en el nuevo espacio como:

$$\Phi(\vec{x}_l)' = \Phi(\vec{x}_l) - \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \Phi(\vec{x}_k)$$

Quedando lo siguiente:

$$K'(\vec{x}_l, \vec{x}_j) = \Phi(\vec{x}_l)' * \Phi(\vec{x}_j)' = \left(\Phi(\vec{x}_l) - \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \Phi(\vec{x}_k) \right) * \left(\Phi(\vec{x}_j) - \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N \Phi(\vec{x}_k) \right)$$

$$K'(\vec{x}_l, \vec{x}_j) = K(\vec{x}_l, \vec{x}_j) - \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N K(\vec{x}_l, \vec{x}_k) - \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N K(\vec{x}_j, \vec{x}_k) + \frac{1}{N^2} \sum_{l,k=1}^N K(\vec{x}_l, \vec{x}_k)$$

$$K' = K - \frac{2}{N} * \mathbf{1}K + \frac{1}{N^2} * \mathbf{1}K\mathbf{1}$$

**Donde 1 es la matriz llena de unos.

Usando K' en la ecuación de autovalores aparecen las α a partir de las cuales ya es posible encontrar la proyección de los puntos gracias a:

$$y^i = \frac{1}{\lambda_i N} \sum_{j=1}^N \alpha_k^i * K'(\vec{x}_j, \vec{x}_k)$$

Una vez se encuentra K' , es posible computar V , la matriz perteneciente al SVD, y de allí recuperar las proyecciones en el nuevo espacio. A través de la demostración realizada, se puede adquirir una visión amplia del problema y apreciar con más detalle por qué no se pueden recrear las proyecciones en el espacio original (Scholkopf et al., 1998; Scholkopf et al., 1999).

Sobre este método es importante destacar que presenta una ventaja cuando la cantidad de dimensiones de los puntos en el nuevo espacio definido por el Kernel, o incluso la cantidad de dimensiones de partida, es muchísimo mayor al número de puntos, ya que la KPCA se computa sobre la matriz $n*n$. Sin embargo, si el número de puntos es muy grande, el método puede encontrar dificultades y tener un alto coste computacional. Finalmente, el uso de Kernels funciona porque lleva los puntos a espacios de mayor dimensión donde se encuentran realmente “incrustados” en una dimensión menor a la cual podemos llegar con una transformación lineal. Es decir, en el espacio de partida no hay relación lineal, mientras que en el otro espacio con mayor número de dimensiones es posible encontrar un subconjunto de éstas, diferentes a las de partida, donde sí se presenta un comportamiento lineal (Scholkopf et al., 1998; Scholkopf et al., 1999).

Se emplea KPCA cuando los datos de partida no presentan relación lineal y al llevarlos al nuevo espacio de dimensión reducida se observa este mencionado comportamiento lineal. Ello se puede apreciar en la Figura 40, donde se observa como en una distribución no lineal de los datos de entrada, la KPCA sí que clasifica correctamente la información.

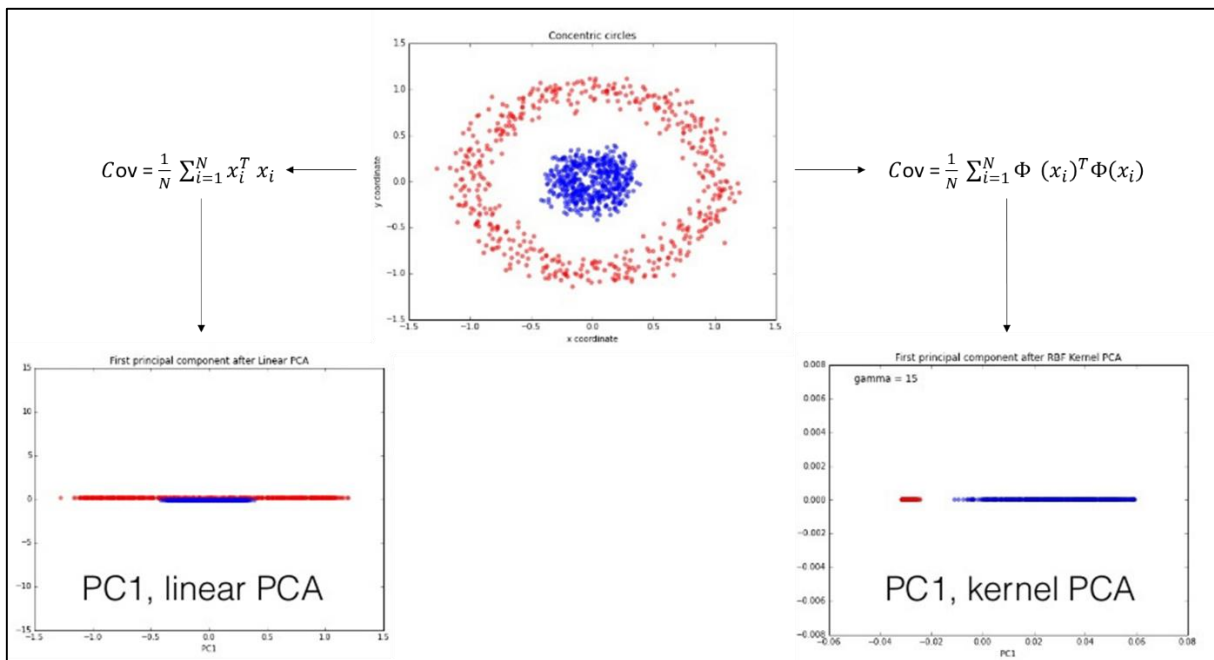


Figura 40. Clasificación de datos no lineales mediante KPCA (comparativa con PCA).

5.9.2. El método Locally Linear Embedding (LLE)

El método LLE, a diferencia de los otros métodos elimina la necesidad de estimar distancias por pares entre puntos de datos ampliamente separados, y recupera la estructura global no lineal a partir de ajustes localmente lineales. Fue creado en el año 2000 por Roweis y Saul, con el objetivo de poder reducir datos multivariantes de alta dimensionalidad en “descripciones” espaciales de baja dimensionalidad con tantas coordenadas como métodos de variabilidad observados (Roweis y Saul, 2000). Al trabajar en espacios de múltiples dimensiones, una simple observación visual, no nos permite clasificar los pacientes o los datos.

Cada punto X^m , $m = 1, \dots, M$ (en la presente investigación $M = 4$), es linealmente reconstruido por sus “ K -nearest neighbours” (vecinos cercanos). En principio K (en la presente investigación $K = 12$), debería ser mayor que la dimensión esperada d de la variedad subyacente (en la presente investigación $d = 2$), teniendo que estar los puntos lo suficientemente cerca como para asegurar la validez de la aproximación lineal. En general, un número suficiente mente grande de K -vecinos y un muestreo lo suficientemente grande de M aseguran una reconstrucción satisfactoria. Para cada punto X^m de las dimensiones, se puede escribir la reconstrucción lineal local como (Ammar et al., 2007; López et al., 2018):

$$X^m = \sum_{i \in S_m} W_{mi} X^i$$

Donde W_{mi} son los pesos (weights), desconocidos y S_m el set de K -nearest neighbours de X^m .

A medida que aparecen los mismos pesos en diferentes reconstrucciones localmente lineales, se busca el mejor compromiso localizando los pesos, todos ellos agrupados en el vector W , que minimiza la función.

$$F(W) = \sum_{m=1}^M \left\| X^m - \sum_{i=1}^M \frac{W_{mi}}{a} X^i \right\|_a^2$$

Donde W_{mi} es cero, si X^i no sigue al set de K -nearest neighbours de X^m (Amsallem y Farhat, 2008; López et al., 2018).

La minimización de $F(W)$ permite determinar todos los pesos involucrados en toda la reconstrucción local lineal de los datos.

Se debe suponer ahora, que cada parche lineal alrededor de $X^m, \forall m$, es mapeado en un espacio de “embedding” (incrustación) dimensional inferior a la dimensión $d, d \ll N$. Debido a este mapeo lineal de cada parche, los pesos, permanecen sin cambios. El problema se convierte en la determinación de las coordenadas de cada punto X^m cuando se mapea en un espacio dimensional inferior $\xi^m \in R^d$.

Para ello se introduce una nueva función G , que depende de las coordenadas buscadas ξ^1, \dots, ξ^M :

$$G(\xi^1, \dots, \xi^M) = \sum_{m=1}^M \left\| \xi^m - \sum_{i=1}^M \underset{A}{W_{mi}} \xi^i \right\|_A^2$$

Donde ahora los pesos son conocidos y las coordenadas reducidas ξ^m , desconocidas. La minimización de la función G da como resultado un problema de valor propio de $M \times M$ cuyos valores *d-inferior* no nulos definen el conjunto de coordenadas ortogonales en las que se mapea la variedad (Amsallem et al., 2010; López et al., 2018).

En la presente investigación, se introdujeron todos los datos en una gran matriz, que evaluó todas las variables entre sí y ordenó por el número de *K-vecinos*, para de esta forma determinar cuál fue el “vecino de todos”. De una forma simplificada, se puede expresar, que el programa relacionó cada una de las dimensiones de un paciente, con la de todos los demás (*mi*). Después, realizó una búsqueda por los *K-vecinos* de 12 en 12, quedándose con las menores diferencias entre los 12, eligiendo los más parecidos, es decir, minimizando. Luego, al aplicar la PCA, se tradujo a 2 dimensiones, siendo una de ellas -1, quedando la visualización de los resultados en una recta, es decir, en 1 única dimensión (Figura 41).

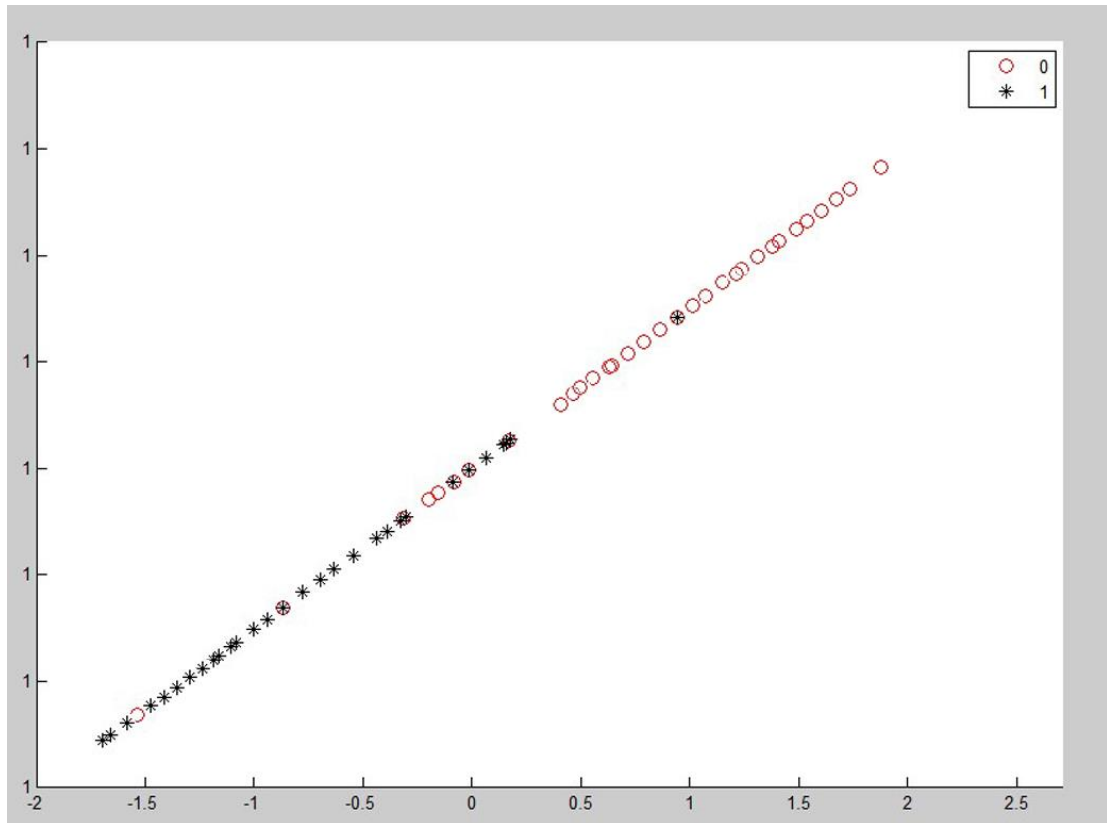


Figura 41. Visualización de los resultados en una sola dimensión.

5.10. ANÁLISIS ESTADÍSTICO LOS DATOS

Las variables continuas fueron expresadas como media \pm desviación estándar (DE) mientras que las variables cualitativas se expresaron como frecuencias y porcentajes. La normalidad y la homogeneidad de todos los datos para verificar que estos cumplieran los supuestos paramétricos fue examinada antes de proceder con el análisis, de acuerdo con la prueba de Kolmogórov-Smirnov. Las características basales de la muestra se resumieron mediante estadística descriptiva. La prueba de Student-T para muestras independientes se utilizó para calcular las diferencias existentes en las variables cuantitativas entre ambos grupos de estudio, mientras que para las variables cualitativas se utilizó el Test Exacto de Fisher. La significación estadística se estableció en $p < 0,05$. El análisis de datos se realizó utilizando el software SPSS 22.0 para Windows (SPSS Ibérica, Madrid, España).

El análisis de los parámetros que forman la SSD se realizó mediante la implementación de los métodos de reducción dimensional PCA, KPCA y LLE. Además, se calculó la precisión, sensibilidad y

especificidad de cada uno de los métodos (Baratloo et al., 2015). Para todo ello se utilizó el software Matlab (The MathWorks, Inc., Massachusetts, Estados Unidos).

6. RESULTADOS

6.1. ESTADISTICA DESCRIPTIVA Y COMPARATIVA

Las características basales de la muestra dividida por grupo de estudio (casos y controles) se pueden observar en la Tabla 2. Tras el análisis estadístico de dichas características basales de la muestra no se encontraron diferencias significativas en las variables independientes del estudio: edad, género, altura, peso y número de pie ($p > 0.05$), como se requería en el protocolo. Ambos grupos, casos y control, resultaron homogéneos en cuanto a las variables demográficas consideradas en el emparejamiento.

Tabla 2. Características basales de la muestra por grupo de estudio.

Características	Participantes (n=64)		
	Casos (n=32)	Controles (n=32)	p valor
Edad (años)*	36,78 ± 3,82	35,34 ± 4,62	0,561
Varones [n(%)]**	19(59,4)	17(56,3)	1,000
Altura (cm)*	171,87 ± 6,44	172,22 ± 4,10	0,860
Peso (kg)*	68,74 ± 12,13	69,71 ± 9,01	0,742
Número de pie (UE)*	41,46 ± 2,47	41,35 ± 2,48	0,872

*Prueba Student-T para muestras independientes; ** Test Exacto de Fisher.

DE = desviación estándar; cm = centímetros; kg = Kilogramos; UE = Unión Europea;

Las variables cualitativas se expresan como n(%), las variables cuantitativas como media ± DE.

† Significación en $p < 0.05$.

Tampoco se encontraron diferencias significativas en las variables dependientes mostradas en la Tabla 3 y que dan valor a la SSD: pendientes de subida y de bajada, así como en el TSD ($p > 0.05$), aunque sí se encontraron diferencias significativas en cuanto a la altura de la SSD ($p < 0.001$).

RESULTADOS

Tabla 3. Variables resultado por grupo de estudio

Variables de estudio	Participantes (n=64)		
	Casos (n=32)	Controles (n=32)	p valor
Pendiente de subida SSD (rad)*	1,45 ± 0,36	1,6 ± 0,43	0,109
Pendiente de bajada SSD (rad)*	1,39 ± 0,26	1,39 ± 0,3	0,989
TSD (frames)*	325,97 ± 78,31	332,8 ± 82,76	0,758
Altura de la SSD (Fmax en kPa)*	1727,54 ± 1126,68	2911,75 ± 1042,85	0,001 †

*Prueba Student-T para muestras independientes; DE = desviación estándar; SSD = Superficie de Simultaneidad Dinámica; TSD = Tiempo de Simultaneidad Dinámica; rad = radianes; Fmax = Fuerza máxima; kPa = Kilopascales.

Las variables cuantitativas como media ± DE.

† Significación en $p < 0.05$.

6.2. ANALISIS DE LA SSD A TRAVES DE LA REDUCCION DIMENSIONAL

El análisis de las dimensiones que forman la Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD): TSD, pendiente de subida (α), pendiente de bajada (β) y altura (h), se realizará utilizando las ecuaciones de los métodos de reducción dimensional PCA, KPCA y LLE.

En la Figura 42, se aprecian únicamente las SSD de los sujetos sanos, mientras que en la Figura 43 las de los patológicos.

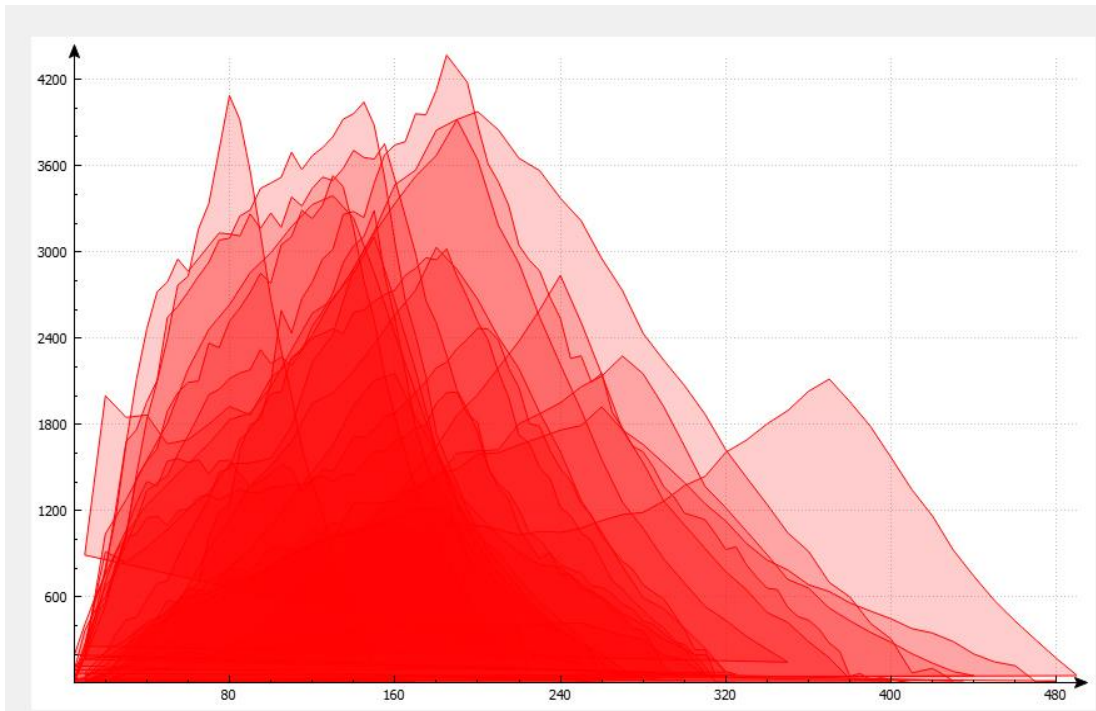


Figura 42. SSD de los sujetos sanos (controles).

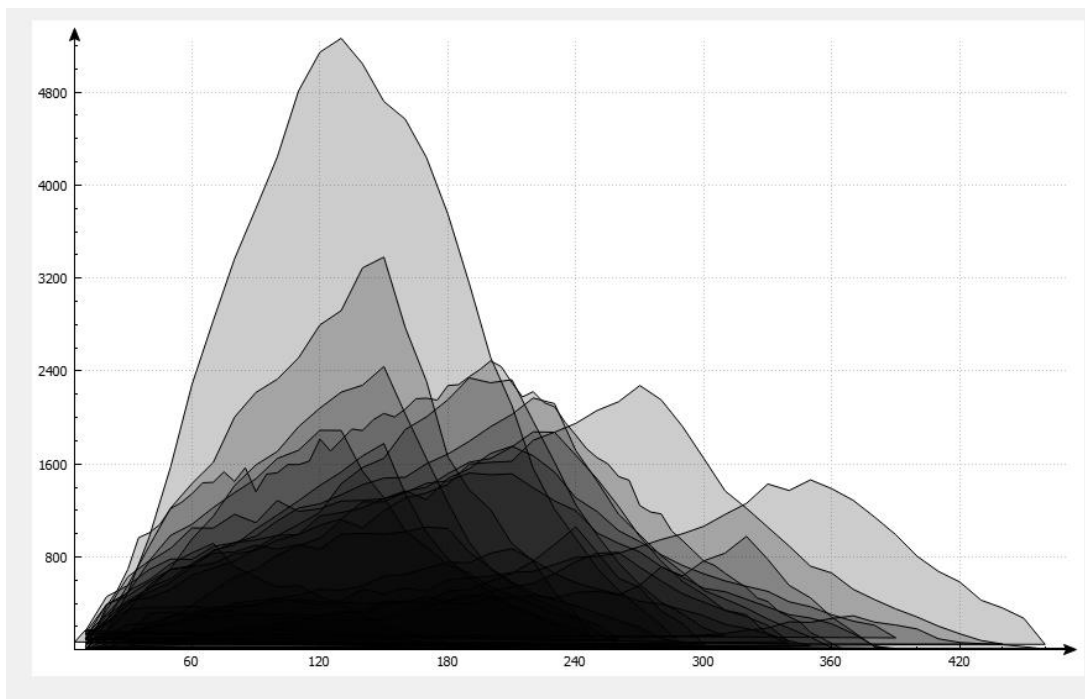


Figura 43. SSD de los sujetos patológicos (casos).

La geometría de las SSD de todos los sujetos se puede apreciar en la Figura 44. Donde, se muestran diferenciados por colores los grupos de casos (negro) y controles (rojo). En la Figura, se presentan las

RESULTADOS

4 dimensiones del modelo, lo que impide interpretar las diferencias existentes entre las Superficies de los sujetos del grupo caso y control. Es decir, a través de esta visualización, no es posible comprender correctamente cuales son las características que hacen diferente y patológica a una Superficie.

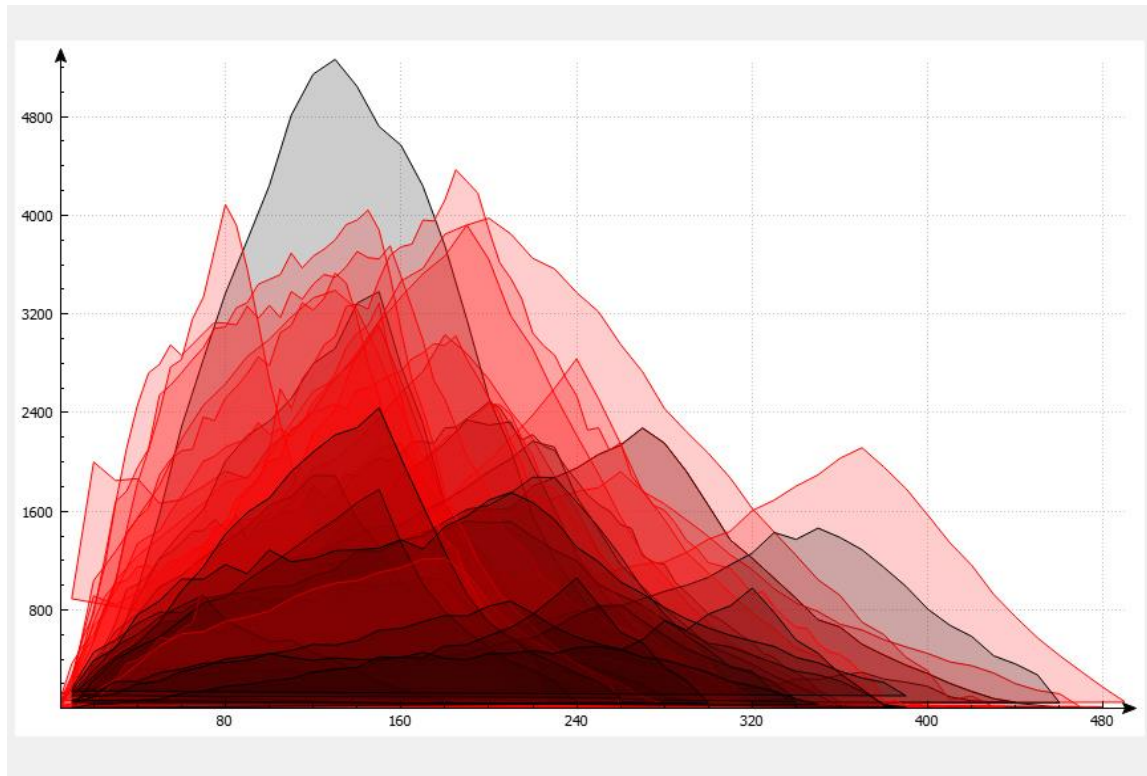


Figura 44. SSD de todos los sujetos analizados. En negro las SSD de los sujetos casos, en rojo las SSD de los sujetos controles.

Tal como puede ser observado en las anteriores Figuras 42, 43 y 44, la interpretación de la dimensionalidad de los datos es compleja y no puede ser apreciada correctamente a través de la visualización simultánea de las cuatro dimensiones que forman la SSD. Es por ello que resulta necesario reducir dimensionalmente las SSD de todos los sujetos de forma que su visualización y comprensión resulte más sencilla.

Mediante la simplificación de los datos, se muestra en la Figura 45, una distribución tridimensional de los datos originales de todos los sujetos. Donde no es posible observar una linealidad de los mismos, ni tampoco una diferenciación de las características propias de los sujetos patológicos (azul) y sanos (rojo).

****Nota:** Los colores son meramente orientativos para distinguir visualmente la posición de los sujetos sanos o patológicos. Nos se trata de una clasificación per se.

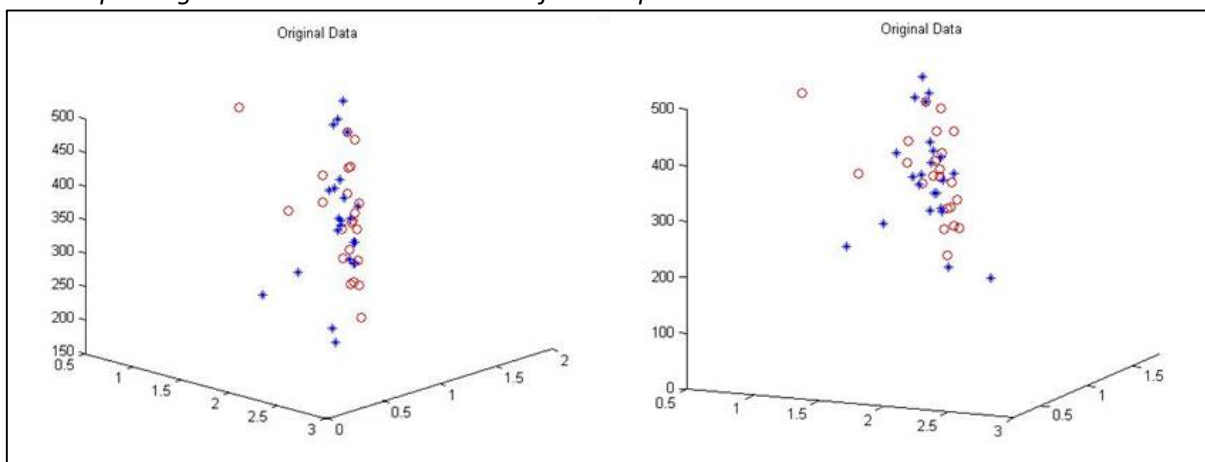


Figura 45. Simplificación tridimensional de los datos originales. Sujetos patológicos (azul) y sanos (rojo).

6.3. ANALISIS DE LA SSD POR EL METODO PCA

El análisis de los datos del estudio analizando la distribución de los datos mediante el método PCA, conociendo a priori que no se obtendrán unos resultados adecuados debido a la naturaleza no lineal de los datos originales. De esta forma se observan en la Figura 46, la clasificación de los datos en dos y tres dimensiones mediante el método estándar de la PCA.

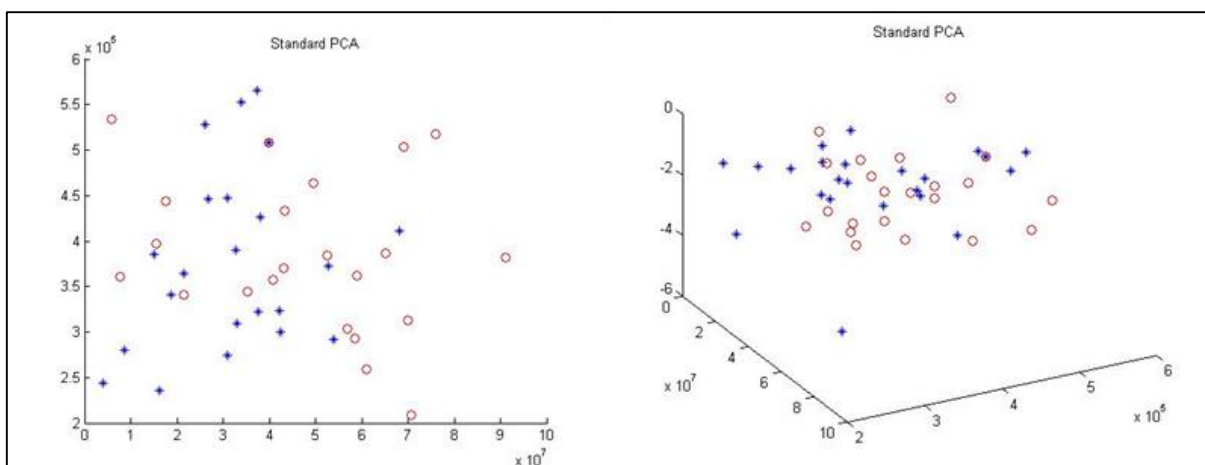


Figura 46. clasificación de los datos mediante el método PCA en dos dimensiones (izquierda) y en tres dimensiones (derecha).

RESULTADOS

Tal y como se aprecia en la Figura anterior, no es posible distinguir la distribución de los sujetos y las diferencias que hacen a unos patológicos o sanos. Por lo tanto, se pasa a intentar clasificar los datos, por métodos de reducción de modelos que operen con datos no lineales. Estos son KPCA y LLE.

Se comenzará el análisis con el método KPCA puesto que se trata de la continuación natural de reducción dimensional que sigue a la PCA.

6.4. ANALISIS DE LA SSD POR EL METODO KPCA

A continuación, se evalúan los 3 Kernels que tiene implementados por defecto el software Matlab (The MathWorks, Inc., Massachusetts, Estados Unidos), los cuales son: Kernel función lineal, Kernel función polinomial y Kernel función gaussiana, que se muestran respectivamente en las Figuras 47, 48 y 49. En la parte izquierda de las figuras aparece la expresión de los datos en dos dimensiones, mientras que en la derecha en tres.

- **Kernel función lineal:** $K_l \left(\begin{matrix} \rightarrow \\ X_1 \\ X_2 \end{matrix}, \begin{matrix} \rightarrow \\ X_1 \\ X_2 \end{matrix} \right) = \begin{matrix} \rightarrow * \\ X_1 \\ X_2 \end{matrix}$

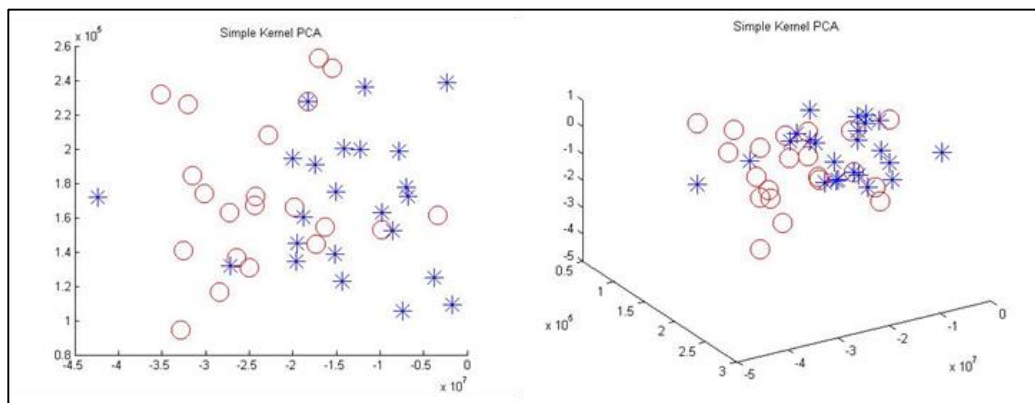


Figura 47. Kernel función lineal.

- **Kernel función polinomial:** $K_p \left(\begin{matrix} \rightarrow \\ X_1 \\ X_2 \end{matrix}, \begin{matrix} \rightarrow \\ X_1 \\ X_2 \end{matrix} \right) = \left(\begin{matrix} \rightarrow * \\ X_1 \\ X_2 \end{matrix} + r \right)^d$

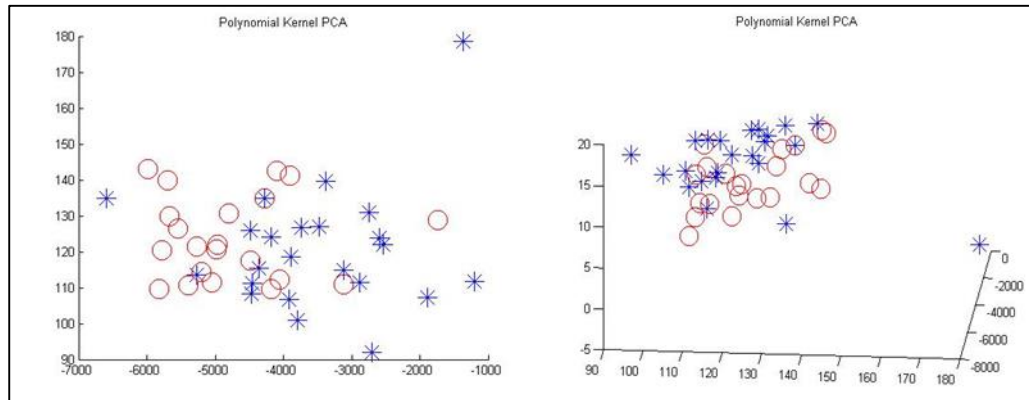


Figura 48. Kernel función polinomial.

- **Kernel función gaussiana:** $K_g(\vec{x}_1, \vec{x}_2) = \exp\left(-\gamma \left|\vec{x}_1 - \vec{x}_2\right|^2\right)$

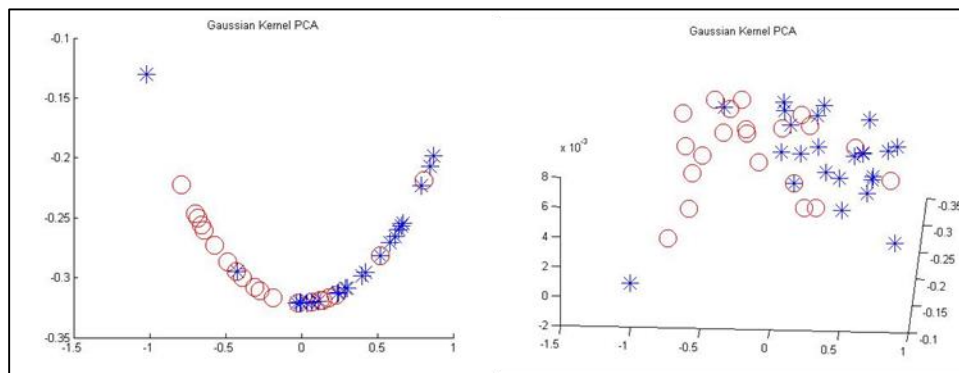


Figura 49. Kernel función gaussiana.

Dadas las características del Kernel función lineal : $K_l(\vec{x}_1, \vec{x}_2) = \vec{x}_1^* \vec{x}_2$, la clasificación que se obtiene es muy similar a la de la PCA, por lo que estos resultados se descartan.

Con el Kernel función polinomial $K_p(\vec{x}_1, \vec{x}_2) = (\vec{x}_1^* \vec{x}_2 + r)^d$, se obtiene una mejor clasificación que con el Kernel anterior, pero tal y como se observa en la Figura 48, no lo suficientemente clara.

Por último, el Kernel función gaussiana $K_g(\vec{x}_1, \vec{x}_2) = \exp\left(-\gamma \left|\vec{x}_1 - \vec{x}_2\right|^2\right)$, si que proporciona una clasificación más clara de los datos. La proyección en dos dimensiones de la Figura 49, es curva, dada la función gaussiana. Si se “estirase” dicha curva, se obtendría una solución lineal de la reducción dimensional de los datos. De esta forma, se consigue una correcta clasificación de los datos mediante el método KPCA empleando el Kernel de función gaussiana.

RESULTADOS

Tras la clasificación lineal obtenida, se pasan a evaluar otros métodos que permitan obtener clasificación lineal y proporcionen una métrica de clasificación en el “mundo” de los datos originales. Situación que no sucede con el método KPCA, puesto que su métrica de clasificación se produce únicamente en la dimensión creada en la KPCA que difiere de la realidad original de los datos.

De este modo, ejemplificando, si se desea conocer las diferencias existentes en la SSD entre un sujeto y otro, el método LLE sí que proporcionará la métrica del mundo real.

6.5. ANALISIS POR EL METODO LLE DE LA SSD

La aplicación del método LLE ha reducido las 4 dimensiones de la curva SSD de cada sujeto a una dimensión para que la clasificación pueda ser comprendida e interpretada. Ello permite simplificar la naturaleza de los datos originales y exponer la clasificación de los datos en una dimensionalidad mucho menor, en este caso en una dimensión, tal como se muestra en la Figura 50.

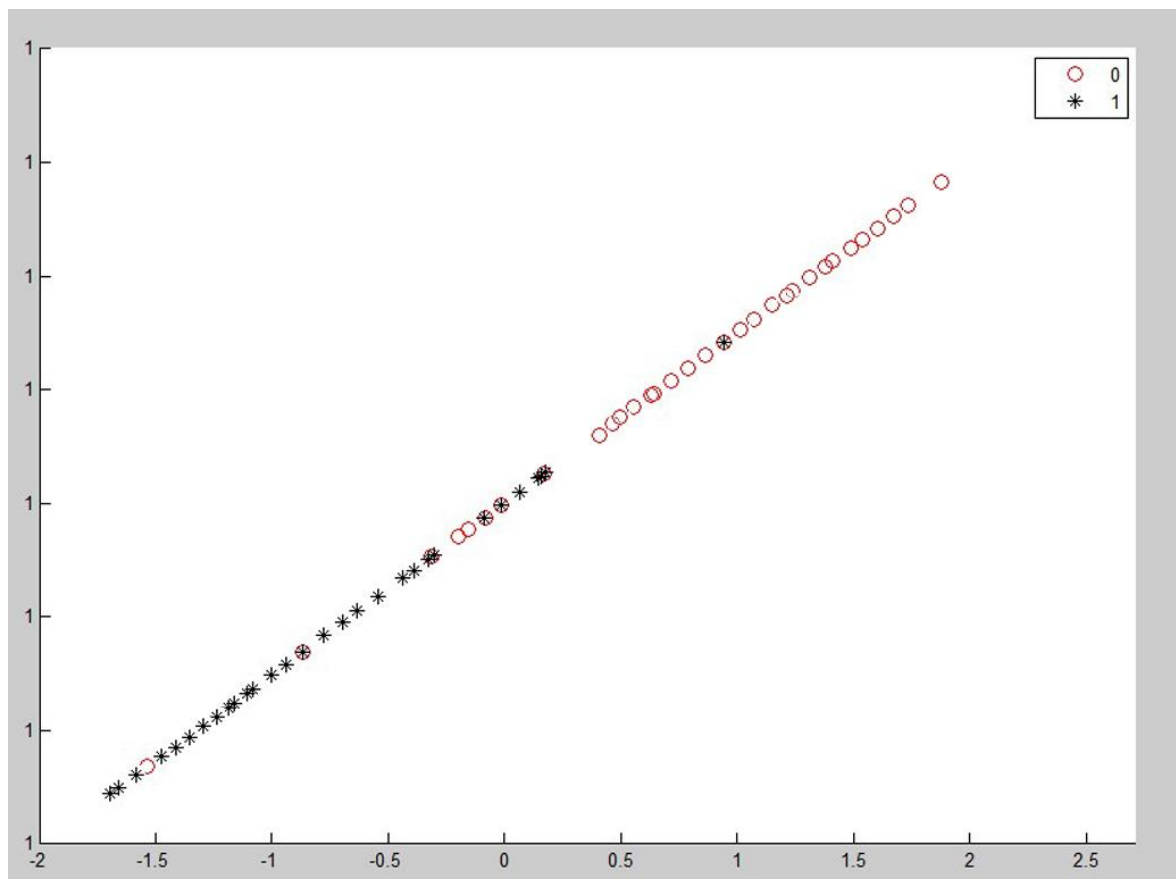


Figura 50. Reducción dimensional de las SSD a través del método LLE. En negro, los sujetos patológicos (casos), en rojo, los sujetos sanos (controles).

Así, en la Figura 50, se observa una linealidad en la ordenación de la dimensionalidad de los sujetos. Cabe recordar, que dicha distribución se realiza en base a la vecindad de las características de cada SSD, es decir cuánto se parece una la SSD de un sujeto, a la del resto. Los sujetos que comparten un parecido en su dimensionalidad se sitúan, por tanto, más próximos. Lo cual es lo mismo que sucede en la curva mostrada en la Figura 49 con el método KPCA aplicando el Kernel de función gaussiana. Con la diferencia de que en el caso del LLE la métrica es la del “mundo real”, situación que no ocurre en la KPCA.

6.6. ANALISIS DE LA ZONA DE TRANSICIÓN DE LA CLASIFICACIÓN

En la ordenación de los datos tanto por el método KPCA (Kernel función gaussiana) y el LLE, además de la dispersión de los sanos y patológicos en ambos extremos de la curva o recta, respectivamente, se observa una zona intermedia donde los sujetos del grupo casos y controles se superponen. Se trata de una zona de transición, en donde sujetos sanos y patológicos comparten características comunes,

RESULTADOS

es decir ni unos serán tan sanos, ni otros tan patológicos, lo único que los diferencia en este caso es la presencia de la sintomatología dolorosa.

Se analizan a continuación las diferencias existentes entre dos sujetos, uno sano y otro patológico que se sitúan muy próximos en la zona de transición. Así en la Figura 51, se aprecian las características de las SSD de ambos sujetos y su situación en la recta de clasificación del método LLE.

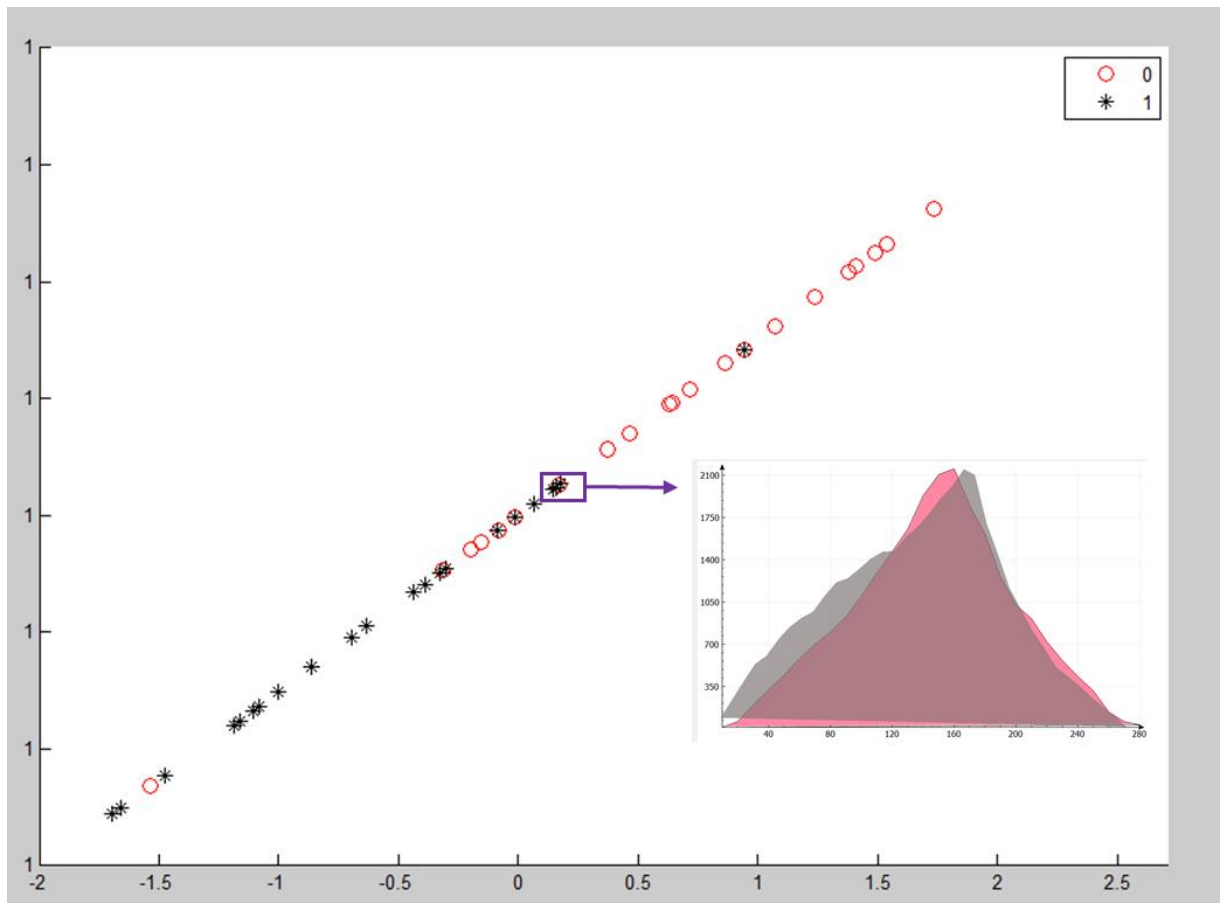


Figura 51. Superficies de Simultaneidad Dinámica de dos sujetos de la zona de transición. En negro, los sujetos patológicos (casos), en rojo, los sujetos sanos (controles).

Mientras en la Tabla 4, se muestran los valores correspondientes a las variables resultado de las SSD de ambos sujetos. Donde se puede apreciar como los valores numéricos concuerdan con lo observado en la Figura 51, la cual revela dos SSD muy similares.

Tabla 4. Variables resultado comparando sujeto sano con patológico

Variables de estudio	Participantes (n=64)	
	Caso (n=1)	Control (n=1)
Pendiente de subida SSD (rad)*	1,675667	1,42678
Pendiente de bajada SSD (rad)*	1,295972	1,588112
TSD (frames)*	360	270
Altura de la SSD (Fmax en kPa)*	2167,294922	2151,791504

SSD = Superficie de Simultaneidad Dinámica; TSD = Tiempo de Simultaneidad Dinámica; rad = radianes; Fmax = Fuerza máxima; kPa = Kilopascales.

En la Figura 52, se muestran de manera esquemática la representación de las SSD de ambos sujetos. Donde se aprecia el estudio realizado de las superficies considerando a estas como un “triángulo” formado por las variables: TSD, pendiente de subida (α), pendiente de bajada (β) y altura (h).

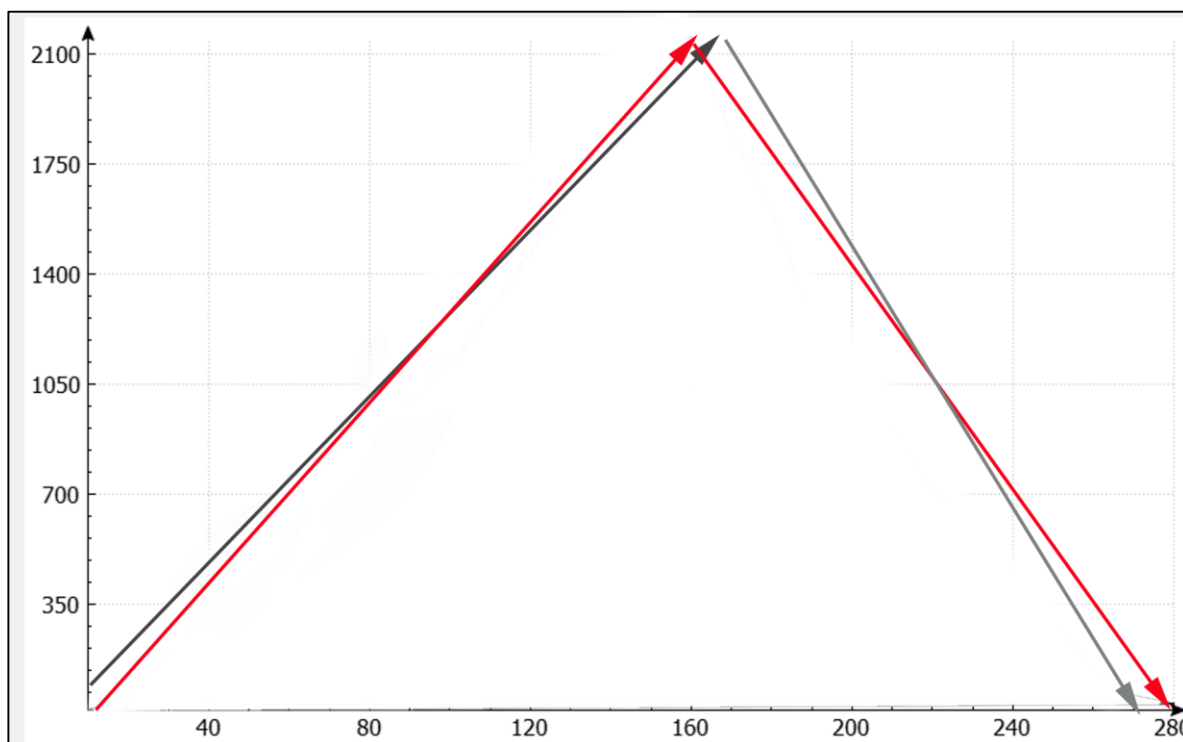


Figura 52. Superficies de Simultaneidad Dinámica esquemáticas de dos sujetos de la zona de transición. En negro, los sujetos patológicos (casos), en rojo, los sujetos sanos (controles).

6.7. CÁLCULO DE LA PRECISIÓN, SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD DE LA PCA, KPCA Y LLE

Con el fin de determinar cuál de los métodos estudiados es más útil para la práctica clínica diaria, se estudian la precisión, sensibilidad y especificidad de cada uno. Estos parámetros son fundamentales para la obtención de un adecuado/correcto diagnóstico o clasificación clínica. Se calculan de la siguiente forma:

- **Paciente:** Sujeto con patología.
- **Saludable:** Sujeto etiquetado como sano.
- **Verdadero positivo (TP)** = Número de casos correctamente identificados como paciente.
- **Falso positivo (FP)** = Número de casos identificados incorrectamente como paciente.
- **Verdadero negativo (TN)** = Número de casos correctamente identificados como sanos.
- **Falso negativo (FN)** = Número de casos identificados incorrectamente como sanos.
- **Precisión:** La precisión de una prueba es su capacidad para diferenciar correctamente al paciente de los casos sanos. Para estimar la precisión de una prueba, debemos calcular la proporción de verdaderos positivos y verdaderos negativos en todos los casos evaluados. Matemáticamente, esto se puede afirmar como:

$$\text{Accuracy} = \frac{\text{TP} + \text{TN}}{\text{TP} + \text{TN} + \text{FP} + \text{FN}}$$

- **Sensibilidad:** La sensibilidad de una prueba es su capacidad para determinar correctamente los casos de los pacientes. Para estimarlo, debemos calcular la proporción de verdaderos positivos en los casos de pacientes. Matemáticamente, esto se puede afirmar como:

$$\text{Sensitivity} = \frac{\text{TP}}{\text{TP} + \text{FN}}$$

- **Especificidad:** La especificidad de una prueba es su capacidad para determinar correctamente los casos sanos. Para estimarlo, debemos calcular la proporción de verdaderos negativos en los casos sanos. Matemáticamente, esto se puede afirmar como:

$$\text{Specificity} = \frac{\text{TN}}{\text{TN} + \text{FP}}$$

En la Tabla 5 se pueden observar los valores correspondientes a cada valor, así como el cálculo de la precisión, sensibilidad y especificidad de la PCA, KPCA y LLE. Partiendo de un n de sujetos patológicos de 32 y un n de sanos de 32.

Tabla 5. Precisión, sensibilidad y especificidad de la PCA, KPCA y LLE

Parámetro	LLE (n=64)	KPCA (Gaussiano) (n=64)	PCA (n=64)
TP (n)	29	30	-
FP (n)	4	9	-
TN (n)	27	23	-
FN (n)	4	2	-
Precisión (%)	87,5	82,8125	-
Sensibilidad (%)	87,8787878787879	93,75	-
Especificidad (%)	87,0967741935484	71,875	-

TP = Verdadero positivo; FP = Falso positivo; TN = Verdadero negativo; FN = Falso negativo; LLE = Locally Linear Embedding; KPCA = Kernel Principal Component Analysis; PCA = Principal Component Analysis.

La distribución “no ordenada” del procesado de los datos de la PCA hacen que no sea posible el cálculo de su precisión, sensibilidad y especificidad. De esta forma, dichos valores se considerarían como el 50% para todos los casos. La sensibilidad más alta, se aprecia en el valor de la KPCA, mientras que la precisión y especificidad lo son para el LLE.

7. DISCUSIÓN

El objetivo principal de la presente Tesis Doctoral fue el de confirmar si la presencia de dolor en el talón alteraba las variables biomecánicas que conforman lo que se denominó Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD). Las variables, o dimensiones biomecánicas que configuran la SSD se corresponden con la pendiente de subida (α), la pendiente de bajada (β), la altura (h) y el Tiempo de Simultaneidad Dinámica (TSD) de la SSD. La dimensionalidad de la SSD fue estudiada y categorizada a través la reducción dimensional. La cual es una herramienta de clasificación de datos ya empleada con anterioridad en otras ramas de las ciencias de salud como la cardiología o la neurociencia (Haris-Mita et al., 2021; Jolliffe, 2002; Liu et al., 2013; Liu et al., 2014; Schölkopf, et al., 1998; Valencia-Aguirre et al., 2010; Xu et al., 2018), y recientemente también en el área de la biomecánica gracias a la publicación de Alfaro Santafé et al., 2021, en la revista Journal of Biomechanics (Anexo IV). En dicho paper se presenta parte de la investigación realizada en la presente Tesis Doctoral.

7.1. LA REDUCCIÓN DIMENSIONAL

La salida de baja dimensión que se obtuvo con el método PCA no permitió distinguir en la clasificación los sujetos sanos de los patológicos dado que los datos originales son no lineales. Por la misma razón, no se pudieron obtener los datos de precisión, sensibilidad y especificidad de dicho método. Por otro lado, la KPCA aplicando el Kernel función gaussiana y el LLE redujeron correctamente las cuatro dimensiones de la SSD y permitieron distinguir a los sujetos sanos de los patológicos. La KPCA (gaussiano) presentó una precisión del 82,8%, una sensibilidad del 93,75% y una especificidad del 71,88%, mientras que los respectivos datos para el LLE fueron: 87,5%, 87,88% y 87,1%.

Obtener adecuados datos de precisión, sensibilidad y especificidad, es determinante en la práctica clínica diaria, ya que indica si un sujeto realmente padece o no una determinada enfermedad o dolencia (Baratloo et al., 2015). La precisión, es decir, la capacidad de diferenciar correctamente un tipo de paciente u otro fue mayor en el método LLE que en el KPCA (gaussiano). Al igual que la capacidad del método de distinguir adecuadamente los casos sanos (especificidad), también fue más elevada en el LLE. Por otro lado, la sensibilidad, la capacidad de distinguir correctamente los sujetos patológicos fue más elevada en la KPCA.

Cuando una herramienta presenta una alta sensibilidad como en este caso la KPCA. Al obtener un resultado negativo o normal, o en lo que este caso sería una posición en la zona de los sujetos sanos de la clasificación, se descarta el diagnóstico (Vizcaino-Salazar, 2017).

DISCUSIÓN

En el momento en el que una herramienta posee una alta especificidad, como es el caso del LLE, en la presente Tesis Doctoral, una posición en la zona de los sujetos patológicos de la clasificación, indica una confirmación del diagnóstico, en este caso del dolor en el talón (Vizcaino-Salazar, 2017).

De esta forma, según los parámetros descritos por Pita-Fernández y Pértegas-Díaz en su artículo de 2003, la especificidad y sensibilidad de los métodos KPCA (gaussiano) y LLE se describiría como buena, estando ambos métodos cercanos a la excelencia (>94%).

Así, se tienen dos parámetros que por un lado indican, la capacidad de distinguir a los sujetos sanos y por otro confirmar aquellos que son patológicos. En el caso de la especificidad, la KPCA se describe como regular (<79%) (Pita-Fernández y Pértegas-Díaz, 2003).

En la presente investigación se ha calculado también la precisión de cada método, donde destaca el LLE, cómo el más preciso. Tener una alta especificidad y sensibilidad, para confirmar los sujetos patológicos o distinguir aquellos que no lo son, es muy importante en cualquier herramienta diagnóstica. Así, también lo es, la habilidad de que dicha herramienta sepa distinguir entre la condición de un sujeto sano y otro patológico (Šimundić, 2009).

Tal y como se ha descrito, la KPCA (gaussiano) mostró una sensibilidad más elevada que el método LLE, es decir, es una buena herramienta para descartar el diagnóstico. Aunque no lo es, para confirmarlo ya que mostró una especificidad regular, ni tan buena como el LLE para distinguir entre sujetos sanos y patológicos (precisión) (Baratloo et al., 2015; Pita-Fernández y Pértegas-Díaz, 2003; Šimundić, 2009; Vizcaino-Salazar, 2017).

Los resultados obtenidos, en cuanto a precisión, sensibilidad y especificidad, parecen indicar que el método LLE, es el mejor identificador de marcha patológica, en relación con las alteraciones causadas por el dolor en el talón. El método permitió diferenciar correctamente entre sujetos patológicos (con dolor) y aquellos considerados como sanos (sin dolor). Además, comparado con la KPCA (gaussiana), dicho método proporcionó una métrica realista de la clasificación, con el mundo real, es decir la similitud y diferencias (distancias) entre unas pisadas y otras.

De la presente investigación, se extraen por tanto dos importantes aportaciones con implicaciones para el campo de la podología y la biomecánica y, por ende, de la medicina. De esta forma, como

resultados del estudio destacan, por un lado, la definición de la SSD como patrón y referencia para el estudio de la biomecánica de la pisada y por otro, la aplicación de la reducción dimensional para el análisis de los parámetros de la descrita Superficie.

Así, en los siguientes apartados se describirá la influencia y relación de los hallazgos obtenidos en este estudio con los distintos parámetros que pueden tener influencia sobre ellos y que han sido descritos previamente en el apartado “1. INTRODUCCIÓN”.

7.2. INFLUENCIA DE LA ANATOMÍA EN LA SSD

Con relación a la anatomía y morfología del pie, esta no desarrolla un papel fundamental en la presente investigación. Aunque es importante clarificar esto, ya que resulta obvio y de sentido común que una anatomía y/o morfologías anómalas o alteradas del pie, van a ser desencadenantes de disfunciones y muy probablemente de dolor a nivel del talón y posiblemente de otras regiones anatómicas (Braun et al., 2018; Orejana, 2016; Pardo i Camps, 2016; Tu, 2018).

En la literatura, aparecen numerosos autores que relacionan la alteración de los grados normales del arco plantar (120-130°) con el desarrollo de dolor en el talón, principalmente asociado con fascitis plantar u otras patologías de tejido blando (Pardo i Camps, 2016; Viladot, 2001). En la literatura se hace referencia a diversas morfologías del pie asociadas a fascitis. Los pies cavos, planos, los considerados como varos o valgus o aquellos que cursan con alguna insuficiencia del complejo muscular, son considerados como factores de riesgo por varios autores como posibles desencadenantes de diversas causas de dolor en el talón (Orejana, 2016; Pardo i Camps, 2016; Viladot, 2001). Según un estudio llevado a cabo por Pérez-Muñoz et al., en 2015, el pie pronado es un factor de riesgo más para el desarrollo de dolor en el talón causado por fascitis plantar en atletas. En otro estudio publicado en *Clinical Biomechanics* en 2005, que fue llevado a cabo por Burns et al., los autores observaron que el dolor tanto en el antepié como en el retropié de diferente etiología está comúnmente presente en individuos con pie cavo. Es decir, la literatura asocia dos tipos de pie cuya fisiología es completamente opuesta, con el desarrollo de dolor en el talón. En definitiva, lo que se puede encontrar en la literatura actual es que hay numerosos factores de riesgo asociados a diversas morfologías pódalas que pueden dar origen al dolor en el talón asociado a diversas causas (Braun et al., 2018; Tu, 2018).

DISCUSIÓN

De esta forma, lo que la bibliografía disponible indica es que no existe una morfología anatómica o alteración musculoesquelética única y concreta, que por sí sola sea la desencadene del dolor en el talón. Incluso, hay autores que relacionan el pie neutro con el desarrollo de este dolor (Pérez-Muñoz et al., 2015). Claro está, que las alteraciones estructurales en el miembro inferior, dado que implican un mayor estrés de las partes blandas van a ser más promiscuas al desarrollo de patologías que cursen con dolor, en comparación con alineaciones musculoesqueléticas que se encuentren dentro de los parámetros de normalidad (Braun et al., 2018; Orejana, 2016; Pardo i Camps, 2016; Tu, 2018). Pero por esta razón, cabe destacar que la principal causa etiológica del dolor en el talón es el estrés de los tejidos debido al impacto repetitivo que sufren estas estructuras, lo que implica numerosos tipos de actividades físicas y alineaciones morfológicas del pie (Braun et al., 2018; Broholm et al., 2017; Pardo i Camps, 2016; Tu, 2018). Es por ello, que el dolor en el talón puede estar ocasionado por factores muy variados: articulares, tisulares, neurológicos, etc. (Buchbinder, 2004; Tu, 2018). En la valoración médica, la clínica y el diagnóstico diferencial van a ser determinantes para descartar unas causas u otras (Rompe, 2009; Trojian y Tucker, 2019; Tu, 2018).

Así pues, no hay una morfología de pie concreta que se relacione directamente con el dolor en el talón. Ello, justifica que para este estudio el tipo de pie no se haya tenido en cuenta. Según una revisión sistemática realizada por Buldt et al. (2018a), tal como se esperaba, las presiones plantares se ven influenciadas por la forma del pie. En otro estudio llevado a cabo por el mismo grupo de investigación, los autores confirmaron que tanto el pie plano, el cavo y el neutro presentan diferentes características de presiones plantares durante el proceso de la marcha (Buldt et al., 2018b). En su estudio, los autores observaron que, si bien los pies cavos y valgus pueden compartir alguna característica en común, las principales diferencias entre los tipos de pie se encontraban en el antepié.

En el pie cavo, tal como señala Buldt et al. (2018b), se produce una disminución del valor de la presión en el mediopié, mientras que las presiones se concentran en el retropié y la zona lateral del antepié. La ausencia de apoyo en la zona intermedia de la región plantar, conduce a que se produzca un apoyo prematuro de la zona metatarsal y, por ende, una anticipación y prolongación del tiempo de coincidencia en el suelo del talón y el antepié. Lo que en la presente investigación ha delimitado al tiempo denominado como TSD. La reducción del área de contacto en un pie cavo provoca que las presiones soportadas por los puntos de apoyo sean mayores.

Por otro lado, en el análisis baropodométrico del pie valgo, se observa que la pronación del pie produce una disminución de la presión en la zona del mediopié y un incremento de esta en el antepié

y el talón, así como un aumento de la duración del TSD, como sucede en el cavo, con la diferencia de que en el antepié las presiones máximas se medializan (Buldt et al., 2018b).

Al realizar las primeras pruebas con el método LLE, si se diferenció entre sujetos con diferentes morfologías de pie, basadas en el Foot Posture Index (FPI) de Redmond et al. (2006). Dividendo cada grupo de estudio a su vez entre aquellos que presentaron pie cavo y valgo respectivamente. Entonces, lo que se observó, es que, pese a que se incluía ese parámetro en el análisis de clasificación de la reducción dimensional, el tipo de pie no fue un factor determinante y el resultado de la reducción dimensional era idéntico, tanto considerando el tipo de pie, como no. Ello supuso la justificación de no diferenciar entre tipo de pie (Buldt et al., 2018a).

Del mismo modo, tampoco se consideró trascendente para este primer estudio el diagnóstico diferencial o la evaluación del estado de los tejidos blandos a nivel plantar. Existen multitud de factores que pueden provocar dolor en el talón (Tu, 2018) y, por tanto, producir modificaciones en el comportamiento de la marcha y a su vez de la SSD. La presencia de alteraciones musculoesqueléticas, como la limitación de la flexión dorsal del pie, la presencia de acortamientos musculares, el aumento de la pronación, un primer metatarsiano plantarflexionado o el desarrollo de una macha antiálgica, así como otras afectaciones de tipo artrítico, infeccioso, traumatológico o neurológico, e incluso la presencia de varias en el mismo paciente (Buchbinder, 2004; Tu, 2018), van a cursar con alteraciones del patrón de marcha y de la SSD.

En la literatura encontramos numerosos estudios que soportan el hecho de que los tejidos blandos plantares se encuentran sometidos a una alta tensión en el momento de la fase de apoyo de la marcha, coincidente con el segundo rocker de la pisada (Phillips and McClinton, 2017; Yoo et al., 2017). Entre las dimensiones que finalmente determinaron la SSD, está el TSD, un intervalo de tiempo correspondiente con el segundo rocker de la pisada. Es por ello que no se diferenció específicamente entre aquellos tejidos causantes de la dolencia, sino que se consideró el estrés de todos los tejidos plantares sometidos a la tensión del segundo rocker. En definitiva, para el desarrollo de la presente investigación, se tuvo en cuenta simplemente el hecho de presencia o no de dolor en el talón medial del pie derecho. Por ello, en este estudio no se diferenció la causa de origen que actúa en la modificación de la SSD, sino directamente el estudio de las geometrías de SSD compatibles con patología y dolor en el talón. Así lo que se consideró relevante para el estudio de la alteración de la marcha causada por dolor en el talón, fue, por supuesto la propia presencia del dolor per se durante el segundo rocker de la pisada.

7.3. CONSIDERACIONES BIOMECÁNICAS EN LA SSD

El concepto de SSD definido en la presente Tesis Doctoral muestra una estructura multidimensional que se ve modificada por la presencia o no de dolor en el talón. En la SSD se tienen en cuenta la presión, el tiempo y el avance dinámico del cuerpo durante el segundo rocker de la pisada o TSD.

Otro interesante hallazgo del presente estudio fue el de que los sujetos del grupo casos mostraron valores estadísticos significativamente inferiores para la dimensión altura (h) de la SSD, es decir, aplicaban menor presión/fuerza durante el paso. Estos resultados coinciden con aquellos de Sullivan et al. (2015), donde los sujetos con presencia de dolor en el talón evaluados revelaron integrales presión-tiempo inferiores comparadas con los participantes sin dolor. Los autores analizaron la presión plantar de 198 personas utilizando la plataforma Emed-AT (Novel GmbH, Alemania) y registraron la fuerza máxima, la integral fuerza-tiempo, la presión máxima, la integral presión-tiempo y el tiempo de contacto para el talón, el mediopié y el antepié. Los autores compararon diferentes regiones del pie de forma separada. En lugar de eso, en el caso de la presente investigación, se analizó el comportamiento en conjunto de la representación, en el software de la plataforma Footwork Pro®, de todos los parámetros que a nivel de presión-tiempo, tienen influencia durante el segundo rocker de la pisada y que pueden registrarse con un sistema de medición de presiones plantares.

En la presente investigación se ha definido una estructura multi-dimensional que ha considerado todos los parámetros que durante el segundo rocker influyen en la presión-tiempo. A través de los métodos KPCA (gaussiano) y LLE (preferentemente), se redujo correctamente la dimensionalidad de dicha estructura. Se pasó de una situación de cuatro dimensiones prácticamente imposible de interpretar a una sola dimensión comprensible, basada en la vecindad de las dimensiones de la SSD. De esta forma, la SSD de cada sujeto se situó en la vecindad de las SSD que compartían características similares. Así, es posible saber cuán patológico es el andar de un sujeto dependiendo de su situación en la clasificación. Además, el método permite seguir rápidamente la progresión de un sujeto que viene de una situación patológica. Tal como ha podido observarse, la SSD de este sujeto se desplazaría de la zona patológica en la clasificación a una más sana, una vez el dolor hubiese desaparecido. La aplicación de esta herramienta supone un método rápido y práctico para la clasificación de la condición patológica del dolor de talón.

La integridad de todos los tejidos de la planta del pie resulta esencial para una correcta biomecánica de la marcha (Pardo i Camps, 2016). Las características histológicas y biomecánicas del tejido

aponeurótico plantar permiten actuar a estas estructuras como un material elástico (Pardo i Camps, 2016; Ricard y Turrina, 2016). Durante la marcha estos tejidos se encuentran con fuerzas de tracción, distensión y fuerzas tangenciales que producen en estas estructuras un elevado estrés (Caturla, 2001; Pardo i Camps, 2016). El segundo rocker de la pisada, es el momento donde la presión es mayor y las estructuras plantares se ven sometidas a momentos de rotación y elongación (Pardo i Camps, 2016). Los movimientos de pronosupinación producen fuerzas de cizallamiento en los tejidos de la planta del pie, que se acentúan en el retropié o el antepié dependiendo de si se trata de pies valgos o cavos (Orejana, 2016; Pardo i Camps, 2016; Viladot, 2001). En este estudio, tal como ya se ha mencionado, no se realizó distinción en función del tipo de pie, dado que el objetivo principal fue asegurar que el método LLE diferenciaba correctamente entre sujetos sanos y patológicos.

El análisis de las pendientes de subida (α) y bajada (β) ha resultado fundamental para este estudio, dado que son dos de las cuatro dimensiones que conforman la SSD. Dichas pendientes, representan el avance del talón y de las tres primeras cabezas metatarsales, respectivamente. Tal como se ha observado en la presente investigación, la presencia o no de dolor, crea un patrón diferente de SSD. Aunque ni la pendiente de subida ni la de bajada mostraron diferencias significativas en la media de sus valores entre los sujetos de los grupos casos y controles. Esto tiene sentido, tal como indican Yoo et al. (2017), cuando un paciente con fascitis plantar bilateral o unilateral camina, la presión máxima aplicada en el pie se redistribuye, resultando la biomecánica similar a la de los sujetos sanos. Lo cual indicaría que en este estudio no se hallaran diferencias significativas en los patrones biomecánicos de avance del talón y los tres primeros metatarsianos durante el segundo rocker, aunque si en la reducción dimensional a través de los métodos KPCA (gaussiano) y LLE y la relación de todas las dimensiones de la SSD. Así mismo, los autores (Yoo et al., 2017), encontraron que la presión aplicada por los sujetos diagnosticados de fascitis plantar era menor, en comparación con aquellos sanos.

El Mecanismo de Windlass actúa como mecanismo almacenador y propulsor de energía, manteniendo el arco plantar durante la marcha (Hicks, 1954). De esta forma cuando se constituye dicho arco, la longitud del pie durante la marcha se reduce: los músculos intrínsecos se contraen y las estructuras fasciales y aponeuróticas ejercen una tensión pasiva (Hicks, 1954; Yoo et al., 2017). Cuanto mayor sea la duración del segundo rocker, la elongación del pie en el apoyo a causa de la amortiguación, será máxima, por ende, la presión aplicada y la tensión sobre las estructuras podales será mayor (Hicks, 1954; Yoo et al., 2017; Young et al., 2001). En la presente investigación se observa que la media del TSD de los pasos de los sujetos casos es algo inferior a la de los controles, aunque ello

DISCUSIÓN

no mostro una significancia estadística, tal como también encontraron en sus estudios los autores Buldt et al. (2018a, 2018b) y Sullivan et al. (2015).

Hasta la fecha, el segundo rocker solo había sido considerado en una perspectiva temporal (Phillips and McClinton, 2017; Yoo et al., 2017), estando determinado en una única dimensión. En la literatura existente hasta la fecha aparecen asociaciones de tipo bidimensional en relación con el segundo rocker. En estas publicaciones se relaciona el dolor, con el tiempo, con la presión (Sullivan et al., 2015; Yoo et al., 2017), con la rigidez de los tejidos (Davis y DeLuca, 1995) o con la capacidad muscular (Osborne et al., 2019), entre otros (Tu, 2018). En el estudio de Sullivan et al. (2005), la reducción de la carga en la relación presión-tiempo se concluye que es de tipo directo ante la presencia de dolor en el talón. Davis y DeLuca, destacan para un mayor conocimiento y comprensión de la marcha patológica, la importancia del estudio de la rigidez de los tejidos, tanto musculares como fasciales durante el segundo rocker. Osborne et al. (2019), destacan la reducción de la fuerza y del volumen de la musculatura podal cuando hay presencia de dolor en el talón. Pero en ninguno de estos estudios se ha observado la evolución del avance durante la marcha, de las estructuras implicadas en la generación de las gráficas o datos estudiados.

La multi-dimensionalidad del estudio llevado a cabo en la presente investigación, condujo a que no solo se tuvieran en cuenta la relación presión-tiempo-dolor, sino el avance en el tiempo de la presión hasta que esta resulta máxima. Ello presenta una serie de SSD que, aunque poseen un TSD bastante similar, sus formas y tamaños son diferentes tal como se puede apreciar en la Figura 53. Las mencionadas SSD son imposibles de clasificar a través de la simple observación del ojo humano. El estudio del avance incorporando al análisis la dimensión de las pendientes de subida (α) y bajada (β), indica el comportamiento de la carga aplicada (presión) durante el segundo rocker (TSD). Aunque este mencionado comportamiento no resulta comprensible con la mera observación de las gráficas, sí que es clasificable con la consideración multidimensional de todas las variables a través de la reducción dimensional no lineal, preferentemente mediante el método LLE. Al incluir todas las dimensiones a la vez en la clasificación, lo que hace el método es una clasificación de comportamientos iguales de SSD entre los vecinos, es decir entre las SSD de comportamiento más próximo. Así, tal y como se puede apreciar en el apartado "6. RESULTADOS", las SSD se disponen en una recta que distribuye dichos comportamientos de más a menos patológicos.

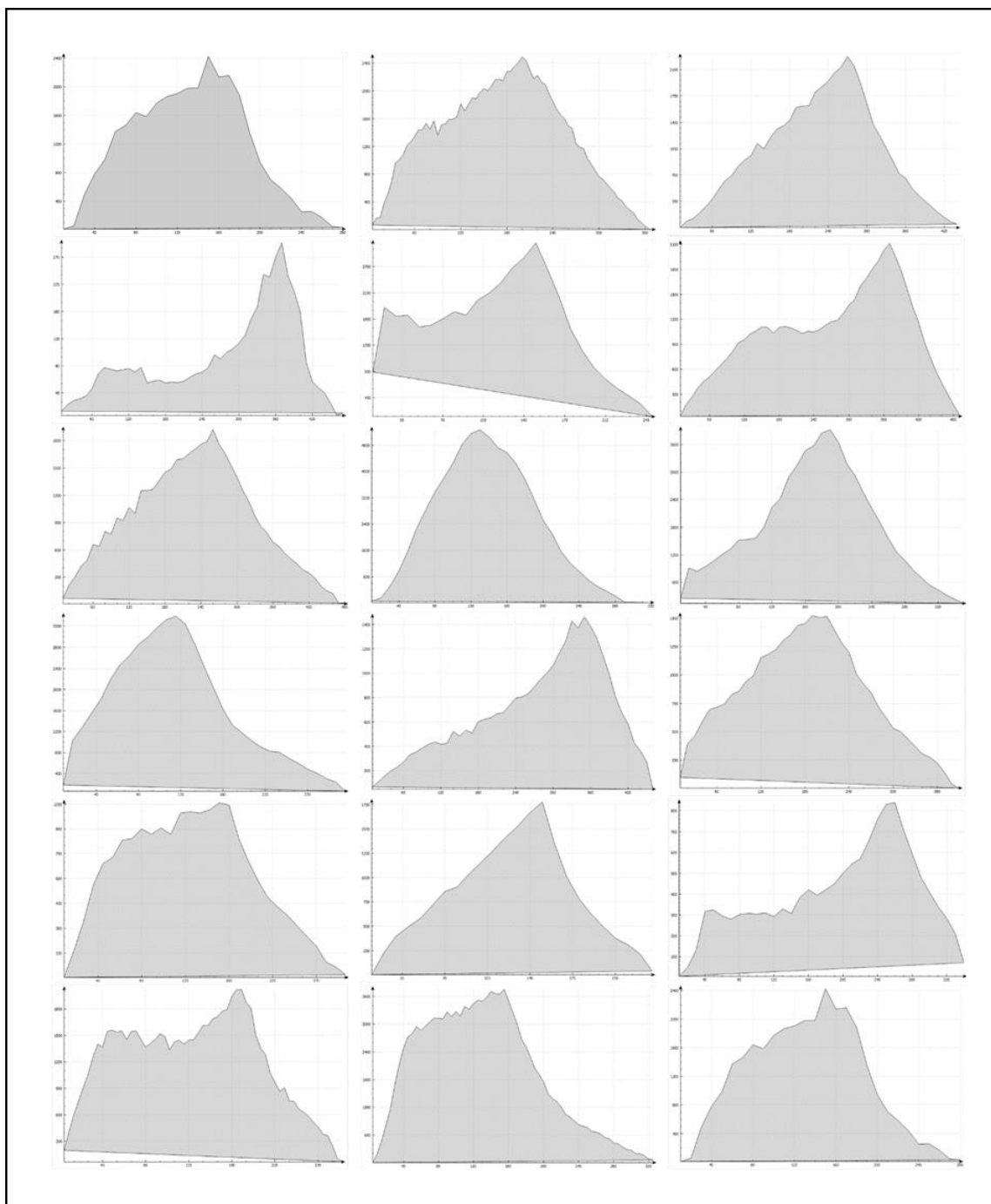


Figura 53. Superficies de simultaneidad dinámica tanto de sujetos sanos como patológicos. La distinción a simple vista de unos y otros resulta imposible.



7.4. LA CLASIFICACIÓN EXCLUSIVAMENTE CLÍNICA DE LOS SUJETOS A ESTUDIO

En los apartados anteriores, se ha descrito que efectivamente en la presente investigación hay una falta de diagnóstico preciso de las causas que pudieran provocar el dolor en el talón de los sujetos incluidos para estudio. Este diagnóstico diferencial, no se realizó dado que se consideró que para el objetivo planteado solo hubiera supuesto un sobre coste sin aportar un valor significativo. En el fondo lo que se ha pretendido es valorar exclusivamente la respuesta cinemática de la carga del pie contra el suelo y la diferenciación entre sujetos que presentaron dolor o no, durante el apoyo con carga.

El diagnóstico primario del dolor en el talón se basa en la sintomatología clínica, es decir, como resulta lógico, en la sensación dolorosa (Rompe, 2009; Trojian y Tucker, 2019; Tu, 2018). En el caso de la presente investigación, en base a la evidencia previamente existente, se confirmó la presencia de dolor por medio de la palpación digital sobre la tuberosidad medial del calcáneo (Martínez, 2013; Pardo i Camps, 2016; Rompe, 2009).

Las pruebas complementarias de imagen resultan fundamentales en la realización del diagnóstico diferencial, para el abordaje específico de las patologías que se manifiestan con dolor en el talón (Tu, 2018). Entre ellas, la radiografía simple, la ultrasonografía, la gammagrafía y la resonancia magnética son las más utilizadas (Pardo i Camps, 2016; Tu, 2018). Si bien es cierto que son pruebas muy precisas y fiables, muchas son costosas de realizar, tanto en tiempo, como en dinero. El desarrollo de una prueba clínica como la descrita en la presente investigación puede ayudar a prescindir de aquellas empleadas hasta la fecha, más útiles en sujetos en los que se pretenden realizar terapias invasivas para el tratamiento de los casos rebeldes (Buldt et al., 2018a; Pardo i Camps, 2016; Sullivan et al., 2015; Yoo et al., 2017). Así, en la presente investigación, se consideró analizar el concepto de la SSD a través de la reducción dimensional. Siguiendo un modelo de “screening” de casos del mismo modo que la electroencefalografía y la electromiografía lo son para la patología cerebral o cardíaca respectivamente (Chen et al., 2016; Sidhu, 2019).

De este modo, para este estudio, al no realizarse dicho diagnóstico diferencial, se desconoció la procedencia del dolor. Si bien es cierto, el objetivo perseguido fue el de estudiar la alteración de la marcha a causa de la presencia de dolor, a través de un método novedoso de clasificación biomecánica.

7.5. LA INTUICIÓN DIAGNÓSTICA Y SU FUNDAMENTO PARA DEFINIR LA SSD

La alteración de la SSD observada en el presente estudio puede deberse, tanto a un problema estructural causado por una desalineación concreta de la morfología anatómica, como por una afectación funcional de la musculatura o los tejidos blandos. Puesto que no se realizó el diagnóstico diferencial, se trata de algo desconocido, aunque se intuye, que probablemente dicha alteración curse con una SSD que diferente a la que la población sana pueda presentar, predisponiendo a los sujetos a sufrir de talalgia.

A través de la experiencia clínica de numerosos estudios baropodométricos, la intuición en el reconocimiento de patrones aparece. Los seres humanos somos una especie caracterizada por nuestra capacidad en el análisis, interpretación y reconocimiento de patrones de nuestro entorno a través de los órganos de los sentidos (Kelsey et al., 2018). Ello sucede en todos los ámbitos de la vida y por supuesto en la medicina también.

La intuición diagnóstica, está considerada como un modo de razonamiento rápido, no analítico e inconsciente, basado en una serie de pruebas que apuntan en una dirección concreta (Vanstone et al., 2019). Los especialistas experimentados trabajan con este método aplicándolo a la práctica clínica. Se trata de un fenómeno vinculado con el razonamiento no analítico, según describen Vanstone et al. (2019), destacando la importancia de la experiencia para el desarrollo de un sentido de la intuición digno de confianza que puede utilizarse para emplear eficazmente el razonamiento analítico en la evaluación de pruebas clínicas. A través de este mecanismo es posible avanzar en las ciencias de la salud en nuevos mecanismos de ayuda diagnóstica.

En lo relativo a la presente investigación, la experiencia de numerosos estudios baropodométricos en sujetos con dolor en el talón, condujo a la observación de un patrón guiado por la intuición, en las curvas que relacionan la presión y el tiempo en el momento del segundo rocker. Así, con el fin de determinar la manera adecuada de confirmar dicha intuición diagnóstica (Vanstone et al., 2019), surge el concepto de la Superficie de Simultaneidad Dinámica, dando origen a la actual Tesis Doctoral.

Es importante para poder avanzar en un método de ayuda diagnóstica basado en la intuición, que este tenga su fundamento fenomenológico. Braude (2013), señala que las intuiciones clínicas pueden ser examinadas fenomenológicamente para determinar sus fundamentos originales. La fenomenología proporciona un método para restaurar la síntesis hipocrática de la observación empírica y el holismo

asociado a las intuiciones clínicas. De esta forma, para poder confirmar esta intuición se debían determinar los fenómenos que causan y caracterizan la SSD. Así, al inicio de la presente investigación se determinaron 5 dimensiones para caracterizar la SSD. Entre ellas destacan las 4 dimensiones ya descritas, a las que se sumaba el área de la superficie. Entonces, el procesamiento de los datos provocaba un error en la clasificación de los parámetros debido a la redundancia de los mismos. Al considerar la base (TSD) y la altura (h) de la SSD, cuya forma es semejante a la de un triángulo, se estaba considerando en sí, la presencia del área, por lo que se decidió eliminar la 5ª dimensión.

El procesamiento y clasificación de los datos a través de la reducción dimensional, novedoso en el ámbito de la biomecánica y las ciencias de la salud, ha permitido confirmar la intuición surgida en la clínica gracias a la observación de numerosas y variadas SSD.

7.6. EL MÉTODO LLE PARA LA CLASIFICACIÓN DE LA SSD EN LOS SUJETOS CASOS (PATOLÓGICOS) Y CONTROLES (SANOS)

Estudiar la dimensionalidad de la SSD supuso un gran reto. Ello implicaba poder clasificar la pisada de sujetos patológicos y no patológicos, durante el segundo rocker de la marcha, en función de si presentaban dolor o no en el talón. Para lograrlo, fue necesario encontrar un método de clasificación que contemplara numerosos factores de una misma estructura al mismo tiempo. De esta forma, se contactó con la Escuela de ingeniería de la Universidad de Zaragoza, quienes aconsejaron acerca de la manera adecuada de poder estudiar la SSD.

Tras valorar diferentes opciones, se decidió elegir el LLE preferentemente sobre los otros métodos de reducción dimensional dada por un lado su distribución en métrica real, y sus datos de precisión, sensibilidad y especificidad a la hora de clasificar. El LLE puede describirse, como un método prometedor y efectivo de reducción dimensional, tal y como autores como Sidhu (2019) hicieron antes en otras disciplinas, como es el estudio de las imágenes obtenidas por resonancia magnética nuclear (RMN). Así, esta forma de procesamiento comparte una estrecha relación con otros enfoques de análisis de imágenes utilizados en las Ciencias de la Salud (Sidhu, 2019), como son: los análisis de Componentes Independientes, o el uso de Máquinas de Vector Soporte (y de regresión) en problemas de clasificación y predicción.

Analizando los resultados obtenidos y dados sus valores de precisión, sensibilidad y especificidad, efectivamente se puede afirmar que el método LLE permite clasificar mejor que los otros métodos de reducción dimensional (PCA y KPCA-gaussiano), la pisada de los corredores aficionados con y sin dolor en el talón, incluidos en el estudio. Así, estos resultados revelan que la SSD es un concepto útil para el análisis de la marcha a través de las integrales presión-tiempo obtenidas por medio de un dispositivo de análisis de presiones plantares. Estas diferencias baropodométricas entre los sujetos de los grupos casos y controles se confirman por tanto a través del método LLE utilizado en la presente investigación. En el sentido estadístico, tal como ha sido descrito en el apartado “7.2. CONSIDERACIONES BIOMECÁNICAS EN LA SSD”, la única variable que reveló ser estadísticamente significativa fue la altura (h).

El método LLE es un excelente clasificador de estructuras multidimensionales (Roweis y Saul, 2000). Por ello, para demostrar que la intervención humana no tendría ninguna influencia sobre la aplicación del algoritmo de “embedding”, se alteró el grupo de pertenencia de los sujetos de los Casos 1 y 2 descritos en el apartado “6. RESULTADOS”. Efectivamente, dado que la clasificación “casos” y “controles” no está incluida como una dimensionalidad de la SSD, el método no lo interpreta y por tanto posiciona al sujeto en su lugar correspondiente en la recta de resultados de una dimensión.

Los hallazgos obtenidos en la presente investigación revelan que efectivamente la SSD analizada a través del método LLE, resulta ser un buen clasificador dados sus valores de precisión, sensibilidad y especificidad, de la presencia de alteraciones de la marcha causadas por el dolor en el talón. Ello, puede servir además para la clasificación de otro tipo de patologías que tengan que ver con alguna afectación del patrón de marcha normal, lo cual puede tener multitud de aplicaciones futuras en el diagnóstico, seguimiento y prevención de lesiones del sistema musculoesquelético, principalmente relacionadas con el miembro inferior y el pie.

8. LIMITACIONES Y PUNTOS FUERTES DEL ESTUDIO

8.1. LIMITACIONES

A pesar de los resultados encontrados, algunas limitaciones deben ser consideradas. En primer lugar, se debe tener en cuenta el pequeño tamaño muestral. Respecto a ello, se resalta el hecho de que, durante el reclutamiento, se fue muy estricto en los criterios de inclusión con objeto de tener una muestra lo más homogénea posible lo que dificultó realizar un estudio con una muestra más amplia. Se debe añadir que, puesto que se trata de un método innovador, la presente investigación se aproxima más a un estudio piloto, en el que testar la efectividad del nuevo método de análisis de la marcha y detectar los posibles fallos y problemas que este pueda tener. Razón por la que el tamaño de la muestra escogida no es muy elevado. Así, se sientan las bases para la utilización futura de la SSD en diferentes patologías y alteraciones del ciclo de la marcha. Todos los hallazgos presentados en este estudio se tendrán en cuenta de cara a futuras investigaciones en las que se reclutará una muestra mayor y así obtener datos y resultados más amplios.

Cabe destacar como otra posible limitación, la falta de diagnóstico diferencial. Puesto que no se consideró cada patología en concreto y se desconoce cuál fue la causa que está provocando el dolor en el talón de los sujetos casos incluidos en el estudio. De igual manera, tal y como se acaba de explicar, no se realizó dicha diferenciación dado que el objetivo de la investigación fue el de desarrollar un método de clasificación para el dolor en el talón. Así, se sientan las bases para futuros estudios de patologías, esta vez sí concretas, que cursando con dolor en el talón puedan ser estudiadas a través del concepto de la SSD y la clasificación del LLE.

8.2. FORTALEZAS

Destaca como fortaleza del estudio la utilización de tres métodos de reducción dimensional: PCA, KPCA y LLE, para la clasificación de la SSD. Estos, como se ha mencionado, se trata de una serie de herramientas informáticas previamente utilizadas en las ciencias de la salud (Chen et al., 2016; Haris-Mita et al., 2021; Liu et al, 2013; Liu et al., 2014; Sidhu, 2019; Xu et al., 2018). Así, por medio del presente estudio se introduce un instrumento de análisis y clasificación de datos, ya empleado anteriormente en Ciencias de la Salud, pero novedoso en el campo de la biomecánica y el análisis de la marcha. Se está proporcionando una manera completamente nueva de analizar, identificar y clasificar la marcha patológica.

LIMITACIONES Y PUNTOS FUERTES DEL ESTUDIO

Por otro lado, cabe destacar el correcto “matching” o emparejamiento realizado entre los sujetos de los grupos casos y controles. Para ello se tuvieron muy en cuenta las siguientes variables: la edad, el género, la altura, el peso y el número de pie, las cuales tienen un efecto sobre la biomecánica de la marcha (Daza, 2007). Controlar estos parámetros, resulta fundamental para un adecuado matching y la fiabilidad de la clasificación realizada en el presente estudio. Considerar y controlar la edad y el género, es necesario cuando se trata de dolor en el talón. Además, se trata de dos factores que por sí solos van a influir en el desarrollo normal de la marcha, tal como señala Tu (2018). La manifestación dolorosa en torno al área del talón va a ser diferente en función de la edad y del género. De igual forma, la morfología corporal también va a tener su influencia. La altura se controló para que el índice de Masa Corporal no tuviera grandes variaciones inter-grupo. Aunque, de estas variables, la más importante y directamente relacionada con la presión ejercida durante el paso, va a ser el peso. Así, en su artículo de estudio biomecánico con sujetos con fascitis plantar, Yoo et al. (2017), controlan que el peso en los tres grupos de estudio no muestre diferencias significativas. Lo mismo sucede para el tamaño del pie. En el presente estudio se consideró que este fuera el mismo para ambos grupos y que ello no pudiera afectar al desarrollo del tiempo de paso y por tanto a las integrales presión-tiempo (Yoo et al., 2017).

9. PERSPECTIVAS FUTURAS DE APLICACIÓN

El planteamiento futuro es una de las partes más importantes de esta investigación. El concepto de la SSD y su clasificación a través de la reducción dimensional con preferencia del método LLE, son completamente nuevos en el campo de la biomecánica y aquellas ciencias dedicadas al estudio de la marcha y sus afecciones.

9.1. UTILIDAD DE LA SSD EN LA PRÁCTICA CLÍNICA

Una de las principales aplicaciones que sin duda tendrá el concepto de la SSD será el de la práctica clínica. Será de gran utilidad tanto para el diagnóstico, como la prevención, el seguimiento de la evolución del tratamiento o la valoración del rendimiento deportivo. La SSD, puede ser calculada de manera automática por los programas de baropodometría y permitirá, de esta forma, no solo establecer el diagnóstico del dolor en el talón, sino probablemente también el de otras entidades clínicas.

La investigación en el futuro de patologías que cursen con la alteración de la marcha, enriquecerá el concepto de la SSD. El estudio en clínica podrá aplicarse desde en las afectaciones más simples como puedan ser una fascitis plantar, o un esguince de tobillo, a una compleja intervención quirúrgica de las articulaciones del pie, la rodilla o la cadera. Ello puede conducir a que se trate de un método de análisis de la marcha completamente revolucionario, que podrá ser empleado por todos aquellos profesionales que se dediquen principalmente al tratamiento de patologías musculoesqueléticas del miembro inferior: traumatólogos, fisioterapeutas, podólogos, readaptadores y preparadores deportivos, etc.

Este novedoso concepto de análisis de la marcha probablemente permita, no solo establecer diagnósticos, sino también monitorizar a lo largo del tiempo la evolución de los procesos patológicos. De esta forma, el profesional podrá contar de manera rápida, sencilla y eficaz, con un constante feedback cualitativo sobre el estado de la marcha de su paciente y la evolución del tratamiento.

En la Figura 54 esquemática, la representación del LLE permite establecer 3 zonas objetivas de clasificación: una zona patológica, una zona sana y una de incertidumbre o transición, donde el paso de sano a patológico vendrá definido por la manifestación clínica del paciente. De este modo, será muy interesante, realizar en el futuro estudios de la evolución de patologías concretas a través del cambio de posición de la SSD en la representación de la clasificación del LLE. Todo ello derivará en un

PERSPECTIVAS FUTURAS DE APLICACIÓN

exhaustivo seguimiento en clínica del paciente, que permitirá adaptar mejor los tratamientos a las necesidades del paciente y ajustarlos o cambiarlos en el caso de que estos no sean efectivos.

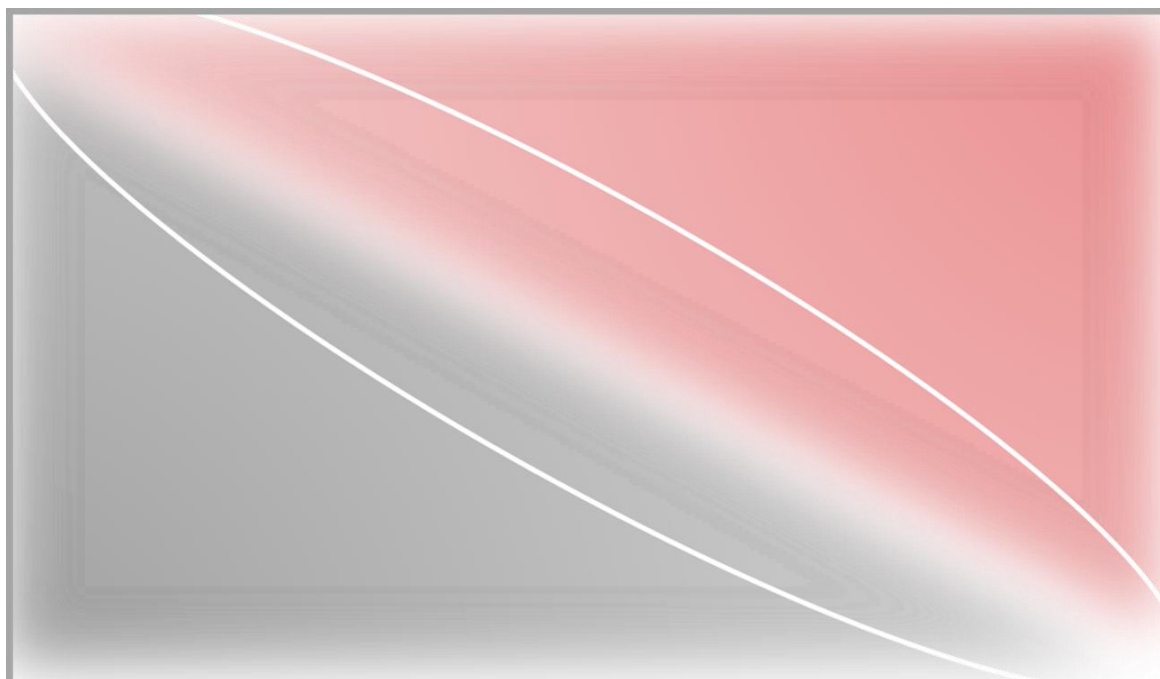


Figura 54. Representación esquemática de las áreas de clasificación del método LLE. En negro, la zona de los casos, en rojo, la de los sujetos sanos y delimitada por la elipse blanca la Zona de incertidumbre.

Por otro lado, el concepto de la SSD resultará de gran ayuda en la prevención de patologías que cursen con dolor en el talón y/o alteración de la marcha normal. Con la clasificación de la SSD se podrá detectar cuando las dimensiones de la SSD de una persona son clasificadas por el LLE en la zona de los patológicos o cercanas a esta, indicando que, si la persona no padece dolor todavía, está cercana a lesionarse. De igual forma, en el caso de tener registros abundantes de la SSD de una misma persona, se podrán detectar cambios rápidamente e intervenir antes de que se desarrolle la afectación.

La SSD servirá también para poder cuantificar datos a nivel deportivo. Permitirá valorar el rendimiento deportivo de una persona. Si en lugar de contar con sujetos sanos y patológicos, se estudia a sujetos con diferentes capacidades de rendimiento deportivo, gracias al conocimiento de la vecindad de las dimensiones de las SSD de cada sujeto se podrá determinar donde una persona se sitúa a nivel de máximo rendimiento deportivo: en el entorno de aquellos con un elevado nivel o cerca de aquellos cuyas capacidades ya no son las más altas a nivel competitivo.

Continuando en lo referente a las posibles aplicaciones en el ámbito del deporte, la SSD podrá utilizarse como determinante de la efectividad de la aplicación de un ejercicio en concreto. Poniendo un ejemplo de ello: clasificar la mejora de ejercicios de estabilización a nivel de la cadera y la pelvis en corredores aficionados o profesionales, de esta forma se podrá medir su SSD antes del programa de ejercicios y después y ver si se sitúa en una zona considerada de mayor estabilidad. Para ello previamente se deberá crear una base de datos de corredores de alto nivel, donde el control de la báscula de la pelvis y la cadera sea total.

Con el fin de que todas estas aplicaciones prácticas del concepto sean lo más precisas posible, se aumentará el número de dimensiones que se consideran en la SSD. Se contemplará la biomecánica propia del sujeto: el diagnóstico diferencial, el envejecimiento, el género, la “stifness” o rigidez de los tejidos o el nivel de rendimiento deportivo, entre otros. Todos estos, son factores que en el futuro harán de este un sistema más preciso.

Así pues, la SSD podrá convertirse en el futuro en una gran herramienta de uso clínico, que será utilizada por cualquier profesional relacionado con las ciencias de la salud y el deporte. Además de novedoso, el concepto de SSD se presenta como altamente accesible y relativamente simple de utilizar e interpretar en la práctica clínica y deportiva diaria.

9.1.1. Aportación del presente estudio para el diseño de plantillas y otros sistemas inteligentes de la toma de magnitudes de la biomecánica de la marcha

El uso de la SSD junto con el sistema de clasificación LLE se convierte en un método de registro de la biomecánica de la marcha completamente objetivo y novedoso. El LLE es una herramienta que mejora la calidad de su funcionamiento dependiendo de la cantidad de datos que tiene para comparar. Esto quiere decir, que cuantos más sujetos tanto sanos como patológicos tenga introducidos en su base de datos mejor clasificará a los nuevos sujetos que se introduzcan.

Un funcionamiento mejor del LLE en el futuro, vendrá de la creación de bases de datos Big Data. Las cuales permitirán comparar las características de un determinado sujeto con las ya disponibles dentro del propio sistema, permitiendo realizar comparativas y clasificaciones de forma rápida y con muy alta precisión tanto para aplicaciones médicas como de rendimiento.

9.1.1.1. Integración de la SSD en plantillas sensorizadas: El futuro

Además, la integración de esta herramienta de clasificación en sistemas avanzados de medición de las presiones plantares como son las plantillas sensorizadas inteligentes supondrá una verdadera revolución (Figura 55). La monitorización constante de la persona que porta sus plantillas personalizadas e inteligentes llevará a otro nivel la prevención y el tratamiento de patologías musculoesqueléticas relacionadas con la marcha. El sistema será capaz de conocer el patrón de marcha “normo-sano” de su usuario y detectar con altísima precisión y anticipación cualquier variación que pueda suponer un riesgo o vaya a derivar en un problema. De la misma forma podrá aplicarse para valorar a tiempo real y a corto, medio y largo plazo la efectividad de un tratamiento. Lo mismo sucederá para el ámbito deportivo, donde la anticipación a la aparición de una lesión resulta fundamental para ahorrar tiempo, dinero y mejorar el rendimiento.

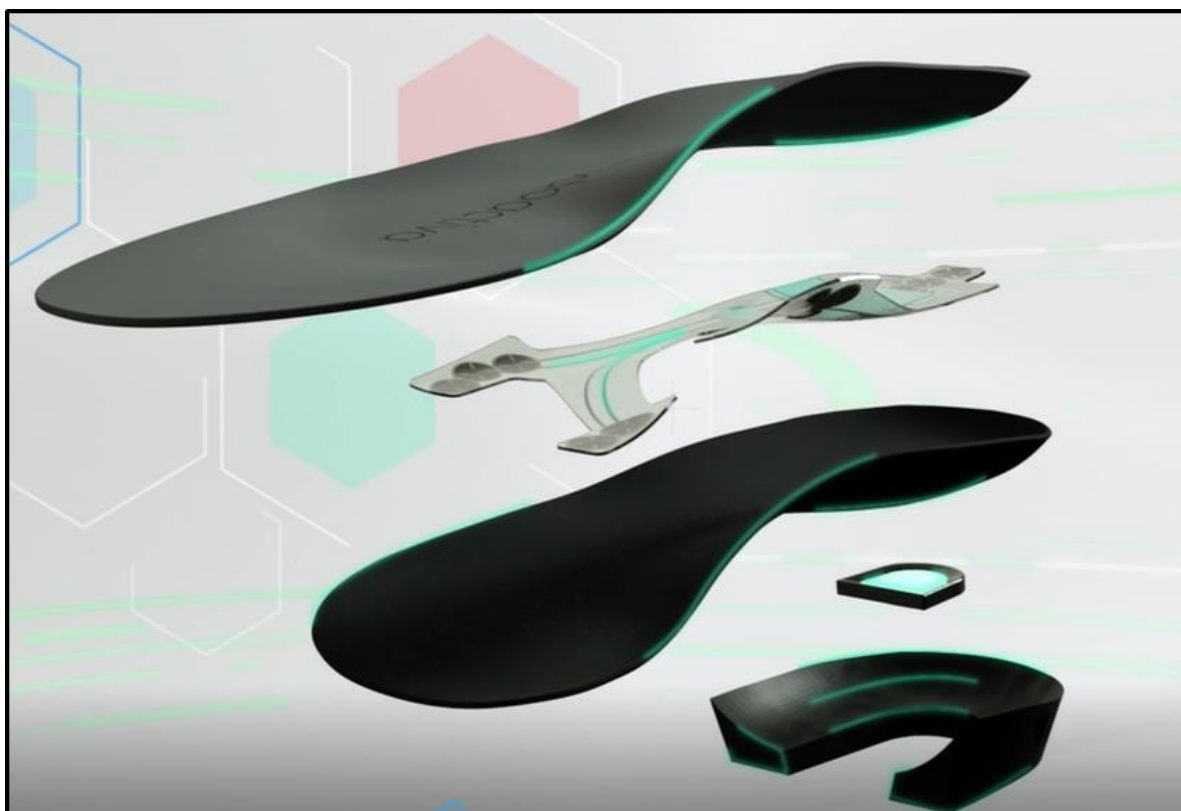


Figura 55. Concepto de plantilla sensorizada inteligente (Smart Insole Podoactiva®).

10. CONCLUSIONES

- I. La presencia de dolor en el talón ha mostrado alterar la nueva variable biomecánica denominada como Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD). La cual, fue definida sobre las gráficas presión-tiempo obtenidas a través de la plataforma Footwork Pro® en base a cuatro dimensiones: el Tiempo de Simultaneidad Dinámica (TSD), la pendiente de subida (α), la pendiente de bajada (β) y la altura (h).
- II. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los sujetos de los grupos casos y controles en los valores respectivos a la variable altura (h), que hacen referencia a la presión aplicada en el paso durante el segundo rocker de la marcha. Los valores del grupo de casos fueron significativamente inferiores que los del grupo control. Aunque se trata de un valor que por sí solo, no justifica la alteración de la marcha.
- III. El método Locally Linear Embedding (LLE) y el KPCA-gaussiano, reducen la dimensionalidad de la SSD permitiendo clasificar a los sujetos en función de sus características y aplicado en el presente estudio se ha mostrado capaz de diferenciar a los sujetos que presentaban dolor en el talón de los que no lo tenían.
- IV. El método LLE ha obtenido unos valores de precisión y especificidad mejores que los de la KPCA-gaussiano, mientras que éste último los ha obtenido de sensibilidad.
- V. El concepto de SSD y su clasificación a través de la reducción dimensional, con preferencia por el método LLE suponen una forma completamente nueva de análisis de la marcha y su aplicación en la práctica clínica puede ser utilizada como una herramienta rápida, sencilla y eficaz; en prevención, diagnóstico y seguimiento de diversas patologías que cursan con alteración de la marcha, así como en la mejora del rendimiento deportivo.

11. REFERENCIAS

Alfaro Santafé, J. (2017). *Eficacia del tratamiento ortopodológico en la apofisitis calcánea en niños con normo y sobrepeso* (Tesis Doctoral). Universidad Europea de Madrid, Madrid.

Alfaro Santafé, J. V., Alfaro Santafé, J., Lanuza-Cerzócimo, C., Gómez Bernal, A., Pérez Morcillo, A., Almenar Arasanz, A. J., Mena Tobar, A., Laclériga-Giménez, A. F. (2021). Locally linear embedding and plantar pressure-time graph selection in heel pain classification: An observational, case-control study. *Journal of Biomechanics*, (128), 110784.

Alfaro Santafé, J., Gómez Bernal, A., Alfaro Santafé, J.V., Lanuza Cerzócimo, C., Escamilla Galindo, V. L., y Almenar Arasanz, A. J. (2017). Relación de Lunge y Jack Test en la apófisis calcánea (Talalgia de Sever) en futbolistas jóvenes. *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*, 11(2), 117-123.

Ammar, A., Mokdad, B., Chinesta, F., y Keunings, R. (2007). A new family of solvers for some classes of multidimensional partial differential equations encountered in kinetic theory modeling of complex fluids. Part II: Transient simulation using space-time separated representation. *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics*, 144, 98-121.

Amsallem, D., Cortial J., y Farhat, C. (2010). Toward real-time CFD-based aeroelastic computations using a database of reduced-order information. *AIAA Journal*, 48, 2029-2037.

Amsallem, D., y Farhat, C. (2008). Interpolation method for adapting reduced-order models and application to aeroelasticity. *AIAA Journal*, 46, 1803-1813.

Anderson, D. J., y Fallat, L. M., Savoy-Moore, T. (2001). Computer-assisted assessment of lateral column movement following plantar fascial release: a cadaveric study. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 40(2), 62-70.

Aquino, A., y Payne, C. (1999). Function of the plantar fascia. *The Foot*, 9, 73-78.

Arandes, R, y Viladot Perice, A. (1956). *Clínica y tratamiento de las enfermedades de los pies*. Barcelona: Científico-Médica.

Arandes, R., y Viladot, A. (1953). Biomecánica del calcáneo. *Medicina Clínica*, 21, 25- 28.

REFERENCIAS

Argosy Medical Animation. (2007-2009). Visible body: Discover human anatomy. New York, EU.: Argosy Publishing. Recuperado de <http://www.visiblebody.com>

Baggett, B. D., y Young, G. (1993). Ankle joint dorsiflexion. establishment of a normal range. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 83(5), 251-254.

Banks, A. S., Downey, M. S., Martin D. E., y Miller, S. J. (2001). *McGlamry's comprehensive textbook of foot and ankle surgery* (3ª ed.). Philadelphia, PA: Lippincott Williams y Wilkins.

Baratloo, A., Hosseini, M., Negida, A., & El Ashal, G. (2015). Part 1: Simple Definition and Calculation of Accuracy, Sensitivity and Specificity. *Emergency (Tehran, Iran)*, 3(2), 48–49.

Barrett, S. L., y Erredge, S. E. (2004). Growth Factors For Chronic Plantar Fasciitis?. *Podiatry Today*, 17(11), 36-42.

Barry, L. D., Barry, A. N., y Chen, Y. (2002). A retrospective study of standing gastrocnemiussoleus stretching versus night splinting in the treatment of plantar fasciitis. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 41, 221–7.

Becerro de Bengoa Vallejo, R., Losa Iglesias, M. E., Zeni, J., y Thomas, S. (2013). Reliability and repeatability of the portable EPS-platform digital pressure-plate system. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 103(3), 197-203.

Bellini, B. (2009). Sensores de presión utilizados en las plataformas de fuerza aplicadas al estudio de la posturografía. Uruguay: Universidad de la República; 2009 [acceso 17 de abril de 2010]. Recuperado de <http://www.nib.fmed.edu.uy/Seminario%202009/Monografias%20seminario%202009/Bellini-Celdas%20de%20carga%20para%20plataforma.pdf>

Bennetti, P. J., y Duplonk, L. R. (1993). Pressure distribution beneath the human foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 83(12), 674-678.

Blanco-Traba, M., y Mosqueira-Ouréns, M. (2014). Variación de la velocidad del centro de presiones en deportistas con esguince lateral de tobillo. *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*, 8(2), 119-131.

- Bouchet, A., y Cuilleret, J. (1979). *Anatomía descriptiva, topográfica y funcional: miembros superiores*. Madrid, España: Editorial Médica Panamericana.
- Braude, H. D. (2013). Human all too human reasoning: comparing clinical and phenomenological intuition. *The Journal of Medicine and Philosophy*, 38(2), 173-189.
- Braun, B. J., Huss, C., Heim Mueller, S., Klein, M., Herath, S. C., Ruebe, C., Pohlemann, T., y Niewald, M. (2018). Should I Stay or Should I Go? A Prospective, Blinded Study Comparing the Diagnostic Capability of Dynamic and Stationary Pedobarography in Plantar Fasciitis. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 57(6), 1181–85.
- Broholm, R., Pingel, J., Simonsen, L., Bülow, J., y Johannsen, F. (2017). Applicability of contrast-enhanced ultrasound in the diagnosis of plantar fasciitis. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 27(12), 2048–58.
- Buchanan, B. K., y Kushner, D. (2019). *Plantar Fasciitis*. StatPearls [Internet]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK431073/>
- Buchbinder, R. (2004). Clinical practice. Plantar fasciitis. *The New England Journal of Medicine*, 350(21), 2159-66.
- Buldt, A. K., Allan, J. J., Landorf, K. B., Menz, H. B. (2018a). The relationship between foot posture and plantar pressure during walking in adults: a systematic review. *Gait & Posture*, 62, 56-67.
- Buldt, A. K., Forghany, S., Landorf, K. B., Levinger, P., y Murley, G. S. (2018b). Foot posture is associated with plantar pressure during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait & Posture*, 62, 235-240.
- Burns, J. Crosbie, J., Hunt, A., y Ouvrier, R. (2005). The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure. *Clinical Biomechanics*, 20, 877–882.
- Cámara, J. (2011). Análisis de la marcha: sus fases y variables espaciotemporales. *Entramado*, 7(1), 160-173.

REFERENCIAS

Caravaggi, P., Pataky, T., Günther, M., Savage, R., y Crompton, R. (2010). Dynamics of longitudinal arch support in relation to walking speed: contribution of the plantar aponeurosis. *Journal of Anatomy*, 17(3), 254-61

Cardinal, E., Chem, R. K., y Beaugard, C. G. (1996). Plantar fasciitis sonographic evaluation. *Radiology*, 201, 207-59.

Caturla, E. (2001) Conceptos de física aplicada al aparato locomotor. *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*, 1, 11-13.

Chana, P. (2013). *Eficacia de los impulsos eléctricos de bajo voltaje en la fasciosis plantar* (Tesis Doctoral). Universidad Complutense de Madrid, Madrid.

Chen, M., Xi, Y., Cong, W., Liu, B., y Wang, G. (2016). X-ray CT geometrical calibration via locally linear embedding. *Journal Xray Science Technology*, 24(2), 241-256.

Cheng, H. K., Lin, C., Wang, H., y Chou, S. (2008). Finite element analysis of plantar fascia under stretch—the relative contribution of windlass mechanism and achilles tendon force. *Journal of Biomechanics*, 41(9), 1937-1944.

Chigwanda, P. C. (1997). A prospective study of plantar fasciitis in Harare. *Central African Journal of Medicine*, 43, 23-5.

Chung, M. J., y Wang, M. J. (2012). Gender and walking speed effects on plantar pressure distribution for adults aged 20-60 years. *Ergonomics*, 55(2), 194-200.

Clement, D. B., Taunton, J. E., Smart, G. W., y McNicol, K. L. (1981). A survey of overuse running injuries. *The Physician and Sportsmedicine*, 9(5), 47-58.

Cole, C., Seto, C., y Gazewood, J. (2005). Plantar fasciitis: evidence-based review of diagnosis and therapy. *Am Fam Physician*, 72, 2237-42.

Collado Vázquez, S. (2004). La marcha: historia de los procedimientos de análisis. *Biomedicinas*, 2, 3-15.

Comin, M., Pérez, J. M., Villarroya, A., Nerón, S., y Moros, T. (2003). Factores que influyen en presiones plantares. *Meditel Ingeniería Médica*, 6, 43-55.

Cox, T., y Cox, M. (1994). *Multidimensional Scaling*. London: Chapman y Hall.

Cunningham, C., Scheuer, L., y Black, S. (2000). *Developmental juvenile osteology* (2ª ed.) Cambridge, Massachusetts: Academic Press Elsevier.

Daly, P. J., Kitaoka, H. B., y Chao, E. Y. S. (1992). Plantar fasciotomy for intractable plantar fasciitis: clinical results and biomechanical evaluation. *Foot and Ankle*, 13(4), 188-195.

Damiano, D. L., Abel, M. F., Fontaine, J., Juhl, G., y Carmines, D. (1998). Age related changes in plantar pressure during gait in normally developing children. *Gait & Posture*, 7(2), 175-176.

Daza Lesmes, J. (2007). *Evaluación clínico - funcional del movimiento corporal humano*. Madrid, España: Editorial Médica Panamericana S. A.

De Vera-Barredo, R., Menna, D., y Farris, J. (2007). An evaluation of research evidence for selected physical therapy interventions for plantar fasciitis. *The Journal of Physical Therapy Science*, 19, 41- 56.

Diaz López, A. M., y Guzmán Carrasco, P. (2014). Efectividad de distintas terapias físicas en el tratamiento conservador de la fascitis plantar. Revisión sistemática. *Revista Española de Salud Pública*, 88(1), 157-178.

DiGiovanni, B. F., Nawoczenski, D. A., Lintal, M. E., Moore, E. A., Murray, J. C., Wilding, G. E., y Baumhauer, J. F. (2003). Tissue-specific plantar fasciastretching exercise enhances outcomes in patients with chronic heel pain: a prospective, randomized study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 88, 1775-81.

DiGiovanni, B. F., Nawoczenski, D. A., Malay, D. P., Graci, P. A., Williams, T. T., Wilding, G. E., y Baumhauer, J. F. (2006). Plantar fascia-specific stretching exercise improves outcomes in patients with chronic plantar fasciitis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 88(8), 1775- 1781.

REFERENCIAS

DiGiovanni, C. W., Kuo, R., Tejwani, N., Price, R., Hansen, S. T., Jr, Cziernecki, J., y Sangeorzan, B. J. (2002). Isolated gastrocnemius tightness. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 84-A(6), 962-970.

Domínguez Carrillo, L. G., Leos Zierold, H., y Arellano Aguilar, J. G. (2007). Rehabilitación de fascitis plantar crónica. *Acta Médica Grupo Ángeles*, 5(1), 9-16.

Donley, B., Moore, T., Sferra, J., Gozdanovic, J., y Smith, R. (2007). The efficacy of oral nonsteroidal anti-inflammatory medication (NSAID) in the treatment of plantar fasciitis: a randomized, prospective, placebo-controlled study. *Foot & Ankle International*, 28, 20-3.

Drake, R. L., Vogl, W., y Mitchell, A. W. M. (2005). *Gray anatomía para estudiantes* (1ª ed.). Madrid, España: Elsevier España, S. A.

Ducroquet, R., Ducroquet, J., y Ducroquet, P. (1972). *Marcha normal y patológica*. Barcelona: TorayMasson.

Dyck, D., y Boyajian-O'Neill, L. (2004). Plantar Fasciitis. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 14, 305-9.

Elias, D. A., Carne, A., Bethapudi, S., Engebretsen, L., Budgett, R., y O'Connor, P. (2013). Imaging of plantar fascia and Achilles injuries undertaken at the London 2012 Olympics. *Skeletal Radiology*, 42(12), 1645-55.

Elvira, J. L. L., Vera-García, F. J., Meana, M., y García, J. A. (2008). Análisis biomecánico del apoyo plantar en la marcha atlética. relación entre la huella plantar, ángulos de la articulación subastragalina y presiones plantares. *Motricidad. European Journal of Human Movement*, 20, 37-55.

Encarnación Martínez, A. (2012). *Análisis biomecánico de la marcha nórdica: efectos de a experiencia y de la velocidad de práctica sobre el patrón de presión plantar, las fuerzas de reacción del suelo y los niveles de impacto* (Tesis Doctoral). Universitat de València, Valencia.

Erdemir, A., Hamel, A. J., Fauth, A. R., Piazza, S. J., Sharkey, N. A. (2004). Dynamic loading of the plantar aponeurosis in walking. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 86, 546-552.

- Fuller, E. (2000) The windlass mechanism of the foot: A mechanical model to explain pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(1), 35-46.
- Gage, J. R. (1990). An overview of normal walking. *Instructional course lectures*, 39, 291-303.
- Gage, J. R. (1997). The treatment of the foot deformities in cerebral palsy. *Pie neurológico infantil*. (pp. 5-121). Madrid: Epeldegui T.
- Gamble, H. J., y Breathnach, A. S. (1965). An electron – microescope study of human foetal peripheral nerves. *Journal of Anatomy*, 99(3), 573-584.
- Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzhak, Y., y Arcan, M. (2000). Biomechanical analysis of the three-dimensional foot structure during gait: a basic tool for clinical applications. *Journal of Biomechanical Engineering*, 122(6), 630-9.
- Geralch, U. J., y Lierse, W. (1990). Functional construction of the superficial and deep fascia system of the lower limb in man. *Acta Anatomica*, 139(1), 11-25.
- Gill, L. H. y Kiebzak, G. M. (1996). Outcome of nonsurgical treatment for plantar fasciitis. *Foot & Ankle International*, 17, 527-32.
- Glasoe, W. M., y Coughlin, M. J. (2006). A critical analysis of dudley Morton’s concept of disordered foot function. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 45(3), 147-155.
- Goh, K. L., Meakin, J. R., Aspden, R. M., y Hukins, D. W. (2005). Influence of fibril taper on the function of collagen to reinforce extracellular matrix. *Proceedings. Biological Sciences*, 272(1575), 1979-83.
- Gómez Bernal, A., Alfaro Santafé, J. J., Plaza Ruiz, A. M., Sánchez Jurado, F. M., Luque Bellido, I., y Almenar Arasanz, A. J. (2018). Asociación baropodométrica del primer metatarsiano en el síndrome de stress tibial medial. *Revista europea de podología*, 4(1), 1-9.
- Gómez Martín, B. (2013). *Determinación de un modelo predictivo de data ósea sobre radiografías del pie en periodo de crecimiento* (Tesis Doctoral). Universidad Complutense, Madrid.

REFERENCIAS

Gordon, M., y Hahn, R. (2010). Collagens. *Cell and Tissue Research*, 339(1), 247-257.

Gormley, J., y Kuwada, G. T. (1992). Retrospective analysis of calcaneal spur removal and complete fascial release for the treatment of chronic heel pain. *The Journal of Foot Surgery*, 31, 166.

Gravante, G., Russo, G., Pomara, F., y Ridola, C. (2003). Comparison of ground reaction forces between obese and control Young adults during quiet standing on a baropodometric platform. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(8), 780- 782.

Hamanishi, C. (1984). Congenital vertical talus: Classification with 69 cases and new measurement system. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 4(3), 318-326.

Hamel, A. J., Donahue, S. W., y Sharkey, N. A. (2001). Contributions of active and passive toe flexion to forefoot loading. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 393, 326-334.

Haris-Mita, J., Ganesh-Babu, C., y Gowri-Shankar, M. (2021). Performance Analysis of Dimensionality Reduction using PCA, KPCA and LLE for ECG signals. *IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering*, 1084, 012005.

Henning, E. M., Staats, A., y Rosenbaum D. (1994). Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. *Foot & Ankle International*, 15, 35-4.

Hessert, M. J., Vyas, M., Leach, J., Hu, K., Lipsitz, L. A., y Novak, V. (2005). Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatrics*, 5, 8.

Hicks, J. H. (1953). The mechanics of the foot. I. the joints. *Journal of Anatomy*, 87(4), 345-357.

Hicks, J. H. (1954). The mechanics of the foot. II. the plantar aponeurosis and the arch. *Journal of Anatomy*, 88(1), 25-30.

Hill, R. S. (1995). Ankle Equinus. Prevalence and linkage to common foot pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 85, 295–300.

Hoebeker, R. E. (2008). Diagnosing Plantar Fasciitis. *The Journal for Nurse Practitioners*, 4(1), 66–7.

- Hossain, M. y Makwana, N. (2011). "Not Plantar Fasciitis": the differential diagnosis and management of heel pain syndrome. *Orthopaedics and Trauma. Elsevier Ltd*, 25(3), 198–206.
- Huerta, J. P. (2014). The effect of the gastrocnemius on the plantar fascia. *Foot and Ankle Clinics*, 19(4), 701-718.
- Hughes, J., Pratt, L., Linge, K., Clark, P., y Klenerman, L. (1991). Reliability of pressure measurements: The EMED F-System. *Clinical Biomechanics*, 6, 14-18.
- Inman, V. T., Ralston, H. J., y Tood, F. (1982). *Human Walking* (Reedition). Baltimore: Williams y Wilkins.
- Iscan, M. Y., y Steyn, M. (2013). *The human skeleton in forensic medicine* (3ª ed.). Springfield. Illinois: Charles C Thomas Publisher.
- Izquierdo-Renau, M., Pérez-Soriano, P., Ribas-García, V., y Queralt, A. (2017). Intra and 157 intersession repeatability and reliability of the S-Plate® pressure platform. *Gait & Posture*, 52, 224-226.
- Jack, E. A. (1953). Naviculo-cuneiform fusion in the treatment of flat foot. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 35(1), 75-82.
- Jacobs, N. J. (1972). Analysis of the vertical component of force. *Journal of Biomechanics*, 5, 11-34.
- Jarde, O., Diebold, P., Havet, E., Boulu, G., y Vernois, J. (2003). Degenerative lesions of the plantar fascia: surgical treatment by fasciectomy and excision of the heel spur: a report on 38 cases. *Acta Orthopaedica Belgica*, 69, 267-74.
- Jeswani, T., Morlese, J., y McNally, E. G. (2009). Getting to the heel of the problem: plantar fascia lesions. *Clin Radiol. The Royal College of Radiologists*, 64(9), 931–9.
- Jolliffe, I.T., (2002). *Principal Component Analysis*. 2ª edición. NY, USA: Springer.
- Kapandji, A. I. (2010). *Fisiología articular* (6ª ed.). Tomo 2. Madrid, España: Editorial Medica Panamericana.

REFERENCIAS

Kelsey, C., Vaish, A., y Grossmann, T. (2018). Eyes, More Than Other Facial Features, Enhance Real-World Donation Behavior. *Human Nature*, 29(4), 390-401.

Ker, R. F., Bennett, M. B., Bibby, S. R., y Kester, R. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature*, 325, 147-149.

Kim, W., y Voloshin, A.S. (1995) Role of plantar fascia in load bearing capacity of the human foot. *Journal of Biomechanics*, 28(9), 1025-1033.

Kitaoka, H. B., Luo, Z. P., y An, K. N. (1997a). Mechanical behavior of the foot and ankle after plantar fascia release in the unstable foot. *Foot & Ankle International*, 18, 8.

Kitaoka, H. B., Luo, Z. P., y An, K. N. (1997b). Effect of Plantar Fasciotomy on Stability of Arch of Foot. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 334, 307-312.

Kitaoka, H. B., Luo, Z. P., Growney, E. S., Berglund, B. S., y An, K. N. (1994). Material properties of the plantar aponeurosis. *Foot & Ankle International*, 15(10), 557-560.

Kotnis, N., Harish, S., y Popowich T. (2011). Medial ankle and heel: ultrasound evaluation and sonographic appearances of conditions causing symptoms. *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*, 32(2), 125- 41.

Kumka, M., y Bonar, J. (2012). Fascia: a morphological description and classification system based on a literature review. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 56(3), 179-91.

Kuo, S., Desilva, J. M., Devlin, M. J., Mcdonald, G., y Morgan, E. F. (2013). The effect of the achilles tendon on trabecular structure in the primate calcaneus. *The Anatomical Record*, 296(10), 1509-1517.

Lafuente, A., O'Mullony, I., Escribá, M., y Cura, P. (2007). Fascitis plantar: revisión del tratamiento basado en la evidencia. *Reumatología Clínica*, 3(4), 159-65.

Lamoreux, L. A. (1971). Kinematic measurements in walking. *Bulletin Prosthetic Research*, 10(15), 3-84.

- Lanuzza Cerzócimo, C. (2012). *Variación de las presiones plantares y del centro de presiones antero-posterior con la pérdida de peso* (Tesis Doctoral). Universidad Europea de Madrid, Madrid.
- Lapidus, P. W. (1963). Kinesiology and mechanical anatomy of the tarsal joints. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 30, 20.
- Lara Diéguez, S., Lara Sánchez, A. J., Zagalaz Sánchez, M. L., Martínez-López, E. J. (2011). Análisis de los diferentes métodos de evaluación de la huella plantar. *Retos. Nuevas tendencias en Educación Física*, 19.
- Lavigne, A., y Noviel, D. (1994). *Estudio clínico del pie y terapéutica por ortesis*. Barcelona: Masson.
- Leach, R. E., Seavey, M. S., y Salter, D. K. (1986). Results of surgery in athletes with plantar fasciitis. *Foot and Ankle*, 7, 156-61.
- Leal Serra, V. (2010). Sistema aquíleo calcáneo plantar. *Biomecánica*, 18(2), 35- 43.
- Ledoux, W. R., Shofer, J. B., Cowley, M. S., Ahroni, J. H., Cohen, V., y Boyko, E. J. (2013). Diabetic foot ulcer incidence in relation to plantar pressure magnitude and measurement location. *Journal of Diabetes and Its Complications*, 27, 621–6.
- Lemont, H., Ammirati, K. M., y Usen, N. (2003). Plantar fasciitis: A degenerative process (Fasciosis) without inflammation. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93(3), 234-7.
- Libotte, M. (2007). Cojeras. *EMC-Podología*, 9(2), 1-10.
- Liu, W., Wang, C., Wang, B., y Wang, C. (2014). Application of improved locally linear embedding algorithm in dimensionality reduction of cancer gene expression data. *Sheng Wu Yi Xue Gong Cheng Xue Za Zhi*, 31(1), 85-90.
- Liu, X., Tosun, D., Weiner, M. W., y Schuff, N. (2013). Locally linear embedding (LLE) for MRI based Alzheimer's disease classification. *Neuroimage*, 83, 148-57.

REFERENCIAS

Llanos Alcazar, L. F. (1987). La bóveda plantar. *Revista Española de Cirugía Osteoarticular*, 22(128), 67-77.

Llanos Alcázar, L., y Vallejo Tirado, F. (2007). El pie óseo. In M. Núñez-Samper, y L. F. Llanos (Eds.), *Biomecánica, medicina y cirugía del pie* (2ª ed., pp. 1-25). Barcelona: Masson.

López Chicharro, J., y Fernández Vaquero, A. (2001). *Fisiología del ejercicio*. (2ª ed). Madrid: Médica Panamericana.

López, E., Gonzalez, D., Aguado, J. V., Abisset-Chavanne, E., Lebel, F., Upadhyay, R., Cueto, E., Binetruy, C., y Chinesta, F. (2018). A manifold learning approach for Integrated Computational Materials Engineering. *Archives of Computational Methods in Engineering*, 25(1), 59-68.

MacConaill, M. A. (1945). The postural mechanism of the human foot. *Proceedings of the Royal Irish Academy*, 1, 265.

Maceira Suárez, E. (2003a). Análisis cinemático y cinético de la marcha humana. *Revista del pie y tobillo*, 7(1), 29-37.

Maceira Suárez, E. (2003b). Aproximación al estudio del paciente con metatarsalgia. *Revista del pie y tobillo*, 7(2), 14-29.

Manero Ruiz, F.J., Beltrán Audera, C., y Ferre Peralta, M. (1997). *Monografías médico-quirúrgicas del aparato locomotor. El pie*. Barcelona: Masson.

Mangone, P. G. (2000). Clasification and treatment of plantar fibromatosis. *Foot & Ankle International*, 21(7), 563-9.

Martinez Jiménez, E., y Díaz Velázquez, J. (2010). Talalgia por atrapamiento del nervio calcáneo interno: diagnóstico y tratamiento integral de un caso clínico. *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*, 4(2), 39-48.

Martínez Nova, A., Sánchez Rodríguez, R., y Cuevas García, J. C. (2008). Patrón de presiones plantares en el pie normal: Análisis mediante sistema Biofoot de plantillas instrumentadas. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 52(2), 94-98.

Martínez, J. A. (2013). *Ortesis plantares rígidas conformadas y ondas de choque extracorpóreas en el tratamiento de la fascitis plantar* (Tesis Doctoral). Universidad de Murcia, Murcia.

Maskill, M. P., Maskill, J. D., y Pomeroy, G. C. (2010). Surgical management and treatment algorithm for the subtle cavovarus foot. *Foot & Ankle International*, 31(12), 1057-1063.

McMahon, T. A. (1987). The spring in the human foot. *Nature*, 325, 108-109.

McMillan, A. M., Landorf, K., Gilheany, M., Bird, A., Morrow, A., y Menz, H. (2012). La inyección de corticoesteroides guiada por ultrasonido en la fasciitis plantar: ensayo controlado aleatorizado. *British Medical Journal*, 344, e3260.

Mei, Q., Fernandez, J., Fu, W., Feng, N., y Yaodong, G. (2015). A comparative biomechanical analysis of habitually unshod and shod runners based on a foot morphological difference. *Human Movement Science*, 42, 38–53.

Menz, H. B., y Morris, M. E. (2006). Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait & Posture*, 24, 229–36.

Menz, H. B., y Munteanu, S. E. (2005). Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static foot posture in older people. *Journal of Orthopaedic y Sports Physical Therapy*, 35(8), 479-486.

Michelsson, O., Konttinen, Y. T., Paavolainen, P., y Santavirta, S. (2005). Plantar heel pain and its 3-mode 4-stage treatment. *Modern Rheumatology*, 15(5), 307–14.

Milan, L., Whittaker, J. (1995). Application of the parametric bootstrap to models that incorporate a singular value decomposition. *Appl. Statist.* 44, 31–49

Moore, K. L., y Persaud, T. V. N. (2008). In Moore K. L., Persaud T. V. N. (Eds.), *Embriología clínica [The Developing Human. Clinically Oriented Embryology]* (8ª ed.). Barcelona: Elsevier España S.L.

REFERENCIAS

Moore, K. L., Dailey, A. F., y Agur, A. M. R. (2013). *Moore anatomía con orientación clínica* (7ª ed.). Barcelona, España: Wolters Kluwer España Lippincott Williams y Wilkins.

Moreno de la Fuente, J. L. (2003). *Podología general y biomecánica*. Barcelona: Masson.

Morton, D. J. (1930). Structural Factors in static disorders of the foot. *The American Journal of Surgery*, 9, 315-326.

Morton, D. J. (1935). *The human foot. Its evolution, physiology and functional disorders*. New York, U.S.A.: Columbia University Press.

Mueller, M. J., Hastings, M., Commean, P. K., Smith, K. E., Pilgram, T. K., Robertson, D., y Johnson, J. (2003). Forefoot structural predictors of plantar pressures during walking in people with diabetes and peripheral neuropathy. *Journal of Biomechanics*, 36, 1009.

Munteanu, S. E., y Bessed, A. D. (2006). Effect of foot posture and inverted foot orthoses on hallux dorsiflexion. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 96(1), 32-37.

Muro-de-la-Herran, A., Garcia-Zapirain, B., y Mendez-Zorrilla, A. (2014). Gait análisis methods: an overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors (Basel)*, 14(2),3362-94.

Murphy, G. A., Pneumaticos, S. G., Kamaric, E., Noble, P. C., Trevino, S. G., y Baxter, D. E. (1998). Biomechanical consequences of sequential plantar fascia release. *Foot & Ankle International*, 19(3), 149-152.

Murray, M. P. (1967). Gait as a total pattern of movement. *American Journal of Physical Medicine*, 46, 290-333.

Myers, T. W. (2014). *Vías anatómicas. meridianos miofasciales para terapeutas manuales y del movimiento* (3ª ed.). Barcelona, España: Elsevier España S.L.U.

- Narváez, J. A., Narváez, J., Ortega, R., Aguilera, C., Sánchez, A., y Andía, E. (2000). Painful heel: MR imaging findings. *Radiographics*, 20(2), 333–52.
- Newton, I. (1687). *Philosophiae naturalis principia mathematica* (1st Ed). London, UK: S. Pepys, Reg. Soc. praeses.
- Nicholl, D. (2009). *Plantar Fasciitis: Part 3. Biomechanical relationships of the plantar fascia: Considerations prior to surgical plantar fasciotomy*. Podiatry Now February.
- Núñez-Samper, M., y Llanos, L. (1997). *Biomecánica, medicina y cirugía del pie* (2ª ed.). Barcelona: Masson.
- Onuba, O. y Ireland, J. (1986). Plantar fasciitis. *Italian journal of orthopaedics and traumatology*, 12, 533-5.
- O'Rahilly, R., Gardener, E., y Gray, D. J. (1960). The skeletal development of the foot. *Clinical Orthopaedics*, 16, 7-14.
- Orejana García, Á. M. (2016). *Efecto de la cuña supinadora de retropié sobre la primera articulación metatarsofalángica* (Tesis Doctoral). Universidad Complutense, Madrid.
- Ortiz, E. F. (2008). Plantalgias medias. *Revista de la Asociación Argentina de Ortopedia y Traumatología*, 74, 176-203.
- Osborne, H. R., Breidahl, W. H., y Allison, G. T. (2006). Critical differences in lateral Xrays with and without a diagnosis of plantar fasciitis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 9(3), 231–7.
- Osborne, J. W. A., Menz, H. B., Whittaker, G. A., y Landorf, K. B. (2019). Muscle Function and Muscle Size Differences in People With and Without Plantar Heel Pain: A Systematic Review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 49(12), 925-933.
- Ottani, V., Raspanti, M., y Ruggeri, A. (2001). Collagen structure and functional implications. *Micron*, 32(3), 251-260.

REFERENCIAS

Pardo i Camps, F. (2016). *Eficacia de la infiltración de Plasma Rico en Plaquetas (PRP) en pacientes diagnosticados del Síndrome de la Fascia Plantar (SFP) desde el punto de vista clínico y funcional* (Tesis Doctoral). Universidad Complutense, Madrid.

Pardo-Bosch, F. (2014). *Gestión integral de obras hidráulicas de hormigón: del diagnóstico a la inversión* (Tesis Doctoral). Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona.

Patel, A., y DiGiovanni, B. (2001). Association between plantar fasciitis and isolated contracture of the gastrocnemius. *Foot & Ankle International*, 32, 5–8.

Paton, J. S. (2006). The relationship between navicular drop and first metatarsophalangeal joint motion. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 96(4), 313-317.

Payne, C., Chuter, V., y Miller, K. (2002). Sensitivity and specificity of the functional hallux limitus test to predict foot function. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 92(5), 269-271.

Peres-Neto, P. R., Jackson, D. A., Somers, K. M. (2005). How many principal components? stopping rules for determining the number of non-trivial axes revisited. *Computational Statistics & Data Analysis*, 49(4), 974–997.

Pérez-Muñoz, J., Gómez-González, M. A., Cuevas-García, J. C., y Martínez-Nova, A. (2015). Relación de la postura del pie con las lesiones más frecuentes en atletas. Un estudio piloto. *Archivos de medicina del deporte: revista de la Federación Española de Medicina del Deporte y de la Confederación Iberoamericana de Medicina del Deporte*, 32(166), 76-81

Perry, J. (1992). *Gait analysis. Normal and pathological function*. Thorofare: Slack Incorporated.

Peters, E. J. G., Urukalo, A., Fleischli, J. G., y Lavery, L. A. (2002). Reproducibility of gait analysis variables: one-step versus three-step method of data acquisition. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 41(4), 206–12.

Phillips, A., McClinton, M. (2017). Gait Deviations Associated with Plantar Heel Pain: A Systematic Review. *Clinical Biomechanics*, 42, 55–64.

- Pita-Fernández, S., y Pértegas-Díaz, S. (2003). Pruebas diagnósticas: Sensibilidad y especificidad. *Cad Aten Primaria*, 10, 120-124.
- Plas, F., Viel, E., y Blanc, Y. (1996). *La marcha humana*. Barcelona: Masson.
- Prat, J. M., y Sánchez Lacuesta, J. (1993). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: Instituto Biomecánico de Valencia.
- Prichasuk, S. y Subhadrabandhu, T. (1994). The relationship of pes planus and calcaneal spur to plantar heel pain. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 306, 192-6.
- Puttaswamaiah, R., y Chandran, P. (2007). Degenerative plantar fasciitis: a review of current concepts. *The Foot*, 17, 3-9.
- Radford, J., Landorf, K., Buchbinder, R., y Cook, C. (2007). Effectiveness of calf muscle stretching for the short-term treatment of plantar heel pain: a randomised trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8, 36.
- Ramos Sánchez, M. (2000). *Utilidad del análisis tridimensional de la marcha como sistema evaluador del estado clínico y funcional de pacientes sometidos a artroplastia de rodilla* (Tesis doctoral). Facultad de Medicina de la Universidad Complutense, Madrid.
- Rano, J. A., Fallat, L. M., y Savoy-Moore, R. T. (2001). Correlation of heel pain with body mass index and other characteristics of heel pain. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 40, 351-6.
- Redmond, A. C., Crosbie, J., y Ouvrier, R. A. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: the Foot Posture Index. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(1), 89-98.
- Reverte, J. M. (1991). *Antropología forense* (2ª ed.). Madrid: Ministerio de Justicia. Secretaría General Técnica. Centro de Publicaciones.
- Ricard, F. y Turrina, A. (2016). *Creeping fascial: Terapéutica fascial y conpecto osteopático*. Madrid, España: Medos Edición, S. L.

REFERENCIAS

Riddle, D. L., Pulistic, M., Pidcoe, P., y Johnson, R. E. (2003). Risk factors for plantar fasciitis: a matched case-control study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 85, 872–7.

Robertson, G., Kamen, G., Caldwell, G., Hamill, J., y Whittlesey, S. (2013). *Research Methods in Biomechanics* (2nd Edition). Disponible en: <http://www.humankinetics.com/products/all-products/research-methods-inbiomechanics-2nd-edition>

Rodríguez Moreno, J. (2012). Metatarsalgia. *Seminarios de la Fundación Española de Reumatología*, 13(4), 130–133.

Rome, K. (1996). Ankle joint dorsiflexion measurement studies. A review of the literature. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 86(5), 205- 211.

Rompe, J. D. (2009). Plantar fasciopathy. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 17(2), 100-4.

Rosenbaum, A. J., DiPreta, J. A., y Misener D. (2014). Plantar heel pain. *Medical Clinics of North America*, 98, 339-352.

Ross, M. H., y Pawlina, P. (2011). *Histology a text and atlas: with correlated cell and molecular biology* (6th ed.). Baltimore: Wolters Kluwer/Lippincott Williams y Wilkins.

Roweis, S. T., y Saul, L. y K. (2000). Nonlinear dimensionality reduction by Locally Linear Embedding. *Science*, 290, 2323-2326.

Rueda, M. (2004). *Podología. Los desequilibrios del pie*. Barcelona: Paidotribo.

Sabir, N., Demirlenk, S., Yagci, B., Karabulut, N., y Cubukcu, S. (2005). Clinical utility of sonography in diagnosing plantar fasciitis. *J Ultrasound Med*, 24(8), 1041–8.

Sadat-Ali, M. (1998). Plantar fasciitis/calcanal spur among security forces personnel. *Journal of Military Medicine*, 163, 56-57.

Sadler, T. W. (2007). *Langman embriología médica con orientación clínica* (10ª ed.). Buenos Aires: Editorial Medica Panamerica S. A.

Sánchez–Lacuesta, J. (1993) *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia.

Sarrafian, S. K. (1987). Functional characteristics of the foot and plantar aponeurosis under tibiotalar loading. *Foot & Ankle*, 8, 4.

Saxena, A., y Kim, W. (2003). Ankle dorsiflexion in adolescent athletes. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93(4), 312-314.

Schleip, R., Kingler, W., y Lehmann-Horn, F. (2005). Active fascial contractility: Fascia may be able to contract in a smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal dynamics. *Medical Hypotheses*, 65, 273–277.

Scholder, P. (1997). *Anatomía funcional y biomecánica del pie*. En Baumgartner Rene, Stinus H. Tratamiento ortésico-protésico del pie. 1. 57.

Scholkopf, B., Smola, A., Muller, K. R. (1999). *Kernel principal component analysis*. En: Advances in Kernel methods—support vector learning. MIT Press, New York, pp 327–352.

Scholkopf, B., Smola, A., Muller, K. R. (1998). Nonlinear component analysis as a Kernel eigenvalue problem. *Neural Comput*, 10(5),1299–1319.

Schünke, M., Schulte, E., y Schumacher, U. (2015). *Prometheus texto y atlas de anatomía* (3ª ed.). Tomo 1. Madrid, España: Editorial Médica Panamericana S. A.

Schwartz, E. N., y Su, J. (2014). Plantar fasciitis: a concise review. *The Permanente Journal*, 18(1), e105-7.

Seco Calvo, J. (2016a). *Fisioterapia en especialidades clínicas*. Madrid, España: Editorial Médica Panamérica S. A.

Seco Calvo, J. (2016b). *Métodos específicos de intervención en fisioterapia*. Madrid, España: Editorial Médica Panamérica S. A.

REFERENCIAS

Sellers, W. I., Pataky, T. C., Caravaggi, P., y Crompton, R. H. (2010). Evolutionary robotic approaches in primate gait analysis. *International Journal of Primatology*, 31(2), 321-338.

Sharkey, N. A., Ferris, L., y Donahue, S. W. (1998). Biomechanical consequences of plantar fascial release or rupture during gait: part I. Disruptions in longitudinal arch conformation. *Foot & Ankle International*, 19, 812.

Sharkey, N. A., Ferris, L., y Donahue, S. W. (1999). Biomechanical consequences of plantar fascial release or rupture during gait: part II. Alterations in forefoot loading. *Foot & Ankle International*, 20, 86.

Shaw, H. M., Vázquez, O. T., McGonagle, D., Bydder, G., Santer, R. M., y Benjamin, M. (2008). Development of the human achilles tendon enthesis organ. *Journal of Anatomy*, 213(6), 718-724.

Shen, H., Tao, D., y Ma, D. (2013). Multiview locally linear embedding for effective medical image retrieval. *PLoS One*, 8(12), e82409.

Sidhu, G. (2019). Locally Linear Embedding and fMRI Feature Selection in Psychiatric Classification. *Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, 7, 2200211.

Simkin, A., y Leichter, I. (1990). Role of the calcaneal inclination in the energy storage capacity of the human foot: A biomechanical model. *Medical y Biological Engineering y Computin*, 28, 149–152.

Šimundić, A. M. (2009). Measures of Diagnostic Accuracy: Basic Definitions, *EJIFCC*, 19(4), 203–211.

Skopljak, A., Muftic, M., Sukalo, A., Masic, I. (2014). Pedobarography in diagnosis and clinical application. *Acta Informatica Medica*, 22(6), 374–8.

Smith, C., Spooner, S. K., y Fletton, J. A. (2004). The effect of 5-degree valgus and varus rearfoot wedging on peak hallux dorsiflexion during gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 94(6), 558-564.

Smith, R.W, Reynolds, J.C., y Stewart, M. J. (1984). Hallux valgus assessment. Report of the Research Committee of the American Orthopedic. *Foot and Ankle Society. Foot & Ankle*, 5, 92-103.

- Sous Sánchez, J. O., Navarro, R., Navarro García, R., Brito Ojeda, E., y Ruiz Caballero, J.A. (2011). Bases Biomecánicas del Tobillo. *Canarias Médica y Quirúrgica*, 8(24), 13-20.
- Spooner, S. K. (2009). Foot and lower extremity biomechanics III: Precision intricast newsletters, 2002–2008. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 99(5), 476-476.
- Stecco, C., Corradin, M., Macchi, V., Morra, A., Porzionato, A., Biz, C., y De Caro, R. (2013). Plantar fascia anatomy and its relationship with Achilles tendon and paratenon. *Journal of Anatomy*, (September), 665–76.
- Stecco, C., Pavan, P., y Porcionato, A., Macchi, V., Lancerotto, L., Carniel, E. L., Natali, A. N., y De caro, R. (2009). Mechanics of crural fascia: from anatomy to constitutive modeling. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 31(7), 523-529.
- Sullivan, J., Burns, J., Adams, R., Pappas, E., y Crosbie, J. (2015). Plantar heel pain and foot loading during normal walking. *Gait & Posture*, 41(2), 688–93.
- Tak-Man Cheung, J., Zhang, M., y An, K. N. (2004). Effects of plantar fascia stiffness on the biomechanical responses of the ankle–foot complex. *Clinical Biomechanics*, 19, 839–846.
- Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., y Zumbo, B. D. (2002). A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 36, 95-101.
- Tenenbaum, J. B., de Silva, V., y Langford, J. C. (2000). A global framework for nonlinear dimensionality reduction. *Science*, 290, 2319-2323.
- Thing, J., Maruthappu, M., y Rogers J. (2012). Diagnosis and management of plantar fasciitis in primary care. *British Journal of General Practice*, 62(601), 443– 4.
- Thomas, J. L., Christensen, J. C., Kravitz, S. R., Mendicino, R. W., Schuberth, J. M., Vanore, J. V., Weil Sr, L. S., Zlotoff, H. J., Bouché, R., Baker, J., y American College of Foot and Ankle Surgeons heel pain committee. (2010). The diagnosis and treatment of heel pain: a clinical practice guideline-revision. *The Journal of Foot & Ankle Surgery*, 49(3 Suppl), S1–19.

REFERENCIAS

Thordarson, D. B., Hedman, T., Lundquist, D., y Reisch, R. (1998): Effect of calcaneal osteotomy and plantar fasciotomy on arch configuration in a flatfoot model. *Foot & Ankle International*, 19(6), 374-378.

Thordarson, D. B., Kumar, P. J., Hedman, T. P., y Ebramzadeh, E. (1997). Effect of partial versus complete plantar fasciotomy on the windlass mechanism. *Foot & Ankle International*, 18(1), 16-20.

Toomey, E. P. (2009). Plantar heel pain. *Foot and Ankle Clinics. Elsevier Ltd*, 14(2), 229–45.

Trojian, T., y Tucker, A. K. (2019). Plantar Fasciitis. *American Family Physician*, 99(12), 744–50.

Tu, P. (2018). Heel Pain: Diagnosis and Management. *American Family Physician*, 97(2), 86–93.

Tu, P., y Bytomski, J. R. (2005). Diagnosis of heel pain. *American Family Physician*, 84(8), 909–16.

Valencia-Aguirre, J., Daza-Santacoloma, G., Acosta, C. D., y Castellanos-Domínguez, G. (2010). *Rev. Tecno Lógicas*, 25, 131-150.

Van der Wal, J. (2009). The Architecture of the Connective Tissue in the Musculoskeletal System—An Often Overlooked Functional Parameter as to Proprioception in the Locomotor Apparatus. *International Journal of Therapeutic Massage and Bodywork*, 2(4), 9-23.

Vanstone, M., Monteiro, S., Colvin, E., et al. (2019). Experienced physician descriptions of intuition in clinical reasoning: a typology. *Diagnosis (Berl)*, 6(3), 259-268.

Viladot Pericé, R. (1988). *Pie equino-varo congénito. Bases anatomopatológicas de su tratamiento* (Tesis Doctoral). Universidad de Barcelona, Barcelona.

Viladot, A. (1990). Anatomía funcional y biomecánica del astrágalo. *Rev Med Cir Pie*, 4, 11-14.

Viladot, A., y Viladot, V. A. (1990). La marcha humana. *Revista Ortopédica de Traumatología*, 34(1), 99-108.

Viladot Perice, R., y Alvarez Goenaga, F. (1995). Patología del pie calzado. *Jano*, 49(1129), 98-102.

Viladot, A. (2000). *15 lecciones sobre patología del pie*. Barcelona, España: Springer-Verlag Ibérica.

Viladot, A. (2001). *Patología del antepié* (4º ed). Barcelona: Springer-Verlag Ibérica.

Viladot, A. (2001). *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Barcelona: Springer-Verlag Ibérica.

Viladot, A., y Viladot, R. (2009). *20 lecciones sobre patología del pie*. Barcelona: Mayo Ediciones.

Vizcaino-Salazar, G. J. (2017). Importancia del cálculo de la sensibilidad, la especificidad y otros parámetros estadísticos en el uso de las pruebas de diagnóstico clínico y laboratorio. *Medicina & Laboratorio*, 23, 365-386.

Weil, L., Glover, J., y Scott, L. (2008). A new minimally invasive technique for treating plantar fasciosis sing bipolar radiofrequency. *Foot & Ankle Specialist*, 1, 13-8.

Weinberger, K.Q., y Saul, L.K. (2004). Unsupervised learning of image manifolds by semidefinite programming. In Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR- 04), 2, 988–995, Washington D.C., USA.

Wen-Chung T., Jong-Hwei S. Pang, Chih-Chin Hsu, Ngok-Kiu Chu, Miao-Sui Lin, Ching-Fang Hu. (2005). Ultrasound Stimulation of Types I and III Collagen Expression of Tendon Cell and Upregulation of Transforming Growth Factor b. *Jour Orthop*, 24 (6), 1310-1316.

Whittle, N. W. (1997). Three-dimensional motion of the center of gravity of the body during walking. *Human Movement Science*, 16, 347-355.

Whittle, N. W. (2012). *Gait Analysis*. London: Churchill Livingstone.

Wood, W. (1812). On Painful Subcutaneous Tubercle. *Edinburgh Medical Journal*, 8(31), 283-291.

Wright, D. G., y Rennels, D. C. (1964). A study of the elastic properties of plantar fascia. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 46, 482.

REFERENCIAS

- Xu, J., Mu, H., Wang, Y., y Huang, F. (2018). Feature Genes Selection Using Supervised Locally Linear Embedding and Correlation Coefficient for Microarray Classification. *Computational and Mathematical Methods in Medicine, Volume 2018*, 11 pages.
- Yi, T. I., Lee, G. E., Seo, I. S., Huh, W. S., Yoon, T. H., y Kim, B. R. (2011). Clinical characteristics of the causes of plantar heel pain. *Annals of Rehabilitation Medicine, 35*, 507-513.
- Yoo, S. D., Kim, H. S., Lee, J. H., Yun, D. H., Kim, D. H., Chon, J., Lee, S. A., Han, Y. J., Soh, Y. S., Kim, Y., Han, S., Lee, W., Han, Y. R. (2017). Biomechanical Parameters in Plantar Fasciitis Measured by Gait Analysis System with Pressure Sensor. *Annals of Rehabilitation Medicine, 41(6)*, 979–89.
- Young, B., Walker, M., Strunce, J., y Boyles, R. A. (2004). Combined Treatment Approach Therapy for Plantar Heel Pain: A Case Series. *Orthopaedic y Sports Physical Therapy, 34(11)*, 725-33.
- Young, C. C., Rutherford, D. S., y Niedfeldt, M. W. (2001). Treatment of Plantar Fasciitis, *American Family Physician, 63(3)*, 467-475.
- Zulkifli, S.S., y Loh, W. P. (2018). A state-of-the-art review of foot pressure. *Foot and Ankle Surgery, 51268-7731(18)*, 30085-7.

ANEXOS

ANEXO I – DOCUMENTO DE INFORMACIÓN PARA EL PARTICIPANTE

**Definición de la Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD) como nueva herramienta diagnóstica.
Aplicación práctica en la detección del dolor del talón en corredores amateur.**

1. Introducción:

Nos dirigimos a usted para invitarle a participar en un proyecto de investigación que estamos realizando en la Universidad San Jorge, Facultad de Ciencias de la Salud, Campus de Villanueva de Gállego, Autovía A-23, Zaragoza-Huesca Km. 299, 50830 Villanueva de Gállego, Zaragoza. Su participación es importante para obtener el conocimiento que necesitamos, pero antes de tomar una decisión debe:

- Leer este documento entero
- Entender la información que contiene el documento
- Hacer todas las preguntas que considere necesarias
- Consultar con su médico-persona de confianza
- Tomar una decisión meditada
- Firmar el consentimiento informado, si finalmente desea participar.

Si decide participar se le entregará una copia de este documento y del consentimiento firmado. Por favor, consérvelos por si lo necesitara en un futuro.

2. ¿Por qué se le pide participar?

Se le solicita su colaboración porque entra dentro de los criterios de exclusión. Ser corredor amateur sin patología en miembros inferiores y no diagnosticados de dolor en el talón (controles), o ser corredor amateur únicamente diagnosticados de dolor en el talón de más de un mes de evolución como patología en miembros inferiores (casos). Estar en la edad comprendida entre 25 y 45 años. IMC normopeso o sobrepeso. Sexo masculino.

3. ¿Cuál es el objeto de este estudio?

El objetivo principal es el de establecer un índice para la Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD), el cual a través de una serie de valores permitirá predecir el dolor en el talón en corredores amateur.

Los resultados obtenidos en el presente estudio podrán ser divulgados a la comunidad científica, y utilizados en estudios de características similares, pero siempre respetando la confidencialidad de los sujetos que formen parte de la muestra del estudio.

4. ¿Qué tengo que hacer si decido participar?

Se propone a los sujetos participar en un estudio de valoración de la talalgia, donde las pruebas son totalmente no invasivas.

Recuerde que su participación es voluntaria y si decide no participar esto no afectará a su asistencia o a su relación con el investigador y su equipo.

5. ¿Qué riesgos o molestias supone?

La prueba no es invasiva ni representa un riesgo para el paciente.

6. ¿Obtendré algún beneficio por mi participación?

Al tratarse de un estudio de investigación orientado a generar conocimiento es probable que no obtenga ningún beneficio por su participación si bien usted contribuirá al avance del conocimiento y al beneficio social.

Usted no recibirá ninguna compensación económica por su participación.

7. ¿Cómo se van a gestionar mis datos personales?

Toda la información recogida se tratará conforme a lo establecido en la legislación vigente en materia de protección de datos de carácter personal. En la base de datos del estudio no se incluirán datos personales: ni su nombre, ni su nº de historia clínica ni ningún dato que le pueda identificar. Se le identificará por un código que sólo el equipo investigador podrá relacionar con su nombre.

Sólo el equipo investigador tendrá acceso a los datos de su historia clínica y nadie ajeno al centro podrá consultar su historial. De acuerdo a lo que establece la legislación de protección de datos, usted puede ejercer los derechos de acceso, modificación, oposición y cancelación de datos.

Además, puede limitar el tratamiento de datos que sean incorrectos, solicitar una copia o que se trasladen a un tercero (portabilidad) los datos que usted ha facilitado para el estudio. Para ejercitar sus derechos, diríjase al investigador principal del estudio. Así mismo tiene derecho a dirigirse a la Agencia de Protección de Datos si no quedara satisfecho.

Si usted decide retirar el consentimiento para participar en este estudio, ningún dato nuevo será añadido a la base de datos, pero sí se utilizarán los que ya se hayan recogido. En caso de que desee que se destruyan tanto los datos como las muestras ya recogidos debe solicitarlo expresamente y se atenderá a su solicitud.

Los datos codificados pueden ser transmitidos a terceros y a otros países, pero en ningún caso contendrán información que le pueda identificar directamente, como nombre y apellidos, iniciales, dirección, nº de la seguridad social, etc. En el caso de que se produzca esta cesión, será para los mismos fines del estudio descrito o para su uso en publicaciones científicas, pero siempre manteniendo la confidencialidad de los mismos de acuerdo a la legislación vigente.

El promotor/investigador adoptará las medidas pertinentes para garantizar la protección de su privacidad y no permitirá que sus datos se crucen con otras bases de datos que pudieran permitir su identificación o que se utilicen para fines ajenos a los objetivos de esta investigación.

Las conclusiones del estudio se presentarán en congresos y publicaciones científicas, pero se harán siempre con datos agrupados y nunca se divulgará nada que le pueda identificar.

8. ¿Quién financia el estudio?

Este proyecto no tiene financiación. El conocimiento derivado de este estudio puede generar en un futuro beneficios comerciales que pertenecerán al equipo investigador. Los participantes no tendrán derecho a reclamar parte de ese beneficio.

9. ¿Se me informará de los resultados del estudio?

Usted tiene derecho a conocer los resultados del presente estudio, tanto los resultados generales como los derivados de sus datos específicos. También tiene derecho a no conocer dichos resultados si así lo desea. Por este motivo en el documento de consentimiento informado le preguntaremos qué opción prefiere. En caso de que desee conocer los resultados, el investigador le hará llegar los resultados.

¿Puedo cambiar de opinión?

Tal como se ha señalado, su participación es totalmente voluntaria, puede decidir no participar o retirarse del estudio en cualquier momento sin tener que dar explicaciones. Basta con que le manifieste su intención al investigador principal del estudio.

Si usted desea retirarse del estudio se eliminarán los datos recogidos y las muestras biológicas no utilizadas en ese momento.

¿Qué pasa si me surge alguna duda durante mi participación?

En caso de duda o para cualquier consulta relacionada con su participación puede ponerse en contacto con el investigador responsable, José Víctor Alfaro Santafé en el teléfono 660228151 o por correo electrónico en la dirección jvalfaro@usj.es.

Muchas gracias por su atención, si finalmente desea participar le rogamos que firme el documento de consentimiento que se adjunta.

ANEXO II – DOCUMENTO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Título del PROYECTO: Definición de la Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD) como nueva herramienta diagnóstica.
Aplicación práctica en la detección del dolor del talón en corredores amateur.

Yo, (nombre y apellidos del participante)

He leído el documento de información que se me ha entregado.

He podido hacer preguntas sobre el estudio y he recibido suficiente información sobre el mismo.

He hablado con:**José Víctor Alfaro Santafé**.....(nombre del investigador)

Comprendo que mi participación es voluntaria.

Comprendo que puedo retirarme del estudio:

- 1) cuando quiera
- 2) sin tener que dar explicaciones
- 3) sin que esto repercuta en mis cuidados médicos

Presto libremente mi conformidad para participar en el estudio.

Deseo ser informado sobre los resultados del estudio: sí no (marque lo que proceda)

He recibido una copia firmada de este Consentimiento Informado.

Firma del participante:

Fecha:

He explicado la naturaleza y el propósito del estudio al paciente mencionado

Firma del Investigador:

Fecha:

ANEXO III – RESOLUCIÓN COMITÉ ETICO USJ



Fecha 26/09/2018

INFORME N° 001-18/19

COMITÉ ETICA UNIVERSIDAD SAN JORGE

Estudio	Autor
Definición y establecimiento de la Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD) como factor predictor de dolor en el talón en corredores amateur	José Víctor Alfaro Santafé

Características, Objetivos,

Establecer un índice para la Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD), el cual a través de una serie de valores permitirá predecir el dolor en el talón en corredores amateur.

Otros objetivos secundarios son:

1. Definir la SSD en relación a las fases de la marcha y dolor en el talón.
2. Desarrollar una fórmula matemática que permita interpretar el SSD en base a los valores obtenidos sobre la plataforma.
3. Poder predecir el dolor en el talón a través de la SSD.

Resumen

En la marcha, durante los tres rocker o balancines del pie, el tejido de la fascia plantar se ve sometido a diferentes tensiones. El segundo rocker, comienza cuando el pie está totalmente apoyado en el piso, mientras, la pierna va desplazándose por encima de este gracias a la articulación del tobillo. Es en este momento de la marcha, cuando la fascia plantar y todo el SACP se encuentran en mayor tensión. La fascia está en ese momento amortiguando todo el peso del cuerpo, por lo que ha de tensionarse para que la bóveda plantar no colapse, mientras que el tobillo va realizando una flexión dorsal que tensiona la cadena posterior. A este momento, es decir al segundo rocker, en el desarrollo de esta investigación se le va a conocer como Tiempo de Simultaneidad Dinámica (TSD), que no es otra cosa, que el momento en el que la inserción craneal y distal de la fascia se encuentran, durante la marcha, simultáneamente en contacto con el suelo generando la mayor tensión sobre el tejido plantar.

Utilizando el software de la plataforma Footwork® en el día a día clínico, se ha observado que ese momento (el segundo rocker) genera dos gráficas: la del movimiento y presiones del talón externo y de la segunda cabeza metatarsal, que al cruzarse y determinadas en su base por el TSD generan una superficie, la SSD.

El estudio constará de dos partes:

En primer lugar, se llevará a cabo el desarrollo teórico de la Superficie de Simultaneidad Dinámica (SSD). Lo que requerirá la interpretación matemática de las curvas.

La segunda parte del estudio será comprobar, a través de un estudio piloto de casos y controles si la fórmula descrita para la SSD es efectivamente predictora de dolor en el talón.

Se utilizarán 25 sujetos casos (con dolor en el talón) y 25 controles (sanos), en total 50 sujetos, todos ellos corredores amateur, los criterios de inclusión para delimitar la muestra

serán los que siguen:

- Aceptación a participar en el estudio habiendo firmado previamente el consentimiento informado.
- Corredores amateur sin patología en miembros inferiores y no diagnosticados de dolor en el talón (controles).
- Corredores amateur únicamente diagnosticados de dolor en el talón como patología en miembros inferiores (casos).
- Edad comprendida entre 25 y 45 años.
- Con dolor en el talón de más de un mes de evolución.
- IMC normopeso o sobrepeso.
- Sexo masculino.

Se llevarán a cabo 2 sesiones en la primera se tomarán valores antropométricos y se realizarán las mediciones sobre la plataforma, en la segunda solo las mediciones sobre la plataforma. Se realizarán 5 mediciones intrasesión.

Una vez obtenidos los datos se realizará análisis estadístico con SSPS y se interpretarán.

Medidas adoptadas

Las personas participantes serán informadas previamente en una sesión informativa y firmarán un documento de consentimiento informado.

Toda la información personal obtenida y utilizada será tratada conforme a lo dispuesto en el Reglamento (UE) 2016/679 del Parlamento Europeo y del Consejo de 27 de abril de 2016, Reglamento General de Protección de Datos (RGPD).

Resolución Comité Ética

A la vista de los datos y documentación adicional aportados en relación al estudio, este Comité de Ética no observa disconformidad alguna para que se lleve a cabo en las condiciones que se nos indican.

En Villanueva de Gállego, a 26 de septiembre de 2018

29103861Y LUIS
CARLOS CORREAS
(R: G99047672)

Firmado digitalmente por
29103861Y LUIS CARLOS
CORREAS (R: G99047672)
Fecha: 2018.09.26 09:53:05
+02'00'

Luis Carlos Correas
Presidente

ANEXO IV – PUBLICACIÓN EN JOURNAL OF BIOMECHANICS

Journal of Biomechanics 128 (2021) 110784

Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Biomechanics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jbiomech

Locally linear embedding and plantar pressure–time graph selection in heel pain classification: An observational, case-control study

José-Víctor Alfaro-Santafé^{a,b}, Javier Alfaro-Santafé^{a,b}, Carla Lanuza-Cerzócimo^{a,b}, Antonio Gómez-Bernal^{a,b,c}, Aitor Pérez-Morcillo^a, Alejandro-Jesús Almenar-Arasanz^{a,b}, Andrés Mena-Tobar^c, Antonio-Francisco Laclériga-Giménez^{b,d}

^a R & D Department, Biomechanical Unit, Podoactiva Headquarters, Huesca, Spain
^b Faculty of Health and Sports Sciences, San Jorge University, Villanueva de Gallego, Spain
^c Ciber, Zaragoza, Spain
^d Service of Orthopaedic Surgery and Traumatology, Miguel Servet University Hospital, Zaragoza, Spain

ARTICLE INFO

Keywords:
 Gait analysis
 Heel pain
 Second rocker
 Dimensional reduction
 Plantar pressure
 Locally linear embedding

ABSTRACT

Plantar heel pain mainly manifests during the gait cycle when the whole foot is in contact with the floor, which corresponds to the second rocker of the gait. This moment can be studied through the analysis of pressure–time graphs obtained using plantar pressure plate systems. However, these graphs are complex, and a dimensionality reduction method, such as locally linear embedding (LLE), greatly assists in their comprehension. This observational, case-control pilot study included 45 subjects divided into case ($n = 21$) and control ($n = 24$) groups, depending on the presence/absence of plantar heel pain. The second rocker pressure–time graphs of the 45 subjects were obtained using the Footwork Pro® plantar pressure plate system. These graphs were analyzed and defined as the dynamic simultaneity surfaces (DSSs). This complex structure was composed of four dimensions: the dynamic simultaneity time (DST), slope upward grade (α), slope downward grade (β), and height (h), and were reduced into one dimension and classified into pathological and non-pathological subjects using the LLE method. All 45 DSSs were successfully reduced and classified to distinguish between the case (plantar heel pain) and control (non-plantar heel pain) subjects. This study is the first to use the LLE method for gait analysis. This method serves as a novel and promising tool for the study and classification of pathological and non-pathological gait cycles. This method opens the door for future research and analysis, with significant potential to assess diagnosis, treatment follow-up, and injury prevention in physical medicine consultations.

1. Introduction

Heel pain is a common presenting symptom in medical consultations and has extensive differential diagnoses stemming from mechanical etiology: plantar fasciosis, calcaneal stress fracture, heel spurs, and neuroma, among others (Buchbinder, 2004; Tu, 2018). Biomechanical stress and overuse of the plantar surface of the foot are the most common causes of plantar pain in the heel region (Broholm et al., 2017; Tu, 2018). This is a disease that mainly manifests in athletes, especially those whose sports involve overstraining of the plantar structures, such as runners (Buchbinder, 2004).

Primary diagnosis of plantar heel pain focuses on the clinical symptomatology (Rompe, 2009; Trojjan, 2019; Tu, 2018). Differential diagnosis is based on imaging tests, such as nuclear magnetic resonance or ultrasound echography, which are requested to distinguish the pathology from other musculoskeletal diseases (Buchbinder, 2004).

Plantar heel pain is often studied in biomechanics clinics using plantar pressure plate systems (Braun et al., 2018). These systems are frequently used complementary diagnostic tools in biomechanics and podiatric laboratories (Alfaro-Santafé et al., 2020). They allow the study of abnormalities on the plantar surface of the foot, as well as variations in step-times corresponding to each phase of the gait cycle (Becerro-de-Bengoa-Vallejo et al., 2018). During the gait cycle, plantar heel pain manifests mainly when the whole surface of the foot is in contact with

* Corresponding author at: R & D Department, Biomechanical Unit, Podoactiva Headquarters, Huesca, Spain.
 E-mail addresses: victoralfaro@podoactiva.com (J.-V. Alfaro-Santafé), javieralfaro@podoactiva.com (J. Alfaro-Santafé), carlalanuza@podoactiva.com (C. Lanuza-Cerzócimo), antonio.gomez@podoactiva.com (A. Gómez-Bernal), aitorperez@podoactiva.com (A. Pérez-Morcillo), alejandralmenar@podoactiva.com (A.-J. Almenar-Arasanz), lacleriga@me.com (A.-F. Laclériga-Giménez).

<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110784>
 Accepted 27 September 2021
 Available online 2 October 2021
 0021-9290/© 2021 Elsevier Ltd. All rights reserved.

