



Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología

Universidad de Sevilla

Programa de Doctorado Interuniversitario en Ciencias de la Salud
Línea: Procedimientos clínicos, intervenciones y Resultados en Salud

TESIS DOCTORAL

*“Modificación del índice de postura del pie tras fatiga muscular
y su relación con la variabilidad del equilibrio estático en
adultos sanos”*

*“Modification of the foot posture index after muscle fatigue and
its relationship with the variability of static balance in healthy
adults”*

Doctoranda: Amanda Páez Tudela

Sevilla, Diciembre 2021

Directores de Tesis:

Prof. Dr. José Algaba del Castillo

Prof. Dr. Pedro V. Munuera Martínez

Dr. Juan de Dios Beas Jiménez



Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología

Universidad de Sevilla

TESIS DOCTORAL

*“Modificación del índice de postura del pie tras fatiga muscular
y su relación con la variabilidad del equilibrio estático en
adultos sanos”*

*“Modification of the foot posture index after muscle fatigue and
its relationship with the variability of static balance in healthy
adults”*

Doctoranda: Amanda Páez Tudela

Sevilla, Diciembre 2021

Directores de Tesis:

Prof. Dr. José Algaba del Castillo

Prof. Dr. Pedro V. Munuera Martínez

Dr. Juan de Dios Beas Jiménez



Escuela Andaluza de Salud Pública
CONSEJERÍA DE SALUD Y FAMILIAS

Los Doctores D. José Algaba del Castillo, Profesor Colaborador adscrito al Departamento de Podología de la Universidad de Sevilla, D. Pedro V. Munuera Martínez, Profesor Titular de Universidad adscrito al Departamento de Podología de la Universidad de Sevilla, y D. Juan de Dios Beas Jiménez.

INFORMAN QUE:

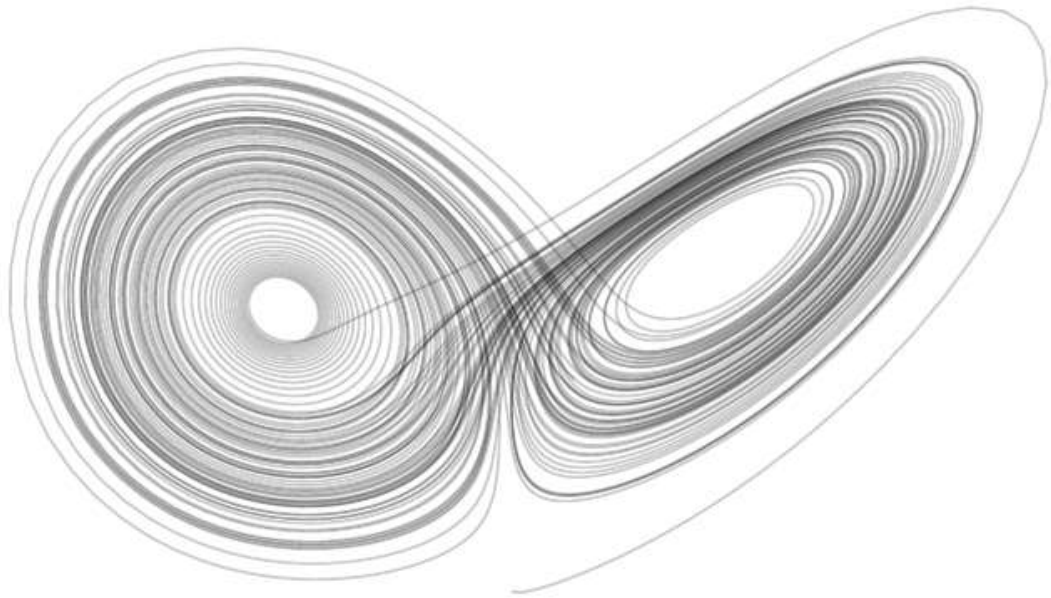
El trabajo titulado “**Modificación del índice de postura del pie tras fatiga muscular y su relación con la variabilidad del equilibrio estático en adultos sanos**”, presentado por D^a. **Amanda Páez Tudela** para obtener el grado de Doctora, se ha llevado a cabo bajo su dirección en el marco del programa de Doctorado Interuniversitario en Ciencias de la Salud (Universidad de Sevilla, Universidad de Jaén y Escuela Andaluza de Salud Pública), y cumple todos los requisitos de la normativa vigente para ser presentado y defendido como Tesis Doctoral. También hace constar que durante la dirección de este trabajo se ha informado al doctorando sobre su deber de evitar el fraude académico y las desviaciones en el ejercicio de la investigación. Tras la lectura de la versión final de la Tesis Doctoral, han comprobado que los resultados y conclusiones de la misma son originales, por lo que deducen que el doctorando no incurre en fraude académico ni en desviación en el ejercicio de la investigación.

Los Directores de la tesis,

Fdo. Dr. José Algaba del Castillo

Fdo. Pedro V. Munuera Martínez

Fdo. Juan de Dios Beas Jiménez



**INSTITUCIONES
PARTICIPANTES**

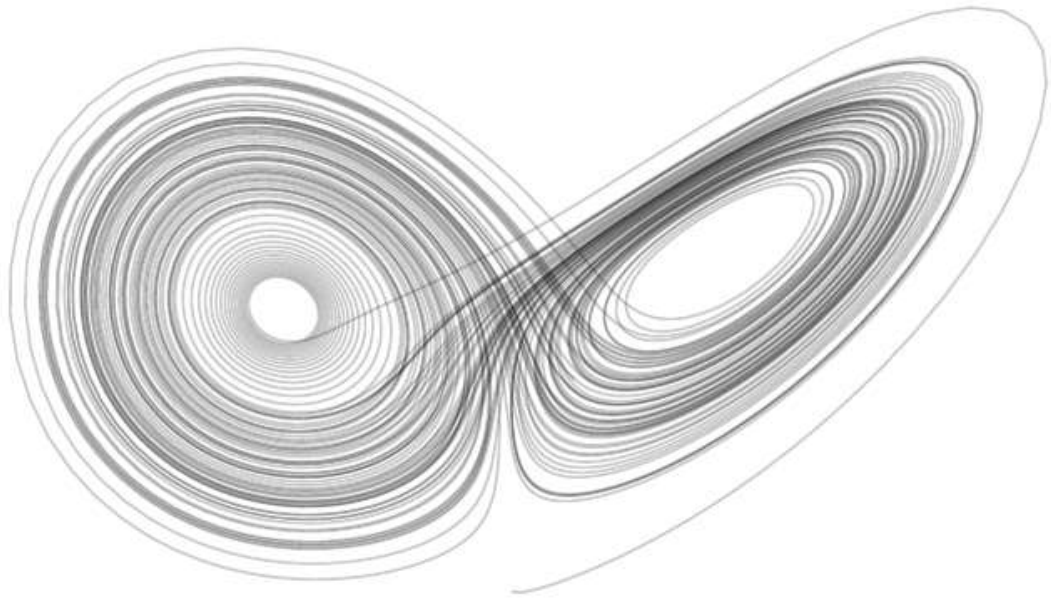
INSTITUCIONES:



UNIVERSIDAD DE SEVILLA
DEPARTAMENTO DE PODOLOGÍA



CENTRO ANDALUZ DE MEDICINA DEL
DEPORTE DE SEVILLA



DEDICATORIAS Y AGRADECIMIENTOS

*“Todo conocimiento es vano si no hay trabajo.
Y todo trabajo es vano si no hay amor”*

Samael Aun Weor.

A mi padre.

Esta tesis no hubiera sido posible sin el apoyo de varias personas e instituciones a las que quisiera mostrar mis más profundos agradecimientos.

En primer lugar a mis directores de tesis, al Dr. José Algaba, al Dr. Pedro V. Munuera y al Dr. Juan de Dios Beas. Sin su apoyo, sus palabras de aliento, y sobre todo sus correcciones y consejos no hubiera conseguido desarrollar este trabajo que ha sido arduo y gratificante a la vez. De corazón, muchas gracias.

A los trabajadores del CAMD por la amabilidad y el cariño con el que nos trataron desde el primer momento. En especial, al Dr. Ramón A. Centeno por su tiempo y dedicación. Siempre tuviste un consejo y una palabra de aliento en esas mañanas que me ayudaste.

Al Departamento de Podología de la Universidad de Sevilla y a su Área Clínica por permitirme llevar a cabo este trabajo y hacerme sentir “como en casa” siempre. En especial a Rocío. A ti, agradecerte cada palabra de ánimo y cada consejo que me has dado a lo largo de estos años.

El agradecimiento más especial es para cada uno de los participantes que, desinteresadamente, se prestaron voluntarios sin importar día y hora. Sois los que verdaderamente habéis hecho posible que este proyecto se haya podido materializar. Mis más sinceras gracias, de todo corazón.

A mis padres, por confiar en mí siempre y estar siempre dándome ese empujoncito que necesito para seguir siempre en la lucha. Sin vuestro cariño y amor jamás hubiera llegado hasta aquí. Mamá gracias por educarme en “lo que se empieza se termina”. Esta tesis es gracias a vosotros. Papá sé que me sigues guiando cada día.

Como no, a ti Valle, mi compañera de viaje, por ser el pilar de mi vida, mi hueco en este mundo.

No quisiera olvidarme de Rocío y José Alberto, mis fieles escuderos en esta batalla. Estuvisteis a mi lado cada día sin importar nada. No sé si seré capaz de devolveros todo el cariño y apoyo que he tenido de vosotros todo este tiempo. Espero estar a la altura como lo estáis vosotros siempre que os necesito.

A Eva y Manuel, por enderezarme durante este camino cada vez que me desviaba. Gracias por ser compañeros, pero sobre todo amigos.

A mi familia, por estar siempre ahí. Por levantarme en los momentos más duros para poder llegar hasta aquí. Las palabras con vosotros siempre se quedarán cortas. Os quiero.

Muy especialmente a familia que se elige. Sois los que me aportáis el equilibrio necesario en la vida para conseguir cada uno de los objetivos que me marco. Este trabajo en parte es gracias a vosotros.

No quisiera olvidarme de la familia Herzog-Requena, por aconsejarme y estar pendiente de mí siempre.

A la familia Algaba-García por asumir esa “adopción impuesta” que os cayó en su día.

A mis niñ@s de Arcos. Sois el claro ejemplo de que la amistad no entiende de distancias ni tiempo. Vuestro apoyo incondicional es fundamental en mi vida. Os quiero.

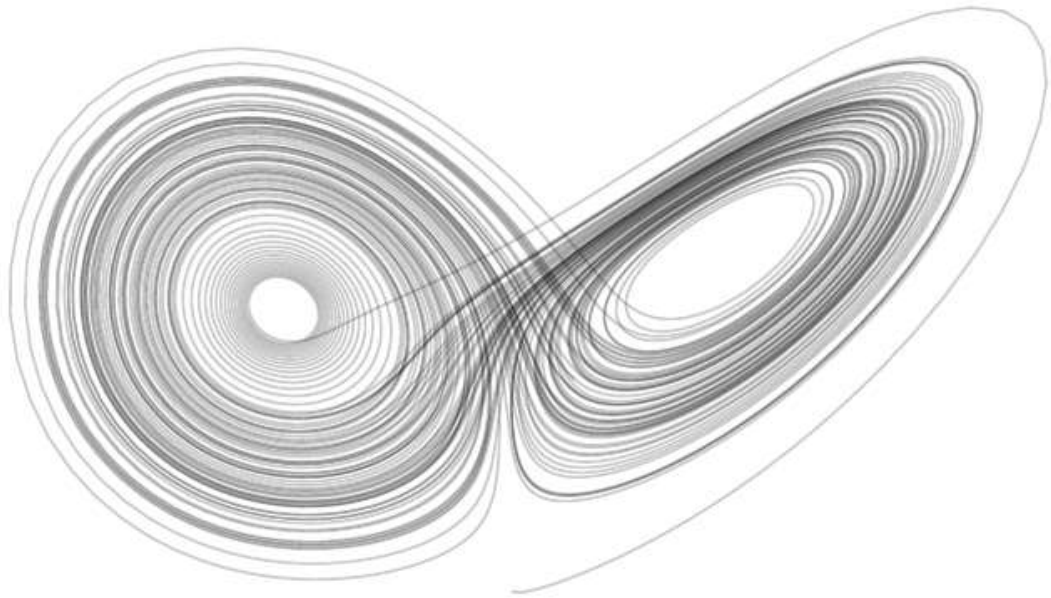
Rafa, no quisiera olvidarme de ti. Gracias por acompañarme en cada locura que se me ocurre. Por conocerme y aceptarme. Eres un amigo con mayúsculas.

A mi familia OMNES, por ser el motor de energía que me ayuda y me enseña cada día a *vivir una vida más viva*.

A la gran familia de ATC, por asesorarme en cada paso que doy, aportándome la serenidad y el equilibrio en los momentos más difíciles. Siempre seréis l@s niñ@s de mi casa.

Por último, y no menos importante, a la familia Núñez-Benítez. Gracias por darle sentido a la palabra amistad. Me habéis enseñado que en las épocas más duras las buenas vecinas siempre te darán la estabilidad necesaria para mantenerte en pie.

A todos, GRACIAS, porque este trabajo no tendría sentido si no estuviera rodeada de tanta gente que me ha dado su apoyo a lo largo de estos años.



ABREVIATURAS

ABREVIATURAS:

AAE: Articulación astrágalo-escafoidea.

ABD: Abducción.

ADD: Adducción.

ADP: Adenosín difosfato.

AFO: Anckle-foot-ortosis.

ALI: Arco longitudinal interno.

ApEn: Entropía aproximada.

ATP: Adenosín trifosfato.

CAMD: Centro Andaluz de Medicina del Deporte.

CMJ: Countermovement Jump.

COP: Centro de presiones.

DNL: Dinámicas No Lineales.

FPI: Foot Posture Index.

IC: Índice de complejidad.

IMC: Índice de masa corporal.

IPP: Índice de postura del pie.

LyEx: Exponente de Lyapunov.

MSE: Entropía Multiescala.

PCRA: Posición relajada del calcáneo en apoyo.

ROA: Romberg con ojos abiertos.

ROC: Romberg con ojos cerrados.

RTPD: Romberg en tándem con pie derecho delante.

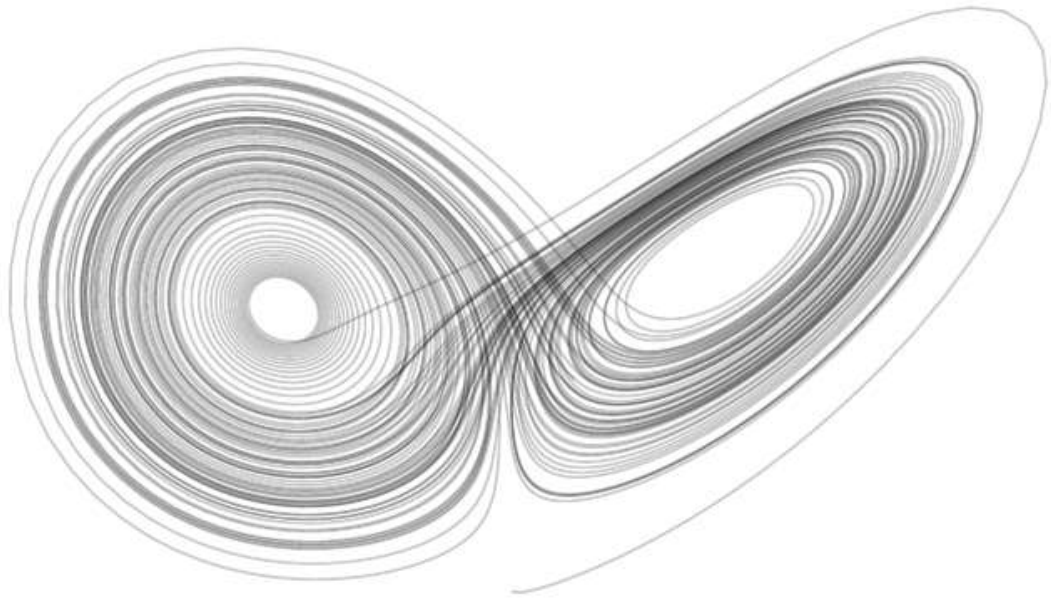
RTPI: Romberg en tándem con pie izquierdo delante.

SampEn: Entropía muestral.

SC: Saltos continuos.

SJ: Squat Jump.

SNC: Sistema Nervioso Central.



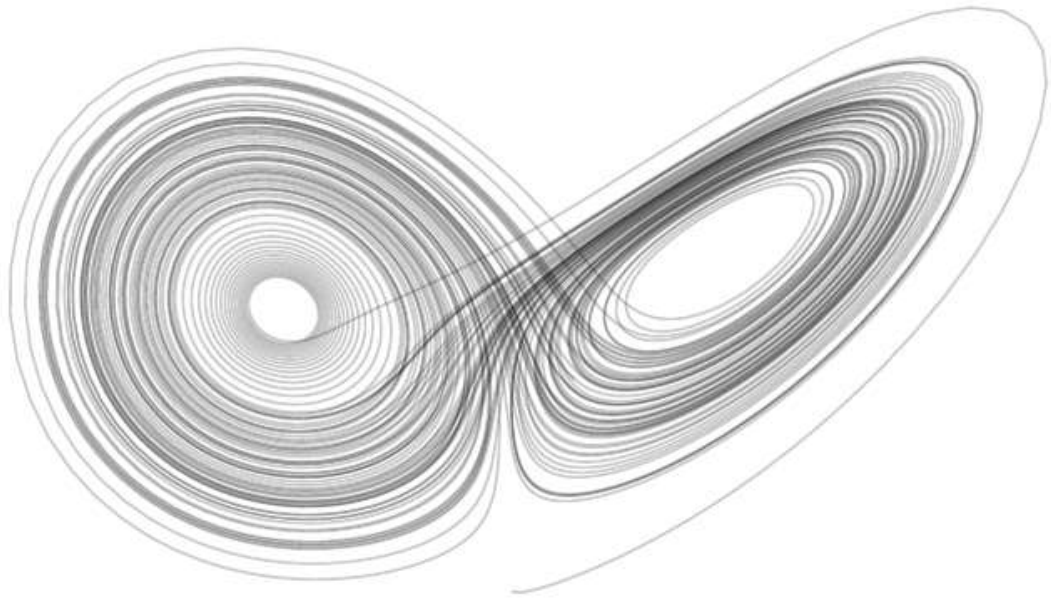
ÍNDICE

ÍNDICE

RESUMEN	4
ABSTRACT	5
INTRODUCCIÓN.....	6
MARCO TEÓRICO	8
1. CONCEPTOS PREVIOS	8
1.1 Equilibrio y Estabilidad	8
1.2 Postura y Sistema postural	8
1.3 Límites de estabilidad	10
1.4 Centro de masas, centro de gravedad y línea de gravedad	11
1.5 Base de sustentación	12
1.6 Centro de presiones.....	13
1.7 Control postural y estabilidad postural	13
2. NEUROFISIOLOGÍA DEL EQUILIBRIO	14
2.1 Sistema Vestibular	16
2.2 Sistema Visual u Ocular	17
2.3 Sistema Propioceptivo o Somatosensorial	17
3. EL PIE	18
3.1 Recuerdo anatómico del pie.....	18
3.2 Función del pie.....	20
3.3 Clasificación del pie.....	21
3.4 Pruebas de clasificación del pie	24
3.4.1 Índice de valgo	25
3.4.2 Ángulo de Clarke	26
3.4.3 Índice de Chippaux.....	26
3.4.4 Índice de Stahelli	27
3.4.5 Índice de Hernández Corvo.....	28
4. FOOT POSTURE INDEX (FPI)	29
4.1 Ítems que compone la herramienta	30
4.2 Puntuación de los ítems	30
4.3 Maniobras del estudio	30
4.4 Fiabilidad de la herramienta.....	35
4.5 Poblaciones estudiadas	36
5. EL MÚSCULO ESQUELÉTICO.....	36

5.1	Composición y estructura del músculo esquelético	37
5.2	Bases moleculares de la contracción muscular	39
5.2.1	La unidad motora	40
5.2.2	La unidad músculo-tendinosa.....	41
5.3	Mecánica de la contracción muscular	41
5.3.1	Sumación y contracción tetánica.....	41
5.3.2	Tipos de contracción muscular.....	42
5.3.3	Relación carga-velocidad	43
5.3.4	Relación tiempo-fuerza	44
5.3.5	Efectos de la arquitectura del músculo esquelético.....	44
5.3.6	Efecto preestiramiento.....	44
5.3.7	Efecto de la temperatura.....	45
6.	FATIGA MUSCULAR	45
6.1	Definición y etiología de fatiga muscular.....	45
6.2	Fisiología de la fatiga muscular	46
7.	DINÁMICAS NO LINEALES (DNL).....	46
7.1	Entropía muestral (SampEn).....	49
8.	ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA	50
8.1	Cognitivismo.....	50
8.2.1	Modelo genético	50
8.2.1	Modelo cognitivista.....	51
8.2.2	Análisis no lineal del equilibrio humano	52
	OBJETIVOS.....	54
	HIPÓTESIS	55
	MATERIAL Y MÉTODO.....	56
1.	Diseño de la investigación.....	56
2.	Lugar, sitio y temporalización	58
3.	Muestra	59
4.	Procedimiento de selección de la muestra y de asignación de los grupos.....	59
5.	Aspectos éticos	60
6.	Pruebas de laboratorio	61
6.1	Pruebas de equilibrio corporal	61
6.2	Pruebas de fatiga muscular	63

7. Protocolo.....	66
8. Variables.....	69
8.1 Medición de las variables	70
8.2 Análisis estadístico	71
RESULTADOS	72
DISCUSIÓN.....	83
Aplicación práctica de los resultados.....	94
Limitaciones de la investigación.....	94
Prospectiva de futuro	95
CONCLUSIONES.....	97
BIBLIOGRAFÍA	98
ANEXOS	113
Anexo 1: Dictamen del Comité de Ética	113
Anexo 2: Formulario de consentimiento informado.....	115
Anexo 3: Ficha de recogida de datos	119



RESUMEN

RESUMEN

Objetivo: Este estudio pretende analizar cómo se modifican las características del equilibrio corporal mediante una plataforma de fuerzas en sujetos según su índice de postura del pie (IPP), clasificada según el método Foot Posture Index o FPI (neutros, pronados y supinados) antes y después de ser sometidos a una situación de fatiga muscular.

Material y método: En primer lugar, se determinó el índice de postura del pie (FPI) en una muestra de 100 sujetos, adultos sanos, clasificándolos mediante esta herramienta en tres grupos (pies neutros, pronados y supinados).

Tras la clasificación, se sometió a cada sujeto a una batería de pruebas de equilibrio (Romberg ojos abiertos, ojos cerrados, en tándem con el pie derecho delante y tándem con el pie izquierdo delante) antes y después de una prueba de saltos continuos para provocar una situación de fatiga muscular y valorar así los cambios producidos en las variables del equilibrio. Dicha prueba de fatiga muscular fue efectuada sobre una plataforma de fuerzas que facilitaba la variable índice de fatigabilidad, con la que se aseguraba que el sujeto había entrado en situación de fatiga. Posteriormente se realizaron los análisis estadísticos pertinentes, tanto a nivel de datos lineales (ítems de FPI y FPI total) como con herramientas de dinámicas no lineales (entropía muestral).

Resultados: Se observaron cambios significativos en la postura del pie en los tres grupos tras una situación de estrés muscular, todos ellos encaminados a una tendencia a la pronación global. En los pies neutros y pronados se ven afectados todos los ítems, así como el FPI total; mientras en los pies supinados se modifican los ítems de la cabeza del astrágalo y la curvatura supra e infra maleolar de ambos pies, así como la prominencia astrágalo-escafoidea del pie derecho. Queda patente que el equilibrio se ve influenciado tanto por el tipo de pie, así como por el estrés muscular.

Conclusiones: Analizando los datos mediante la entropía muestral (SampEn), queda justificado concluir que el pie neutro es el tipo de pie que presenta características más caóticas o saludables.

ABSTRACT

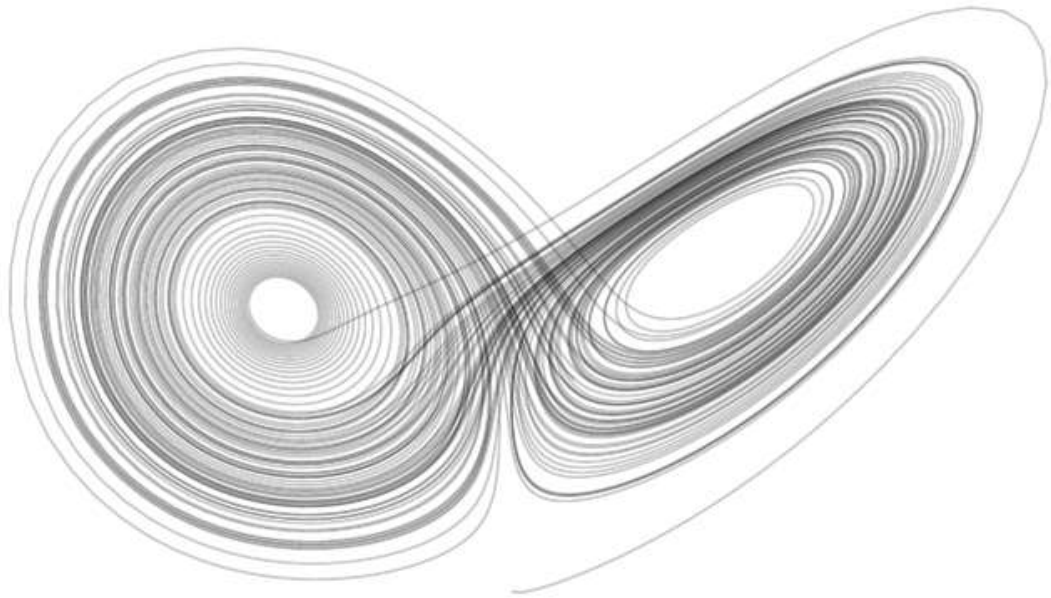
Objective: This study aims to analyze how the characteristics of body balance are modified by a force platform in subjects according to their foot posture index (IPP), classified according to the FPI method or FPI (neutral, pronated and supinated) before and after being subjected to a situation of muscle fatigue.

Material and method: First, the foot posture index (FPI) was determined in a sample of 100 subjects, healthy adults, classifying them using this tool into three groups (neutral, pronated and supinated feet).

After classification, each subject was subjected to a battery of balance tests (Romberg eyes open, eyes closed, tandem with the right foot in front and tandem with the left foot in front) before and after a continuous jumping test to provoke a situation of muscular fatigue and thus assess the changes produced in the balance variables. Said muscle fatigue test was carried out on a force platform that facilitated the variable fatigue index, with which it was ensured that the subject had entered a situation of fatigue. Subsequently, the pertinent statistical analyzes were carried out, both at the level of linear data (items of FPI and total FPI) and with non-linear dynamics tools (sample entropy).

Results: Significant changes in foot posture were observed in the three groups after a situation of muscular stress, all of them leading to a trend towards global pronation. In neutral and pronated feet, all items are affected, as well as the total IPF; while in supinated feet the items of the head of the talus and the supra and infra-malleolar curvature of both feet are modified, as well as the talo-scaphoid prominence of the right foot. It is clear that balance is influenced both by the type of foot, as well as by muscular stress.

Conclusions: Analyzing the data through the sample entropy (SampEn), it is justified to conclude that the neutral foot is the type of foot that presents the most chaotic or healthy characteristics.



INTRODUCCIÓN

INTRODUCCIÓN

Para que el ser humano mantenga la postura bípeda, su musculatura trabaja de manera constante contra la gravedad, de manera que el centro de gravedad no salga de los límites de sustentación, para así evitar, por ejemplo, posibles caídas.

El equilibrio humano está regido por tres sistemas: vestibular, visual y propioceptivo o somatosensorial (1,2).

Es bien conocido que cada tipo de pie (neutro, pronado o supinado) adquiere unas características propias que influyen en la persona. Si atendemos a lo más básico en cuanto a la relación del pie-equilibrio se refiere, la superficie de contacto de cada tipo de pie es distinta, lo que nos puede llevar a pensar que, a nivel propioceptivo, la información que recoge el organismo también debe variar. Esa variación puede dar como resultado diferencias en cuanto al gasto energético durante la realización de una tarea hasta la propensión a sufrir una lesión o incluso en la recuperación de la misma.

Las variaciones en cuanto a la postura que adquiere el pie en las personas, así como las repercusiones que tienen sobre el resto del organismo, podría ser un condicionante para las personas que realicen un deporte o actividad física, incluso en actividades de su vida diaria.

Diferentes autores (3–7) coinciden que las variaciones morfo-funcionales que existen en los diferentes tipos de pies repercuten directamente en la incidencia de un sujeto a padecer o no una patología.

Analizando lo descrito por Gutiérrez Dávila en su libro, se podría considerar que tanto en el pie pronador como supinador se producen alteraciones en los ejes de movimiento, provocando cambios en los brazos de palanca de la musculatura (8). Esta musculatura en cada tipo de pie trabaja de manera diferente, provocando en mayor o menor medida un aumento de consumo energético por parte del organismo. Consecuentemente, esto conlleva una situación de fatiga muscular que en ciertas condiciones puede acarrear la aparición de lesiones, así como de diversas patologías.

Existe aportación por parte de algunos autores en el estudio de la influencia del tipo de pie sobre el equilibrio, aunque no se haya encontrado trabajos que se hayan basado en las mismas variables que en nuestro estudio.

Así, Angin et al (9) realizaron un estudio con el objetivo de evaluar si la presión plantar, el índice de postura del pie (FPI) y el tamaño del pie tiene relación directa con la estabilidad postural en postura unilateral. Anzai et al (10) analizaron la relación del arco del pie con el equilibrio en una población anciana. Shakibi et al (11) por su parte estudiaron los efectos que tiene cada tipo de pie y la parte hereditaria que hay sobre el equilibrio y la distribución de la presión plantar en mujeres gemelas. Otros como Alahmari et al (12) se marcaron como objetivo establecer valores de referencia del FPI, el género y las diferencias laterales del FPI y su asociación con determinantes

antropométricos, el equilibrio (con pruebas en tándem), la movilidad funcional y la hipermovilidad.

Estos son varios de los muchos ejemplos que nos podemos encontrar en la literatura científica en cuanto al estudio del equilibrio basado en el tipo de pie. Si bien se puede comprobar, que es una rama de estudio en auge en la actualidad, nos encontramos un vacío de información a la hora de valorar el equilibrio de un sujeto según su índice de postura del pie mediante herramientas de dinámicas no lineales.

En cuanto a dinámicas no lineales (DNL), también encontramos una creciente producción de trabajos valorando el equilibrio corporal humano, como Ramdani et al (13), Ji-Won et al (14), Stergiou) (15–19), aunque si bien es cierto este autor se encamina más al control postural en dinámica que en estática, o Costa (20,21) que sus estudios se desarrollan por medio de la entropía multiescala.

Por lo anteriormente descrito, estimamos que la realización de este trabajo es pertinente por la utilidad que podría aportar tanto a la hora de entender el comportamiento funcional de cada tipo de pie, así como valorar sus consecuencias para poder prevenir lesiones o patologías que se puedan dar a posteriori.

El propósito de este estudio es analizar el comportamiento que poseen los tres tipos de pies (neutros, pronados y supinados) en sujetos adultos sanos antes y después de una situación de fatiga muscular, tanto a nivel de equilibrio, así como estructural de dichos pies.

De esta manera se podría comprender la incidencia de patologías o lesiones que sufre cada tipo de pie tras la práctica de un deporte o actividad física; o incluso de una actividad de la vida diaria que implique un agotamiento muscular, usando para ello una herramienta fiable, sencilla y validada como es el Índice de Postura del Pie o FPI-6.

Todo esto ayudaría a la hora de plantear tanto actuaciones preventivas como un posible tratamiento, buscando la mejora no solo de la actividad o el rendimiento de una persona, sino también su calidad de vida.

Las dinámicas no lineales (DNL) son herramientas matemáticas diseñadas para analizar series temporales de datos. En nuestro estudio estas series temporales se tomaban en una plataforma de fuerza sobre la que el sujeto se posicionaba durante 30 segundos por situación a estudiar, con una frecuencia de muestreo de 100hz, teniendo un resultado final de 3000 datos para cada prueba y sujeto. Atendiendo a los estudios previos realizados por autores expertos en este campo (22–25), donde se hace referencia al número mínimo de datos necesarios para el uso de las herramientas matemáticas no lineales, se comprobó que la cantidad de datos recogida en nuestro estudio es más que suficiente para obtener resultados óptimos para nuestra investigación.

En este caso se analizaban cuatro situaciones diferentes: Romberg ojos abiertos (ROA), Romberg ojos cerrados (ROC), Romberg en tándem con pie derecho delante (RTPD) y Romberg en tándem con pie izquierdo delante (RTPI).

MARCO TEÓRICO

1. CONCEPTOS PREVIOS

En la literatura médica se manejan una gran variedad de términos relacionados con el equilibrio y el control postural. Por ello es necesario aclarar ciertos conceptos y definiciones que saldrán a la luz a lo largo de este trabajo.

1.1 Equilibrio y Estabilidad

En este trabajo siempre vamos a referirnos al equilibrio humano como *equilibrio estático*. Si atendemos al concepto físico mecánico podríamos tomar la definición de autores como Balaguer (26), Ortuño (27) o Gómez (28) que lo describen como “la nulidad de la resultante de las fuerzas y momentos que actúan sobre un cuerpo”, basados en la primera Ley de Newton. Clínicamente, estos mismos autores, lo definen como “la facultad de no caer y de conocer nuestra posición en el espacio”.

De una manera más global, tal y como lo define Manal (29) en su trabajo publicado en 2016, el equilibrio humano es un proceso “complejo en el que juega un papel fundamental la coordinación entre el sistema vestibular, el sistema visual y el sistema somatosensorial”.

Si atendemos al término de *estabilidad*, se podría tomar la definición de Izquierdo (30) como “la capacidad de un cuerpo de mantener el equilibrio”.

Observamos que dicho término implica siempre movimiento, ya que como bien concluyó en su trabajo Winter (31) en 1997, “la posición en bipedestación del ser humano es en realidad continuas correcciones de movimiento sobre una base fija, existiendo una oscilación como resultado del debido control postural”.

1.2 Postura y Sistema postural

La *postura* bípeda, que define al ser humano, ha sido históricamente definida desde diferentes ramas de estudio como son la biomecánica, medicina, antropología o teología, por ejemplo.

Atendiendo a la Real Academia de la Lengua se define como “modo en que está puesto alguien o una parte de su cuerpo” (32).

El concepto de postura, tal y como queremos que quede reflejado en este trabajo, podría definirse como la posición relativa de las diferentes partes del cuerpo con respecto a sí misma, al entorno que lo rodea y al campo gravitatorio que influye sobre él (33,34). Atendiendo a las definiciones anteriores podemos deducir que la posición bípeda en la que se encuentra el ser humano es inestable innatamente al estar en constante desafío de desequilibrio anterior a causa de la acción de la gravedad (figura 1) y del efecto de la teoría del péndulo invertido (figura 2).

Dicha teoría es un problema clásico dentro de la ingeniería de control y explica cómo al concentrarse la masa del sujeto en sus dos tercios superiores, la posición bípeda se hace más inestable (35).

Figura 1. Posición Anterior de la línea de gravedad.

Tomado de Gagay P, Weber B. *Posturología Regulación alteraciones de la bipedestación*. 1º ed. Masson; 2000.

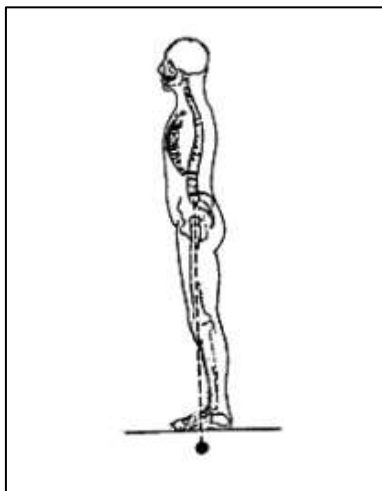
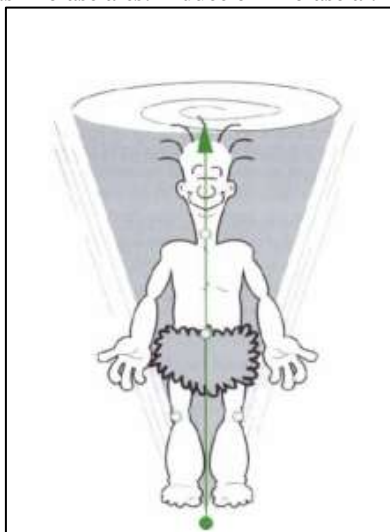


Figura 2. Representación de péndulo invertido.

Tomado de Pilat A. *Terapias miofasciales: Inducción miofascial*. Madrid. Mc Graw Hill, 2003.



En una posición bípeda las respuestas posturales se van a llevar a cabo mediante respuestas motoras a través de las articulaciones del tobillo, rodilla, cadera y región lumbar, tanto de manera independiente como conjuntamente (36).

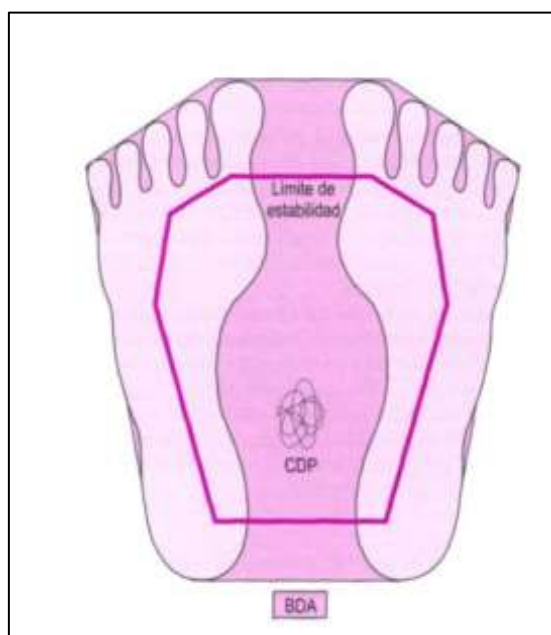
Para que el organismo pueda mantener la postura del cuerpo en equilibrio se suceden una serie de complejos procesos de lo que se conoce como *sistema postural*. Dicho sistema tiene como funciones principales (34):

- Mantener una posición constante (equilibrio) en presencia de gravedad.
- Originar respuestas que se anticipen a los movimientos voluntarios en la dirección deseada.
- Adaptarse continuamente al medio que lo rodea.

1.3 Límites de estabilidad

Los *límites de estabilidad* se pueden definir como “la frontera de un área en el espacio en la que el cuerpo puede mantener su posición sin llegar a cambiar su base de sustentación” (26) (Figura 3). Si en algún momento el centro de gravedad cae fuera de dicha área se provocaría la inevitable caída, si no hay una respuesta rápida de corrección por parte del organismo.

Figura 3. Representación de la base de sustentación, límite de estabilidad y centro de presiones.
Tomado de Trew M, Everett T. Fundamentos del movimiento humano. 5ª ed. Barcelona, Masson, 2006.



1.4 Centro de masas, centro de gravedad y línea de gravedad

El *centro de masas*, tomando la definición de Gutiérrez Dávila, es “aquel punto de un cuerpo material o de un sistema coordinado que se mueve como si la masa total del sistema se hallara en el citado punto y todas las fuerzas externas fuesen aplicados al mismo” (8).

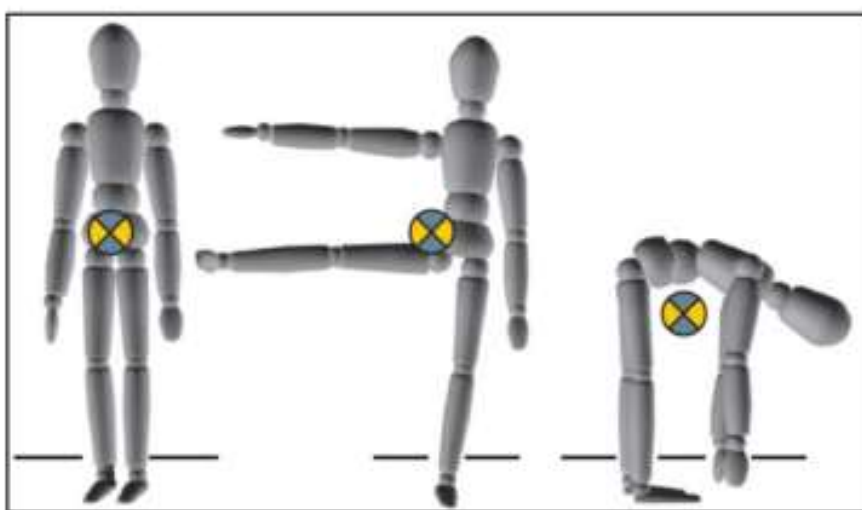
Gómez (28) en su tesis define el centro de masas como “el punto medio en donde se localiza toda la masa del cuerpo, relacionando este concepto directamente con el centro de gravedad”.

Gutiérrez Dávila (8) define posteriormente el *centro de gravedad* como “un punto fijo de un cuerpo material donde actúa la fuerza gravitatoria resultante”.

Por su parte Izquierdo define el centro de gravedad como “el punto medio del peso”. Además, explica que a medida que se desplazan los segmentos corporales el centro de gravedad se va modificando también (30) (Figura 4).

Figura 4. Centro de gravedad.

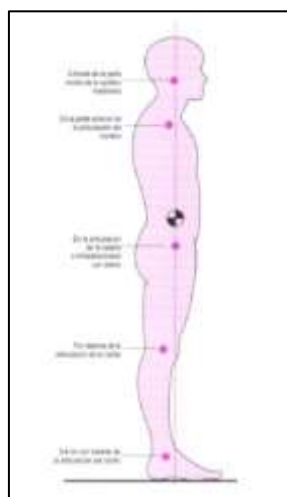
Tomado de Izquierdo M. *Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte*. Madrid: Médica Panamericana, 2008.



Si atendemos a estas definiciones se puede observar que ambos conceptos son similares, pero su diferencia radica en que mientras el centro de gravedad está relacionado con el peso, el centro de masas se relaciona con la masa. Como es bien sabido, la masa de un cuerpo no varía en función de donde se mida, mientras que el peso sí cambia al estar influenciado por la gravedad terrestre.

Otro concepto importante y muy relacionado con el centro de gravedad es la llamada *línea de gravedad*. Es conocida en la literatura también como “la proyección en el suelo del centro de gravedad, definida como una línea perpendicular al suelo que discurre a través del centro de gravedad” (2) (Figura 5).

Figura 5. Línea de gravedad en una persona en bipedestación.
Tomada de Trew M, Everett T. Fundamentos del movimiento humano. 5ª ed. Barcelona, Masson, 2006.



1.5 Base de sustentación

Está considerada como el área definida por los puntos de apoyo más externos, que en el caso del ser humano son los pies (28,30). Si modificamos la posición de los pies cambiaremos tanto la forma como el tamaño de la base de sustentación (figura 6).

Figura 6. Bases de sustentación.
Tomado de Izquierdo M. Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte. Madrid: Médica Panamericana, 2008.



Balaguer (26), por su parte, lo especifica como “el área del cuerpo que está en contacto con la superficie de soporte” (Figura 7).

Figura 7. . Relación de la base de sustentación y la línea de gravedad.
Tomado de Izquierdo M. *Biomecánica y Bases Neuromusculares de la Actividad Física y el Deporte*. Madrid: Médica Panamericana, 2008.



1.6 Centro de presiones

El centro de presiones se define como “la zona donde concluyen el total de las fuerzas aplicadas a la superficie de soporte, es decir, al punto de aplicación de la fuerza de reacción del suelo”, como describe Gómez (28).

En un ser humano en bipedestación estática equilibrado, el centro de presiones se debería localizar dentro de la base de sustentación y de los límites de estabilidad (2).

1.7 Control postural y estabilidad postural

Para definir el término *control postural* hay que tener en cuenta que abarca varios aspectos mencionadas con anterioridad como son la estabilidad, el control del equilibrio y otros aspectos como son la percepción que tiene la persona sobre la orientación espacial, la alineación corporal y la respuesta a perturbaciones tanto de origen sensorial como mecánico (28).

Dicho control postural implica una continua interacción entre la persona y el entorno que lo rodea. El hecho de que el ser humano controle su postura corporal tiene un doble objetivo: proporcionar orientación postural, así como proporcionar estabilidad postural.

La *estabilidad postural* por su lado podría definirse como “la habilidad para mantener la posición corporal, más concretamente el centro de masas corporal, dentro de unos límites de seguridad que evitaría las caídas” (28).

2. NEUROFISIOLOGÍA DEL EQUILIBRIO

La postura del ser humano bípedo está en continuo proceso evolutivo. La postura que adquirimos, como describe Algaba (22) en su tesis, es el resultado de las interacciones de las fuerzas experimentadas frente a las fuerzas externas, como por ejemplo se observa en la orientación del centro de gravedad hacia el interior de la base de apoyo para poder contrarrestar la acción de la gravedad sobre el cuerpo.

El movimiento es indudablemente de las características más evidentes que diferencian a los animales del resto de los seres vivos. El hecho de realizar un movimiento ordenado lleva implícito el conocimiento de la posición relativa de cada parte del cuerpo, de las limitaciones mecánicas del miembro en cuestión, así como de la posición global del cuerpo en relación con el espacio que le rodea (1).

El Sistema Nervioso necesita dos tipos de información para el mantenimiento del equilibrio: por un lado información sobre la postura estática antes y después del movimiento; y, por otro lado, la información dinámica durante la realización del movimiento en cuestión (1).

El organismo recoge dicha información mediante tres sistemas, como son:

- El Sistema Vestibular.
- El Sistema Visual.
- El Sistema Propioceptivo.

Estos tres sistemas forman un engranaje de recogida de información que es denominado “tríada de orientación temporo-espacial”. Para poder entender la fisiología de esta tríada, ha de tenerse en cuenta que los sistemas son bilaterales, de modo que el equilibrio resultante en un sujeto es la suma de las señales recogidas por ambos hemisferios corporales. Dichas señales deben ser simétricas en reposo, de lo contrario el equilibrio se verá afectado (22).

Toda esa información es procesada a nivel del Sistema Nervioso Central (SNC), con el objetivo de elaborar una respuesta eficaz.

Dentro del SNC los principales centros son el tronco cerebral, los ganglios basales, el cerebelo y los hemisferios cerebrales (34).

El principal centro que tiene el cuerpo humano para el control del movimiento es la *corteza cerebral*, cuya finalidad principal es la planificación y ejecución de las actividades motoras complejas (2).

Por otro lado, los *ganglios basales* están constituidos por un conjunto de núcleos que se alojan en el encéfalo. Es donde se recibe toda información tanto sensitiva como motora de la corteza cerebral, tronco del encéfalo y médula espinal. Estos núcleos basales tienen como función principal facilitar el movimiento voluntario y, además, inhibir los

movimientos no deseados. Por su parte, *el cerebelo* es el encargado de controlar el mantenimiento del equilibrio, de la postura, así como del tono muscular. Con todo ello consigue la correcta coordinación de los movimientos inconscientes (37).

El cerebelo tiene funciones claves e imprescindibles como planificar, intermediar, corregir, coordinar y predecir las actividades motoras, de manera especial en aquellos movimientos rápidos o aprendidos, por lo que juega un papel fundamental en el mantenimiento del equilibrio postural actuando de manera conjunta con el tronco encefálico (2).

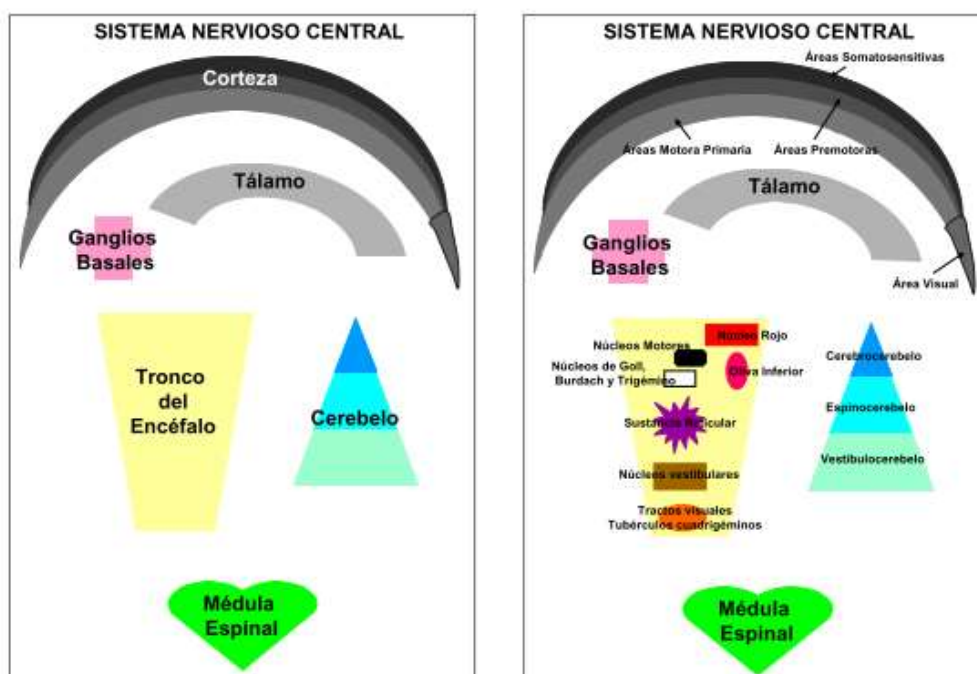
El *tronco encefálico* asume funciones con el sistema motor que están relacionadas con el soporte del cuerpo frente a la acción de la gravedad, a la producción de movimientos groseros, así como mantenedor del equilibrio (28).

Por último, la médula espinal y los nervios que se asocian a ella tienen una función de gran importancia ya que es ahí donde se encuentran programados los patrones locales de movimientos para la musculatura del cuerpo (28).

En la figura 8 se representa un esquema del SNC así como de los núcleos del SNC.

Figura 8. Esquema del SNC u núcleos del SNC.

Tomado de Martín AM. Prevención de las caídas en personas mayores a partir del tratamiento fisioterápico del desequilibrio postural. Tesis Doctoral, Universidad de Salamanca, 2007.



2.1 Sistema Vestibular

El aparato vestibular es el órgano sensitivo que se encarga de detectar la sensación de equilibrio. Hay autores que lo denominan el “órgano del equilibrio” (1,2).

La función principal del sistema vestibular es proporcionar información sobre la orientación espacial de la cabeza.

Está formado por tres componentes: un aparato sensorial periférico, un procesador central y un mecanismo efector motor.

El aparato sensorial lo constituye un conjunto de receptores encargados de captar la velocidad angular y la aceleración lineal de la cabeza. Dicha información se envía al SNC donde es procesada junto a otras señales para valorar la orientación de la cabeza y el cuerpo respecto al eje de gravedad (26).

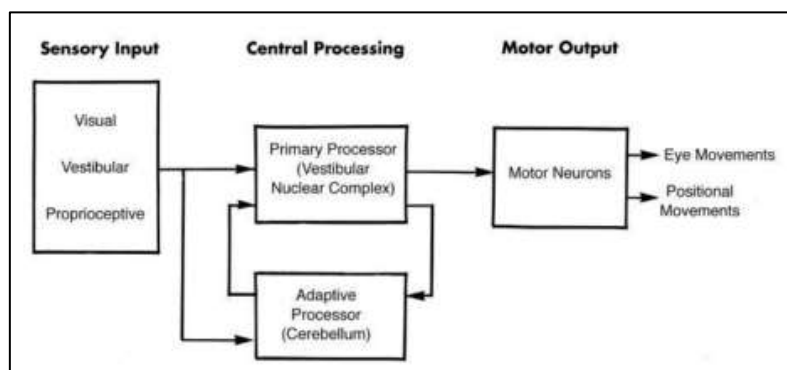
Todas las aferencias captadas por el sistema vestibular van dirigidas a la médula y a la musculatura ocular para constituir tres reflejos de importancia vital como son (26):

- Reflejo Vestíbulo-Ocular (RVO): este reflejo provoca movimientos oculares con el objetivo de poder conseguir una imagen nítida cuando se producen movimientos de la cabeza.
- Reflejo Vestíbulo-Cólico (RVC): el cual activa a la musculatura cervical para provocar la estabilización de la cabeza.
- Reflejo Vestíbulo-Espinal (RVE): encargado de realizar movimientos corporales compensatorios con el fin de mantener la estabilidad postural y así evitar el riesgo de caídas.

La integración de los tres reflejos (figura 9) se monitorizan por el SNC y es reajustado, si fuera necesario, por el cerebelo (38).

Figura 9. Esquema de la organización del Sistema Vestibular.

Tomado de. Hain TC, Helminski JO. *Anatomy and Physiology of the Normal Vestibular System*. In: Wolf SL, ed. *Vestibular Rehabilitation*. Third ed. Philadelphia: F.A. Davis Company; 2007. p. 2-18.



2.2 Sistema Visual u Ocular

Mediante la visión el ser humano capta estímulos sobre la situación de su propio cuerpo en el espacio. Dichos estímulos son procesados por el cerebro, el cuál informa tanto de la posición del cuerpo en el espacio, así como de la relación de las diferentes partes del cuerpo y de su movimiento (2).

Un deterioro en el campo visual puede predisponer al sujeto a una descoordinación severa (ataxia). Esta afirmación se puede interpretar por varias razones (39):

- El cambio del tono muscular de las extremidades con los movimientos activos de los globos oculares.
- La distracción de la atención del sujeto.
- La omisión del control espacial visual, cuando se enfoca la mirada en un punto definido.

Todo lo anteriormente descrito se traduce en la presencia de desequilibrio de las personas.

2.3 Sistema Propioceptivo o Somatosensorial

El pie es una estructura inmensamente compleja, donde recae el peso de nuestro cuerpo, caracterizado por ser el último eslabón de la cadena a nivel biomecánico, siendo la única parte del cuerpo que contacta con el suelo, dando soporte y estabilidad al ser humano tanto a nivel estático como dinámico. Por ello el pie juega un papel fundamental a la hora del equilibrio del ser humano mediante su sistema propioceptivo (40).

Entre las múltiples funciones que posee el pie podemos destacar la de suministrar información aferente al SNC mediante los receptores que hay a nivel plantar que forman parte del sistema propioceptivo. Éstos ayudarán tanto para mantener la postura como para generar patrones de movimiento (40).

La propiocepción la define Delgado et al. (1) como “la percepción de la posición de un miembro en el espacio y de la fuerza que se realiza y/o se opone a su movimiento”. En esta definición abarca el sentido de la posición, tanto en estática como en dinámica de cada segmento corporal en relación con el resto.

La piel es considerada el mayor órgano del cuerpo humano, pero a nivel del pie posee características propias que la diferencia del resto del cuerpo. Su epidermis tiene un mayor espesor mejorando tanto la resistencia como la capacidad de amortiguar las cargas que le llegan, además de no poseer glándulas sebáceas y presentar un elevado número de glándulas sudoríparas ecrinas (40,41).

La información aferente a nivel plantar es recolectada mediante los mecanorreceptores que se distribuyen en la zona plantar del pie. Dichos mecanorreceptores son clasificados en dos grupos: unos de adaptación rápida y otros de adaptación lenta.

Dentro de los de adaptación rápida encontramos los corpúsculos de Meissner, localizados superficialmente y denominados receptores táctiles por su intervención a nivel de tacto superficial y a vibraciones de baja frecuencia. También encontramos los corpúsculos de Paccini, localizados en la dermis profunda, interviniendo tanto a las presiones profundas como a la vibración de alta frecuencia y los estiramientos (42).

Dentro de los mecanorreceptores de adaptación lenta también podemos distinguir dos tipos. Por un lado encontramos los discos de Merkel, localizados en la superficie de la epidermis, implicados en el tacto superficial o discriminativo (40). Por otro lado, encontramos los corpúsculos de Ruffini, localizados a nivel profundo, que median tanto las sensaciones de tacto grueso como las persistentes (43).

Como bien destaca Araguas et al (40) en su trabajo de 2017, los niveles de sensibilidad plantar pueden sufrir un amplio margen de variación entre la población sana y patológica, donde se pueden observar umbrales de activación muy diferentes según la edad, zona del pie, sexo, incluso el estímulo recibido.

Todo lo anteriormente detallado sugiere que la información aferente que se recibe a nivel plantar podría influir directamente sobre la capacidad de equilibrio tanto estático como dinámico.

3. EL PIE

El pie es considerado como una compleja unidad anatomo-funcional integrada en el aparato locomotor, que ha sido estudiada por numerosos autores a lo largo de los años.

3.1 Recuerdo anatómico del pie

Se trata de una estructura formada por 28 huesos y 57 articulaciones estabilizadas mediante potentes ligamentos. Es capaz de realizar movimientos en los tres planos del espacio, gracias en gran medida a la musculatura tanto extrínseca como intrínseca que realizan su trabajo sobre él (3).

Se podría dividir el pie en varias zonas, como son:

- *Parte posterior del pie (tarso posterior o retropié)*: formado por calcáneo y astrágalo.
- *Parte media del pie (tarso anterior o mediopié)*: formado por escafoides, cuboides y las tres cuñas.
- *Parte anterior del pie (metatarso y falanges o antepié)*: formado por cada uno de los metatarsianos y falanges que componen los dedos del pie.

Estas diferentes zonas se unen entre sí mediante dos articulaciones características: por un lado, la unión entre el tarso posterior con el tarso anterior, denominada *articulación de*

Chopart que realmente se trata de una doble articulación como son la astrágalo-escafoidea y la calcáneo-cuboidea.

Por su parte, la unión entre el tarso anterior y la parte anterior del pie, denominada *articulación de Lisfranc*, conformada por las uniones entre el cuboides y las tres cuñas a cada metatarsiano correspondiente.

Ya en la parte anterior del pie encontramos la unión entre los metatarsianos y las falanges proximales, llamadas *articulaciones metatarsofalángicas*, y la correspondencia entre las falanges que componen cada dedo, denominadas *articulaciones interfalángicas*.

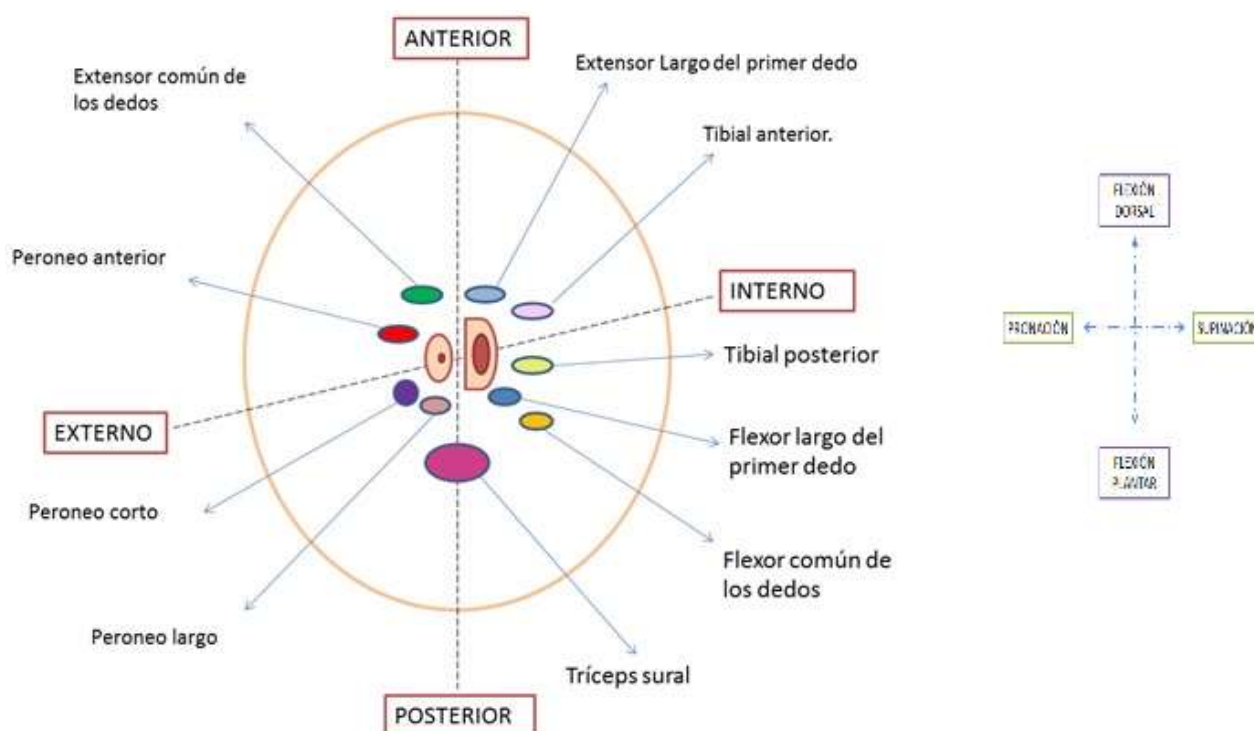
A nivel muscular el pie está dotado de dos grandes grupos musculares: una *musculatura intrínseca* donde tanto su origen y su inserción está dentro de la topografía del pie, y una *musculatura extrínseca* la cual se origina en la pierna, con su inserción dentro de la propia anatomía del pie.

- Músculos extrínsecos:
 - Tríceps sural (sóleo y gastronemios).
 - Tibial anterior.
 - Peroneo largo y peroneo corto.
 - Tibial posterior.
 - Flexor común de los dedos.
 - Flexor largo del dedo gordo.
 - Extensor común de los dedos.
 - Extensor largo del dedo gordo.
 - Peroneo anterior.
 - Delgado plantar
- Músculos intrínsecos:
 - Lumbricales.
 - Flexor corto del primer dedo.
 - Flexor corto de los dedos.
 - Extensor corto del primer dedo.
 - Extensor corto de los dedos.
 - Interóseos.
 - Abductor del primer dedo.
 - Abductor del quinto dedo.
 - Adductor del primer dedo.
 - Flexor corto del quinto dedo.
 - Cuadrado plantar.

Desde un punto de vista funcional podemos considerar otra clasificación de la musculatura según la acción que realiza cada músculo sobre la estructura del pie, en función de su localización anatómica (Figura 10):

- Flexores dorsales.
- Flexores plantares.
- Inversores o supinadores.
- Eversores o pronadores.

Figura 10. Esquema gráfico de la musculatura extrínseca del pie de Ombredanne.
Fuente propia de la autora.



3.2 Función del pie

El pie es considerado pieza fundamental dentro de la biomecánica del ser humano, jugando un papel clave en la cadena cinética como su primer eslabón, por ser la estructura que comunica al resto con el suelo haciendo efectiva toda la sucesión de acciones que se ponen en juego para poder llevar a cabo la deambulación y, también, el mantenimiento de la posición bípeda en equilibrio.

Es una estructura diseñada para soportar carga y disipar los picos de impactos que se producen durante la deambulación, mediante la acción conjunta de músculos, ligamentos, fascia plantar y capa adiposa localizada fundamentalmente en el talón.

Al estar dotado de un gran número de articulaciones, y por el reducido tamaño de las mismas, el pie adquiere unas características propias tanto de flexibilidad como de adaptabilidad al terreno. Se considera, además, que es el estabilizador de todo el aparato locomotor durante la marcha por medio de la superficie de contacto que crea con el suelo (3).

Así mismo, tiene otras funciones fundamentales para el desarrollo de la vida de la persona, como son la ayuda al retorno venoso y la propiocepción y exterocepción del organismo, por la cantidad de vasos y los sistemas de captos presentes, tanto en la planta como en el resto del pie.

3.3 Clasificación del pie

En podología, habitualmente, el pie es catalogado como cavo o plano dependiendo tanto de la altura del arco longitudinal interno (ALI) como del resultado de la huella plantar; mientras que la catalogación como pronado o supinado hace referencia a la orientación que adopta dicho pie respecto al eje medio del cuerpo.

El *pie plano* es una afección que se caracteriza por la desestructuración de la bóveda plantar con hundimiento de la misma. Generalmente se encuentra asociado al valgismo de talón, la pronación de mediopié y abducción de la parte anterior del pie (3). La repercusión de este tipo de pie se puede traducir en alteraciones en los distintos segmentos del miembro inferior, pudiéndose observar frecuentemente genu valgum asociado incluso a genu recurvatum, anteversiones de caderas y basculaciones pélvicas.

Se puede clasificar en cuatro tipos según el grado de deformación que presenta a nivel de la huella plantar (Figura 11).

Figura 11. Tipos de huella de pie plano.

Tomado de Moreno de la Fuente JL, Catena Toledano M, Serrano González M. Podología general y biomecánica. Masson; 2003.



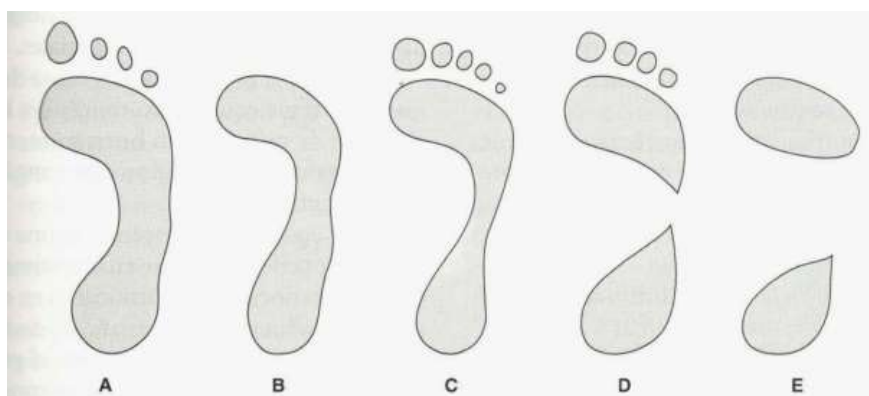
El **pie cavo** en cambio se caracteriza por una elevación excesiva de la bóveda plantar, con la consiguiente aproximación de los pilares anterior y posterior del pie (3).

El aumento de la bóveda conlleva consecuentemente una verticalización de los metatarsianos y del calcáneo y, generalmente, presenta varización talar, garras de los dedos y aumento de la tensión de la estructura plantar.

Según el grado de deformidad de la huella también se puede observar varios tipos de pie cavo como se reseña en la figura siguiente (Figura 12).

Figura 12. Tipos de huella de pie cavo. A) Precavo; B) funcional; C) de primer grado; D) de segundo grado; E) de tercer grado.

Tomado de Moreno de la Fuente JL, Catena Toledano M, Serrano González M. Podología general y biomecánica. Masson; 2003.

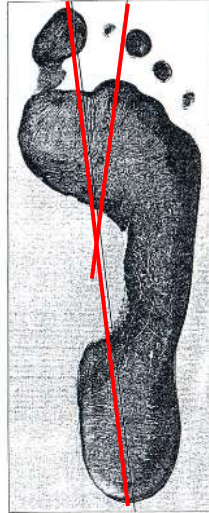


Por otro lado, un pie pronado se caracteriza por la desestructuración del pie con la caída e interiorización de la zona del escafoides y la elevación de la zona media externa, que a veces presenta una apariencia de un falso cavo; además de un distanciamiento de los ejes parciales de la zona anterior y posterior del pie del eje longitudinal del mismo. De este modo, la zona del talón se interioriza formando con el eje de la parte anterior del pie un ángulo, el cual se alejará más de 180° cuanto mayor sea la deformidad pronatoria.

Todo esto da como resultado una huella característica de este tipo de pie (Figura 13).

Figura 13. Huella pie pronado.

Tomado de Moreno de la Fuente JL, Catena Toledano M, Serrano González M. Podología general y biomecánica. Masson; 2003.

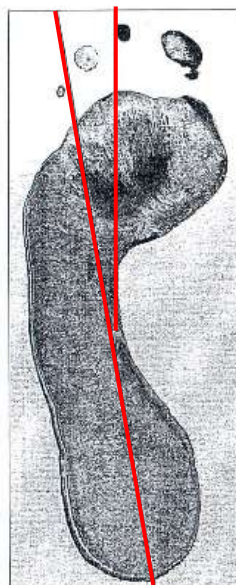


Por el contrario, el pie supinado se caracteriza por presentar alteraciones contrarias al pie pronado. A nivel de la huella los ejes de la parte anterior y posterior del pie respecto al eje longitudinal, formando de esta manera un ángulo que se alejará más de 180° cuanto mayor sea la deformidad en supinación.

En este caso, a nivel de huella plantar también proporciona una huella característica (Figura 14).

Figura 14. Pie supinado.

Tomado de Moreno de la Fuente JL, Catena Toledano M, Serrano González M. Podología general y biomecánica. Masson; 2003.



3.4 Pruebas de clasificación del pie

A lo largo de la historia se han propuesto numerosas pruebas de clasificación con la que catalogar los pies de los individuos estudiados.

Dentro de los sistemas de catalogación, destacamos por su gran utilización según la literatura, el estudio de las huellas plantares. El análisis de las huellas plantares aporta numerosos datos de gran valor.

La huella del pie se puede definir como el área de contacto entre el pie y el suelo. La forma de dicha huella varía a lo largo de la vida de un ser humano, además de las posibles variaciones que pueda sufrir según el momento y la situación en la que viva el individuo.

El examen de la huella plantar ha aportado numerosos datos de gran valor a la comunidad científica en varios aspectos como, por ejemplo, la evolución que presenta a lo largo de la vida de una persona. Además, ha permitido esclarecer pautas de comportamiento de los diferentes tipos de pie.

La toma de la huella plantar ha ido evolucionando con el tiempo y, sobre todo, con la aparición de instrumental de alta tecnología. Así, existen herramientas muy usadas como los pedígrafos que a través de la colocación del pie sobre una superficie tampón impregnada en tinta, queda marcada en papel la huella cuando el individuo se coloca sobre dicha superficie. Por otro lado, se usan los podoscopios que son aparatos que mediante un juego de espejos y luz reflejan la huella del pie de la persona que se coloca sobre él, aunque en este caso no queda constancia de la misma una vez el individuo se baja del podoscopio.

En los últimos tiempos han aparecido, al hilo de la mejora tecnológica, los sistemas denominados de estudio de la huella plantar, bien mediante cámaras o por sensores. Tanto unas como otras, recogen mediante un programa informático la imagen de la huella plantar o la marca que deja la presión ejercida por cada cm² de pie sobre la plataforma correspondiente.

Una vez obtenida, es necesario conocer las partes en las que se divide una huella plantar para poder así clasificarla:

- Apoyo de los dedos.
- Talón anterior: representa el apoyo de la zona metatarsal.
- Talón posterior: representa el apoyo de la zona del talón.
- Istmo: zona de unión entre el talón anterior y el talón posterior.

A continuación, se desarrollarán diferentes mediciones sobre las huellas plantares que se usan de forma habitual a nivel podológico para la catalogación del pie.

3.4.1 Índice de valgo

Relaciona la posición en estática del calcáneo con el eje longitudinal del pie (6). Para calcularlo primero hay que proyectar los maléolos interno y externo a la impresión de la huella. El maléolo interno será el punto A, mientras que el maléolo externo se nombrará como punto B, y se traza una línea que los una. Después se traza una línea que siga el eje longitudinal del segundo dedo.

El punto de intersección entre las dos líneas dará un punto denominado punto C (Figura 15).

Para su cálculo se empleará la siguiente fórmula:

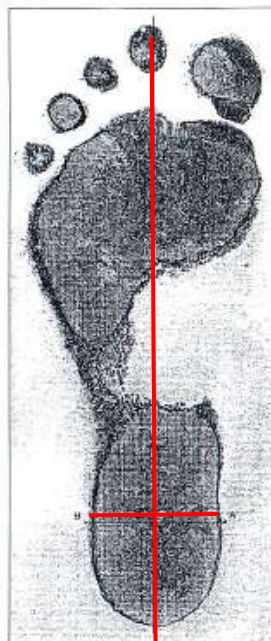
$$\text{Índice valgo} = \frac{\frac{1}{2} AB - AC}{AB} \times 100$$

Valores:

- Rango de normalidad: 11-14
- Tendencia al valgo: > 14
- Tendencia al varo: < 11.

Figura 15. Índice de valgo.

Tomado de Moreno de la Fuente JL, Catena Toledano M, Serrano González M. Podología general y biomecánica. Masson; 2003



3.4.2 Ángulo de Clarke

Diversos autores lo describen como un método objetivo para la medición ALI (3,44).

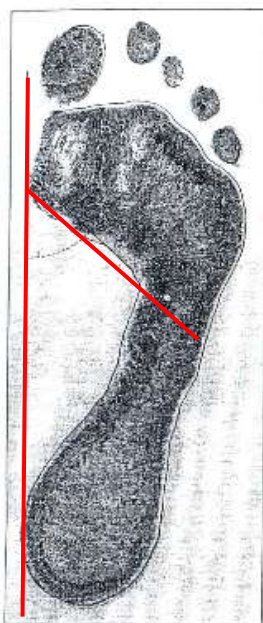
Se trata de un ángulo formado, por un lado, por la línea que une el punto más interno del talón anterior y el punto más interno del talón posterior (línea A), y por otro lado la línea que une el punto más interno del talón anterior con la parte más profunda de la huella (línea B) (Figura 16).

Valores:

- Rango de normalidad: $38 \pm 7^\circ$
- Tendencia al aplanamiento o pronación: valores inferiores.
- Tendencia al cavo: valores superiores.

Figura 16. Ángulo de Clarke.

Tomado de Moreno de la Fuente JL, Catena Toledano M, Serrano González M. Podología general y biomecánica. Masson; 2003.



3.4.3 Índice de Chippaux

Esta medición indica la superficie que ocupa el istmo de la huella (44). Se calcula dividiendo el valor de la zona más estrecha entre el valor de una paralela en la zona más ancha del talón anterior. Este resultado se multiplica por cien, ya que se expresa en porcentajes.

Valores:

- Rango de normalidad: $35 \pm 10\%$.
- Tendencia al aplanamiento o pronación: valores superiores.
- Tendencia al cavo: valores inferiores.

3.4.4 Índice de Stahelli

Este índice establece una relación entre la parte anterior del pie y la parte posterior del pie o talón (3,45,46), y se calcula dividiendo la zona más estrecha del istmo entre el valor de una paralela en la zona más ancha del talón posterior (Figura 17).

Valores:

- Rango de normalidad: 0,6000 – 0,6999.
- Tendencia al aplanamiento y/o pronación: $> 0,6999$.
- Tendencia al cavo: $< 0,6000$.

Figura 17. Índice de Stahelli.

Tomado de Moreno de la Fuente JL, Catena Toledano M, Serrano González M. Podología general y biomecánica. Masson; 2003.



3.4.5 Índice de Hernández Corvo

Se trata de un procedimiento algo más complicado que los anteriormente descritos, siguiendo los pasos que se indican a continuación (3,47).

- Se marcan dos puntos, uno sobre cada una de las prominencias más internas de la huella (1 y 1').
- Se unen ambos puntos formando el trazo inicial.
- Se marca un punto en la zona más anterior de la huella (incluyendo los dedos), y otro punto en la zona más posterior (2 y 2').
- Se traza líneas perpendiculares a estos últimos puntos respecto al trazo inicial.
- La distancia que hay entre este trazo y el punto 1 se denomina medida fundamental y se ha de trasladar tantas veces como quepa en el trazo inicial (3, 4 y 5).
- Se traza una perpendicular a la línea 3, pasando por la parte más externa de la huella; otra perpendicular a 4 y otra a 5 pasando también por la parte más externa de la huella (6, 7 y 8 respectivamente).
- La distancia que existe entre el trazo inicial y el punto 6 se denomina X, siendo el ancho del metatarso.
- La distancia entre 9 y 7 se llama Y (arco externo, superficie apoyo de parte media del pie).

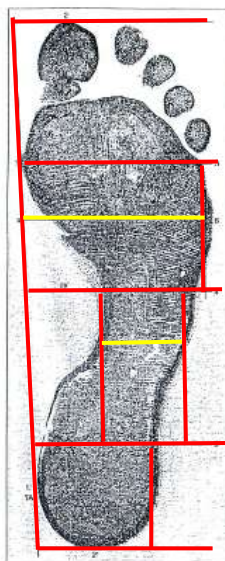
Con la medida obtenida y mediante la ecuación siguiente se puede catalogar el pie según Hernández Corvo:

$$HC (\%) = \frac{(X - Y)}{X} \cdot 100$$

Valores:

- Pie plano: 0-34%.
- Pie plano/normal: 35-39%.
- Pie normal: 40-54%.
- Pie normal/cavo: 55-59%.
- Pie cavo: 60-74%.
- Pie cavo fuerte: 75-84%.
- Pie cavo extremo: 85-100%

Figura 18. . Índice de Hernández-Corvo.
Tomado de Moreno de la Fuente JL, Catena Toledano M, Serrano González M. Podología general y biomecánica. Masson; 2003.



4. FOOT POSTURE INDEX (FPI)

El Foot Posture Index (FPI) o, en castellano, Índice de Postura del Pie (IPP), es una herramienta clínica desarrollada por el Dr. Anthony Redmond (48) en 1998. La particularidad de esta herramienta es que a día de hoy es una de las más utilizadas por estar validada científicamente para la clasificación de los pies (49).

El objetivo fundamental es catalogar la postura del pie en estática como neutra, pronada o supinada, de una forma meramente observacional.

El FPI está significativamente vinculado a la posición que adopta el pie durante el apoyo (50).

Se trata de un método simple y rápido, con una fiabilidad y validez notable. Inicialmente fue desarrollada mediante ocho ítems (FPI-8), para quedar en seis ítems tras el proceso de validación (FPI-6), que son los que se aplican actualmente (49,51).

Según su creador, los criterios debían cumplir las siguientes características (48):

- Medición sencilla de realizar.
- Relación tiempo-eficacia buena.
- Bajo coste en tecnología usada en las mediciones.
- Simplificar al máximo los resultados de la medición
- Obtener valores cuantitativos de cada ítem.

4.1 Ítems que compone la herramienta

Como se ha comentado anteriormente, el FPI actualmente consiste en seis ítems que son los siguientes:

1. Palpación de la cabeza del astrágalo.
2. Curvatura supra e inframaleolar peroneal.
3. Posición del calcáneo en el plano frontal.
4. Prominencia de la región talo-navicular.
5. Congruencia del arco longitudinal interno (ALI).
6. Abducción/Adducción del antepié respecto a retropié.

Los dos ítems que quedaron descartados tras el proceso de validación son:

1. Congruencia del borde lateral del pie.
2. El signo de Helbing (curva en el tendón de Aquiles).

4.2 Puntuación de los ítems

El método de puntuación es rápido y sencillo. La calificación de cada ítem va de -2 a +2, lo que conlleva una horquilla entre -12 y +12 puntos, siendo cero la puntuación a las observaciones “neutras”, los valores positivos a las posiciones “pronadas” y los valores negativos a las posiciones “supinadas”.

Es importante, tal y como remarca el autor en su trabajo (48), tener en cuenta que si existe algún tipo de duda a la hora de puntuar uno de los ítems, se valore siempre de la manera más conservadora.

La suma total de los diferentes ítems clasificará la postura de dicho pie de la siguiente manera:

- Entre 0-5: Neutro
- > de 5: Pronado.
- < de 0: Supinado.

4.3 Maniobras del estudio

Previamente a comenzar con cualquier maniobra es básica y fundamental la posición inicial del participante que se va a estudiar. El sujeto deberá situarse en bipedestación y de forma relajada, con los brazos a lo largo del cuerpo y la mirada al frente. Se le indicará que simule la marcha sobre sus pies, con el objetivo de que el pie se posicione en la forma más natural para cada individuo.

Es de vital importancia que durante la medición de la maniobra el sujeto permanezca quieto con la mirada al frente, ya que cualquier movimiento o inclinación del cuerpo modificará la posición del pie y por consiguiente falseará los resultados obtenidos.

A continuación, se van a desarrollar cada uno de los ítems a realizar para el FPI-6:

Palpación de la cabeza del astrágalo.

Esta maniobra es la única de la que vamos a necesitar más la palpación que la mera observación. Se debe localizar el astrágalo palpando su cabeza, tanto por su parte medial como lateral, a nivel de la zona anterior del tobillo (Figura 19).

- -2: Cabeza del astrágalo es palpable en la cara lateral, pero no en la medial.
- -1: Cabeza del astrágalo es palpable en la cara lateral y ligeramente en la cara medial.
- 0: Cabeza del astrágalo es palpable en la cara medial y lateral.
- +1: Cabeza del astrágalo es ligeramente palpable en la cara lateral y palpable en la medial.
- +2: Cabeza del astrágalo no es palpable en la cara lateral, pero sí lo es en la medial.

Figura 19. Palpación de la cabeza del astrágalo y su posición neutra.

Tomado de Redmond AC. *The foot posture index Easy quantification of standing foot posture Six item version FPI-6 user guide and manual. 2005*



FPI: Foot Posture Index.

Curvatura supra e infra maleolar.

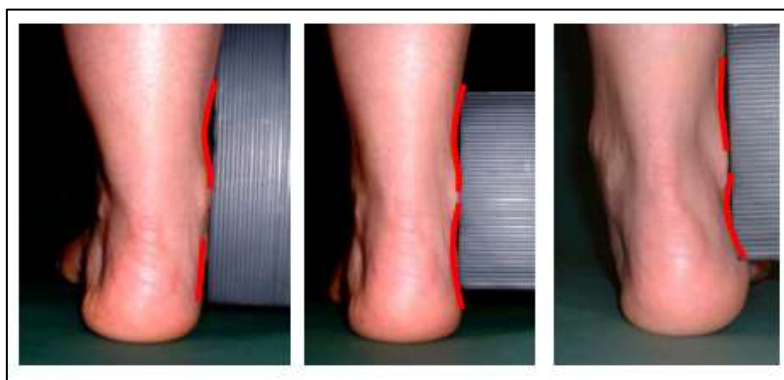
Según Redmond, en el pie neutro las curvaturas supra e infra maleolar deben ser similares. Conforme el pie se va posicionando en pronación, la curvatura inframaleolar se irá

acusando más respecto a la supramaleolar. Si el pie se colocara en supinación ocurriría justo lo contrario (Figura 20).

- -2: Curvatura inframaleolar más recta o convexa.
- -1: Curvatura inframaleolar cóncava, pero más plana, aunque más que la curvatura supramaleolar.
- 0: Ambas curvaturas iguales.
- +1: Curvatura inframaleolar más cóncava que la supramaleolar.
- +2: Curvatura inframaleolar sustancialmente más cóncava que la supramaleolar.

Figura 20. Curvatura supra e infra maleolar (supinado, neutro y pronado).

Tomado de Redmond AC. *The foot posture index Easy quantification of standing foot posture Six item version FPI-6 user guide and manual. 2005.*



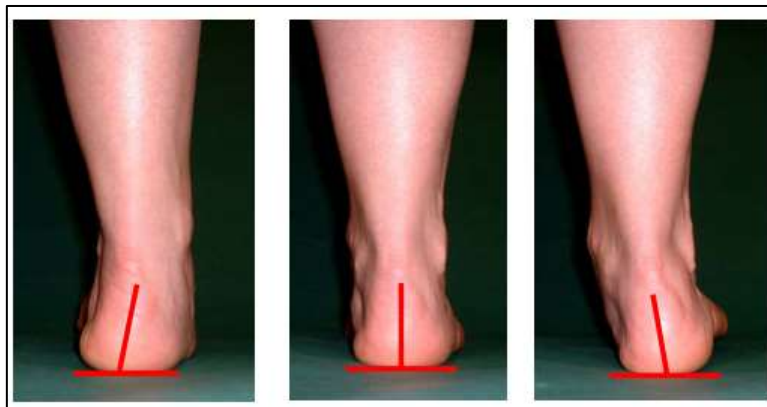
FPI: Foot Posture Index.

Posición del calcáneo en el plano frontal.

Esta medición es equivalente a lo que normalmente se realiza en la posición relajada del calcáneo en apoyo (PCRA), pero de manera meramente observacional. Se contempla la bisección posterior del calcáneo (Figura 21).

- -2: Más de 5 grados de estimación de inversión del calcáneo (varo).
- -1: Entre la vertical y los 5 grados de estimación de inversión del calcáneo (varo).
- 0: Calcáneo vertical respecto al plano del suelo (neutro).
- +1: Entre la vertical y los 5 grados de estimación de eversión del calcáneo (valgo).
- +2: Más de 5 grados de estimación de eversión del calcáneo (valgo).

Figura 21. . Posición del calcáneo en el plano frontal (supinado, neutro y pronado).
Tomado de Redmond AC. The foot posture index Easy quantification of standing foot posture Six item version FPI-6 user guide and manual. 2005.



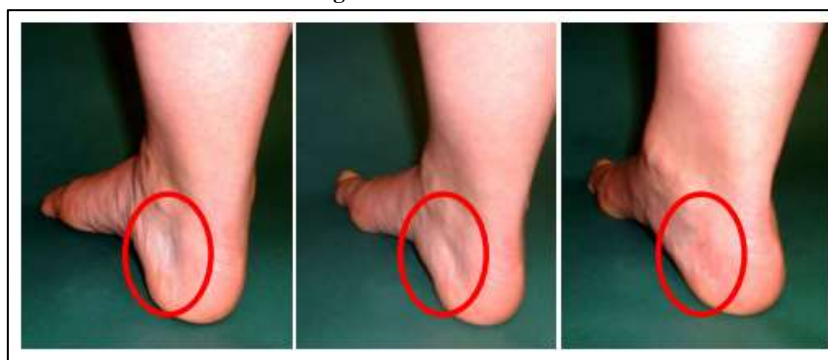
FPI: Foot Posture Index.

Prominencia de la articulación astrágalo-escafoidea (AAE).

La región comprendida por la articulación astrágalo-escafoidea en un pie neutro es plana. Conforme se hace más prominente por la aducción del astrágalo y la eversión del calcáneo el pie el pie estará más pronado. En pies supinados, dicha zona aparecerá hundida (Figura 22).

- -2: Área de la AAE sustancialmente marcada como cóncava.
- -1: Área de la AAE ligeramente marcada como cóncava.
- 0: Área de la articulación talo navicular plana.
- +1: Área de la AAE ligeramente abultada.
- +2: Área de la AAE marcadamente abultada.

Figura 22. Prominencia de la articulación astrágalo-escafoidea (supinado, neutro y pronado).
Tomado de Redmond AC. The foot posture index Easy quantification of standing foot posture Six item version FPI-6 user guide and manual. 2005.



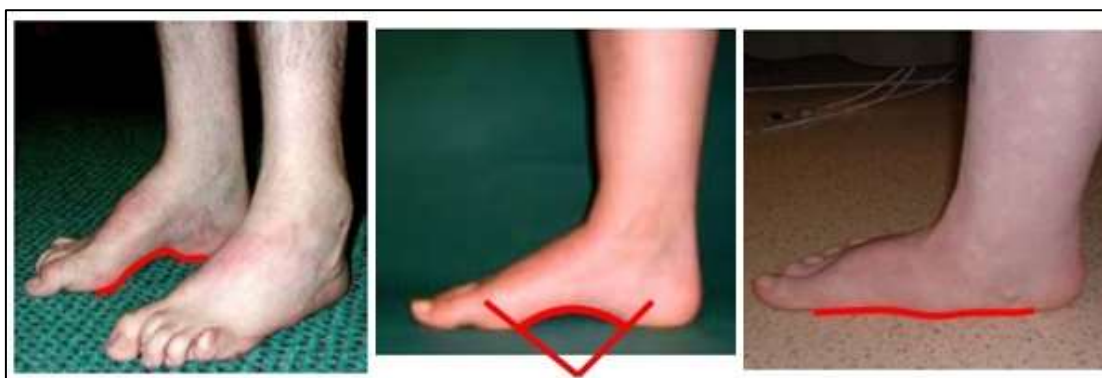
FPI: Foot Posture Index.

Altura y congruencia del arco longitudinal interno (ALI).

La forma del arco longitudinal interno es un gran indicador de la funcionalidad del pie y puede aportar datos muy reveladores. En un pie neutro el arco debe ser relativamente uniforme, similar a una circunferencia. Conforme el pie se va pronando dicho arco se irá aplanando y, por el contrario, conforme el pie va supinando el arco se vuelve más agudo, perdiendo la uniformidad anteriormente comentada (Figura 23).

- -2: Arco alto y angulado a posterior.
- -1: Arco moderadamente alto y ligeramente angulado hacia posterior.
- 0: Arco normal, con una curvatura concéntrica.
- +1: Arco ligeramente disminuido, con ligero aplanamiento de su parte central.
- +2: Arco con severo aplanamiento y contacto con el suelo.

Figura 23. Altura y congruencia del arco longitudinal interno (ALI) (supinado, neutro y pronado).
Tomado de Redmond AC. The foot posture index Easy quantification of standing foot posture Six item version FPI-6 user guide and manual. 2005.



FPI: Foot Posture Index.

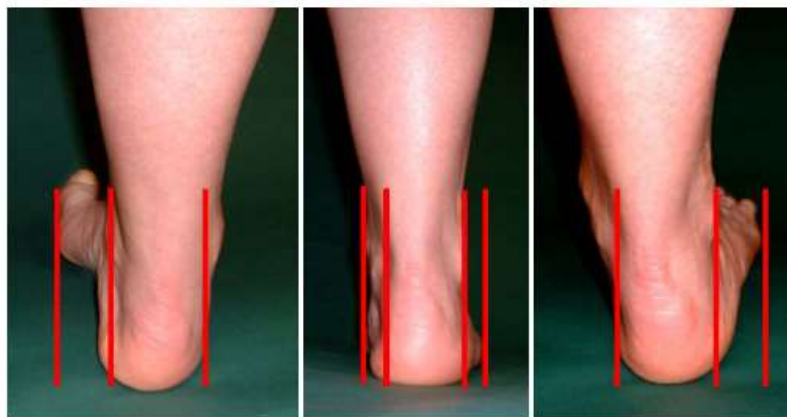
Abducción/Adducción de la parte anterior del pie respecto a la parte posterior del pie.

Al examinar el pie desde su parte posterior, en línea con el eje longitudinal del talón, en un pie neutro se puede observar la misma proporción de la parte anterior del pie a nivel medial y lateral. En un pie pronado se visionará más por la parte lateral, y, por el contrario, en un pie supinado se observará más por la parte media (Figura 24).

- -2: Los dedos laterales no se visualizan, mientras que hay gran visibilidad de los mediales.
- -1: Los dedos mediales son más visibles que los laterales.
- 0: Tanto dedos mediales como laterales son iguales de visibles.
- +1: Los dedos laterales son ligeramente más visibles que los mediales.
- +2: Los dedos mediales no se visualizan, mientras que hay gran visibilidad de los laterales.

Figura 24. Abducción/Adducción de la parte anterior del pie respecto a la parte posterior del pie (supinado, neutro y pronado).

Tomado de Redmond AC. The foot posture index Easy quantification of standing foot posture Six item version FPI-6 user guide and manual. 2005.



FPI: Foot Posture Index.

4.4 Fiabilidad de la herramienta

El FPI-6 es una herramienta con fiabilidad tanto intra como interobservador. Según la literatura consultada (48,49,51) el FPI-8 presenta menor fiabilidad que el FPI-6 (52). Dicha fiabilidad ha sido estudiada por varios autores en poblaciones diferentes. En población pediátrica, por ejemplo, autores como Nubé et al (53) demuestran que existe una buena fiabilidad tanto inter como intra observador

Por otro lado, estudios realizados en poblaciones adolescentes abogan por una fiabilidad intra observador excelente e interobservador buena (48,54,55).

Así mismo, estudios sobre el FPI-6 para una población adulta concluyen que existe una fiabilidad intra-evaluador excelente, mientras que la inter-evaluador es moderada (54,55).

Existen estudios que aplican esta herramienta a una población deportista, demostrando que posee una buena fiabilidad en el diagnóstico de lesiones tales como el síndrome de estrés tibial (56), fascitis plantar o síndrome patelofemoral (57,58), esguince lateral de tobillo y lesiones en diversas modalidades deportivas como running, baloncesto, balonmano o triatlón (59,60).

4.5 Poblaciones estudiadas

El FPI ha sido estudiado en diferentes tipos de poblaciones, con el fin de valorar si su fiabilidad y eficacia es reproducible en la población general o se limita a un tipo de sujetos específicos (52).

Los estudios realizados por diferentes investigadores aportan resultados diversos acerca de la relación entre el tipo de pie en estática según la clasificación del FPI-6 y la posibilidad de padecer lesiones o patologías en miembros inferiores, como por ejemplo la Diabetes Mellitus (53). En la mayoría de los casos, esto se produce como consecuencia del propio sesgo que implica valorar unos determinados tipos de población de forma independiente (54,61) (niños, jóvenes, adultos, ancianos, deportistas) sin cotejarlos con otros grupos poblacionales o por ser demasiado específicos (corredores de running en media maratón, triatletas, jugadores de fútbol sala, etc...). Aunque hay que destacar autores como Gijón-Noguerón et al, que realizaron estudios específicos de población infantil (62,63).

5. EL MÚSCULO ESQUELÉTICO

El sistema muscular del ser humano está constituido por tres tipos de músculos: el *músculo cardíaco*, el cual conforma el corazón; el *músculo liso*, también llamado no estriado o involuntario; y, por último, el *músculo esquelético*, estriado o voluntario (64–67).

El músculo liso está formado por células fusiformes, delgadas y cortas, cuyo núcleo está localizado centralmente en el citoplasma. Es la musculatura que conforman los órganos del ser humano.

El músculo cardíaco se localiza únicamente en el corazón. Su mayor característica, aunque se trate de una musculatura de contracción involuntaria, es de morfología estriada como el músculo esquelético.

El *músculo esquelético* es el tejido que se encuentra de manera más abundante en nuestro organismo, constituyendo entre el 40 y el 45% del peso corporal de una persona en su totalidad. En el cuerpo podemos encontrar más de 430 músculos esqueléticos, los cuales se contraen de manera voluntaria (64,65).

Dicha musculatura es la encargada de suministrar tanto fuerza como protección al sistema esquelético distribuyendo las cargas a las que está sometido éste y disipando los impactos que sufre. De esta manera el ser humano es capaz de mantener su postura corporal.

Todas las funciones anteriores son llevadas a cabo normalmente por la acción conjunta de grupos musculares, y no por la acción aislada de un solo músculo.

La musculatura esquelética trabaja tanto de manera estática como dinámica. El trabajo estático se basa en el mantenimiento de la postura corporal, mientras que el trabajo dinámico es el responsable de la posición que adquieren los distintos segmentos corporales y de la locomoción del sujeto (64).

5.1 Composición y estructura del músculo esquelético

Estructuralmente, la musculatura estriada está formada por un tipo de células llamadas *fibra muscular individual*. Esta fibra se caracteriza por ser una célula alargada y multinucleada, pudiendo oscilar su diámetro entre 10 y 80-100 μm y su longitud varía de 1 a 30 cm (64,65).

La fibra muscular individual posee una membrana celular llamada *sarcolema*, que está formado por una membrana celular verdadera denominada *membrana plasmática* y de una cubierta externa que contiene abundantes fibrillas de colágeno.

Cada fibra muscular individual contiene innumerables miofibrillas, que son la unidad básica de contracción. Éstas a su vez están constituidas por varios sarcómeros que, a su vez, se encuentran conformadas por diferentes filamentos con distintas características (64):

- Actina: filamentos delgados.
- Miosina: filamentos gruesos.
- Titina: filamentos elásticos.
- Nebulina: filamentos inelásticos.

Tanto la actina como la miosina forman la parte contráctil de la miofibrilla, mientras que la titina y la nebulina forman parte del citoesqueleto intramiofibrilar.

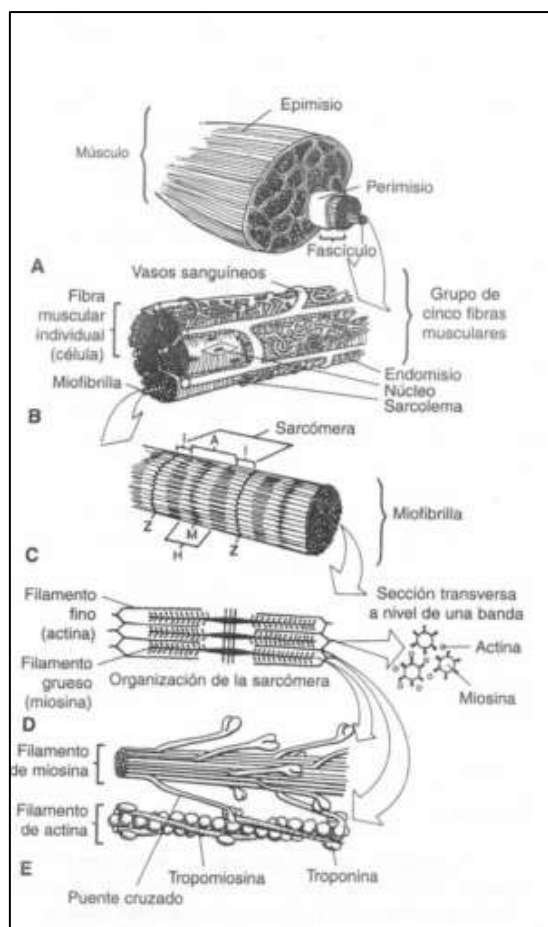
Los espacios que hay entre las miofibrillas están recubiertos de líquido intracelular denominado *sarcoplasma*. También posee gran cantidad de mitocondrias que proporciona a la miofibrilla en contracción grandes cantidades de energía en forma de adenosín trifosfato (ATP), generado por las mismas mitocondrias.

En el sarcoplasma hay un extenso retículo encargado de controlar la contracción muscular y que se llama *retículo sarcoplasmático*.

Cada fibra muscular está recubierta de un tejido conectivo laxo denominado *endomisio*. Las fibras se organizan en diferentes haces revestidos por una vaina de tejido conectivo denso llamado *perimisio*. A su vez, el músculo se compone de varios fascículos recubiertos por una fascia de tejido conectivo fibroso denominado *epimisio*.

Todo lo anteriormente explicado queda reflejado en la Figura 25 sobre la organización general que posee un músculo esquelético.

Figura 25. . Dibujo esquemático de la organización general del músculo.
Tomado de Nordin M, Frankel V. Biomecánica Básica del Sistema Muscoloesquelético. 3ª edición. McGraw-Hill, Interamericana, editor. Madrid; 2004. 345 p.



De manera esquematizada se podría decir que el sarcómero es la unidad funcional del sistema contráctil del músculo; varios sarcómeros forman una miofibrilla y, a su vez, varias miofibrillas conforman la fibra muscular, para que luego, como último eslabón, varias fibras musculares constituyan el músculo.

Como se comentó anteriormente, el sarcómero está compuesta por cuatro tipos de filamentos como son: actina, miosina, titina y nebulina.

La actina posee una forma de doble hélice. Para la formación de las hélices es fundamental la presencia de dos proteínas como son la troponina y la tropomiosina, que son las encargadas de regular la formación y destrucción de los puentes entre la actina y la miosina durante la contracción muscular.

En el centro del sarcómero se localizan los filamentos gruesos, tomando una posición paralela unas a otras, dando a lugar unas bandas de color negro denominadas *bandas A*. Los filamentos finos se encuentran unidos en cada extremo del sarcómero a unas estructuras denominadas *líneas Z*. Estas líneas Z se encargan de unir a los filamentos finos con los sarcómeros adyacentes, de manera que delimitan cada sarcómero. Estos

filamentos finos se prolongan desde la línea Z hasta el centro de la sarcómero, donde se superponen con los filamentos gruesos.

Los filamentos de titina son los encargados de unir a los filamentos gruesos con la línea Z, formando las *bandas I elásticas*, además de formar parte de los filamentos gruesos. Estos filamentos son los encargados de mantener la posición central de la banda A durante la contracción y relajación muscular.

El filamento más grueso que encontramos es la miosina, y está compuesta por moléculas con aspecto de “bastón”, con una parte larga en forma de cola o mango que termina en otra parte con forma de cabeza globular. Estas moléculas se organizan de manera que forman paquetes con una formación específica cola a cola y donde las cabezas se orientan en sentido contrario. Por esta manera de posicionarse aparecen regiones libres de cabezas globulares denominadas *zona H*. Las cabezas globulares se mueven en la zona donde la actina y la miosina se superponen (banda A) y se extienden a modo de puentes formando la unión estructural y funcional entre estos filamentos.

La formación del citoesqueleto intramiofibrilar incluye filamentos de nebulina (inelásticos), desde la línea Z hasta los filamentos de actina.

La titina (filamentos elásticos) posee una longitud de 1 μm , extendiéndose así desde la línea Z a la Línea M.

El patrón repetitivo que conforman los sarcómeros está relacionado de manera íntima con una red de túbulos y sáculos denominado retículo sarcoplasmático, encargado de controlar la contracción muscular.

El túbulo más pequeño junto a la cisterna terminal superior e inferior es denominado como tríada. El túbulo englobado es parte de un sistema de túbulos transversos, también llamado *sistema T*, que no son más que invaginaciones de la membrana.

5.2 Bases moleculares de la contracción muscular

La teoría más extendida entre los estudiosos de la contracción muscular es la del filamento deslizante promulgada de manera simultánea por A.F Huxley y H.E Huxley en 1964.

Ambos autores defendían la idea de que el acortamiento activo del sarcómero, y consecuentemente del músculo, es resultado del movimiento relativo realizado por los filamentos de actina y miosina uno en relación con el otro mientras cada uno mantiene su longitud original.

Una fibra muscular se contrae cuando todos los sarcómeros se acortan al mismo tiempo, según el modelo de todo o nada, provocando la contracción muscular.

Una clave para que se produzca el mecanismo del deslizamiento es el ión calcio, el cual tiene la propiedad de activar o desactivar la actividad contráctil, puesto que la contracción muscular comienza cuando el calcio está disponible para los filamentos contráctiles y cesa cuando éste se ha agotado.

Existen mecanismos que regulan los recursos de calcio disponibles y están vinculados a procesos eléctricos que tienen lugar en el sarcolema. Con la presencia del calcio se despolariza la membrana produciendo un potencial de acción en el sarcolema, el cual proporciona la señal eléctrica necesaria para el comienzo de la actividad contráctil.

El mecanismo por el cual la señal eléctrica desencadena los procesos químicos que desembocan en la contracción muscular se denomina acoplamiento de *contracción-excitación*.

5.2.1 La unidad motora

La unidad motora es la unidad funcional del músculo esquelético, la cual engloba a una única neurona motora más todas las fibras musculares que son inervadas por ella. Se trata de la parte más pequeña que conforma el músculo con capacidad para contraerse independientemente.

Frente a un estímulo, todas las fibras inervadas por una neurona motora responden al unísono como una unidad.

Las fibras responsables de una unidad motora se dice que muestran una respuesta de “*todo o nada*” frente a un estímulo, de manera que o producen una contracción máxima de ellas o no se contraen.

Existe una estrecha relación entre el número de fibras de la que depende una unidad motora y el grado de control que requiere el músculo. En músculos pequeños que ejecutan movimientos muy finos, cada unidad motora puede englobar menos de una docena de fibras; mientras que, en músculos largos, los cuales ejecutan movimientos más gruesos, cada unidad motora puede contener de 1.000 a 2.000 fibras musculares.

Las fibras de cada unidad motora no están dispuestas de manera contigua, sino que se dispersan a lo largo del músculo junto con las fibras de otras unidades motoras. Gracias a este sistema de disposición si se estimula una única unidad motora provoca que gran parte del músculo parezca contraerse sin aplicación efectiva de fuerza. Por otro lado, si se estimulan más unidades motoras (unidades adicionales), el músculo tendrá una mayor fuerza de contracción.

La llamada de unidades adicionales en respuesta a una mayor estimulación por parte del nervio motor es denominada *reclutamiento*.

5.2.2 La unidad músculo-tendinosa

Los tendones y el tejido conectivo que se encuentran en los alrededores del vientre muscular son unas estructuras viscoelásticas cuyo objetivo es definir las características que va a poseer dicho músculo durante la contracción.

Ya en 1970, Hill (68) demostró que los tendones representan un componente elástico que se comporta a modo de muelle localizados en serie, mientras que tanto el epimisio como el perimisio y el endomisio junto al sarcolema representan también un componente elástico, pero localizados en paralelo.

Cuando ambos componentes se estiran durante una contracción activa o por el alargamiento pasivo de un músculo, fruto de esa tensión se acumula energía elástica, que más tarde cuando el músculo se relaja se libera como energía mecánica.

Esta elasticidad y distensibilidad muscular tiene un gran valor por los siguientes motivos (64):

- Mantienen al músculo en una buena posición para la contracción y asegura que la tensión muscular sea producida y transmitida durante la contracción de manera óptima.
- Aseguran que los elementos contráctiles vuelvan a sus posiciones de reposo cuando la contracción cesa.
- Pueden ayudar en la prevención del estiramiento pasivo, disminuyendo el riesgo de lesión.
- La propiedad viscosa de los componentes elásticos en serie y en paralelo les confiere la capacidad de absorber la energía proporcional a la tasa de aplicación de fuerza y disipar la energía de manera dependiente al tiempo.

5.3 Mecánica de la contracción muscular

Desde la aparición de la electromiografía se ha evolucionado mucho en el campo del estudio muscular, más concretamente en la relación del tiempo y la instauración de la actividad eléctrica muscular y la contracción real de las fibras musculares.

5.3.1 Sumación y contracción tetánica

La contracción muscular es el resultado de la respuesta mecánica que sufren las fibras musculares a un único estímulo. Tras dicho estímulo hay un intervalo de tiempo, denominado *periodo de latencia*, que no es más que el periodo que hay antes de que la tensión en las fibras musculares comience a aumentar (64,65,67).

El tiempo desde que se inicia la tensión hasta que se alcanza la máxima tensión muscular se denomina *tiempo de contracción*. Así mismo, el tiempo que transcurre desde que se ha alcanzado la máxima tensión hasta que dicha tensión es cero es conocido como *tiempo de relajación*.

Los tiempos de contracción y de relajación varían según el músculo, dependiendo de la constitución de las fibras del músculo en cuestión.

Se debe tener en cuenta que hay fibras musculares que se contraen en un periodo de 10 ms y otras que pueden tardar 100 ms o más. Un potencial de acción tiene una duración aproximada de 1 o 2 ms. De esta forma es posible que antes de la primera contracción de una fibra se hayan producido varios potenciales de acción previamente.

Cuando las respuestas mecánicas de estímulos sucesivos se añaden a una respuesta inicial, lo que se obtiene como resultado es una *sumación*. Ahora bien, si un segundo estímulo tiene lugar en el periodo de latencia no se produce una respuesta adicional, se dice que no produce respuesta adicional y que el músculo está completamente en un *periodo refractario*.

La frecuencia de estimulación en un músculo es variable y es modulada por unidades motoras individuales. Cuanto mayor es la frecuencia de estimulación mayor es la tensión producida en el músculo.

En cambio, habrá un momento en el que se alcanzará la frecuencia máxima en la cual la tensión muscular no aumentará más. Cuando esta tensión máxima se mantiene en el tiempo se dice que el músculo se ha contraído tetánicamente. En este caso la rapidez de los estímulos deja atrás al tiempo de contracción-relajación, de manera que el músculo no llega a relajarse o se relaja muy poco antes de la llegada del siguiente estímulo.

La contracción de manera repetitiva de todas las unidades motoras reclutadas de un músculo de forma asincrónica da como resultado breves sumaciones o contracciones tetánicas, y es un factor principal responsable de los movimientos finos que se producen en la musculatura esquelética (64).

5.3.2 Tipos de contracción muscular

Durante la contracción, la fuerza que ejerce el músculo sobre los huesos a los que están insertados a modo de palanca es denominada tensión muscular, y la fuerza externa ejercida sobre el músculo es llamada resistencia o carga.

Cuando un músculo ejerce su fuerza se genera lo que se denomina como momento sobre la articulación en la que participa. El momento de fuerza se puede calcular como el producto de la fuerza muscular y la distancia perpendicular entre su punto de aplicación y el centro de movimiento.

Según el tipo de trabajo se pueden clasificar los diferentes tipos de contracción muscular como (64):

- **Trabajo dinámico:** el trabajo dinámico se realiza dando como resultado el movimiento articular.
 - **Contracción concéntrica:** Cuando los músculos desarrollan una tensión suficiente para vencer a la resistencia. En este caso los músculos se acortan provocando movimiento articular.
 - **Contracción excéntrica:** Cuando los músculos no pueden realizar la tensión suficiente como para vencer a la resistencia, por lo que es vencido por una carga externa. En este caso se consigue un alargamiento progresivo de las fibras musculares, en vez de un acortamiento.
 - **Contracción isocinética:** Es un tipo de trabajo muscular dinámico en el cual el movimiento de la articulación es a velocidad constante, de modo que la velocidad de acortamiento y estiramiento muscular también es constante.
 - **Contracción isoinercial:** Es un tipo de trabajo muscular dinámico donde la resistencia a la que se enfrenta el músculo es constante. Si el momento es igual o menor que la resistencia la longitud de las fibras permanecerá igual; en cambio, si el momento es mayor que la resistencia, el músculo se acortará provocando una aceleración del segmento corporal.
 - **Contracción isotónica:** Se trata de un término usado normalmente para definir la contracción muscular en la cual la tensión es constante a lo largo de un rango de movimiento.
- **Trabajo estático:** No se realiza trabajo mecánico y la postura se mantiene.
 - **Contracción isométrica:** se produce cuando la musculatura no produce un movimiento. Esto sucede, por ejemplo, en el control o mantenimiento del equilibrio cuando se opone a la fuerza de la gravedad.

5.3.3 Relación carga-velocidad

La velocidad de acortamiento de un músculo es inversamente proporcional a la carga externa aplicada (65). La velocidad de acortamiento llega al máximo cuando la carga externa es cero. En cambio, a medida que la carga aumenta el músculo se acorta cada vez de manera más lenta.

Cuando la carga externa iguala la fuerza máxima que un músculo puede ejercer, la velocidad de acortamiento es cero, por lo que el músculo se contrae isométricamente (64). Cuando esa carga aumenta aún más, el músculo se contrae excéntricamente.

5.3.4 Relación tiempo-fuerza

La fuerza que genera un músculo es proporcional al tiempo de contracción de dicho músculo. Cuanto mayor sea el tiempo de contracción, mayor será esa fuerza hasta el punto de tensión máxima.

5.3.5 Efectos de la arquitectura del músculo esquelético

Como se comentó en epígrafes anteriores, la musculatura está constituida por un componente contráctil, el sarcómero, que es la responsable de la tensión activa muscular.

La disposición que adquieren estos componentes contráctiles dentro de un músculo afecta a las propiedades contráctiles de dicho músculo.

Cuanto más sarcómeros se organicen en serie, mayor será la longitud de la miofibrilla; mientras que cuanto más sarcómeros se dispongan en paralelo, mayor será el área de sección transversal de la miofibrilla.

Estos dos patrones de organización tienen repercusión en la propiedades contráctiles del músculo (64,67):

- La fuerza que un músculo es capaz de producir es proporcional a la sección transversal de las miofibrillas (disposición en paralelo).
- La velocidad y el rango de trabajo que un músculo es capaz de producir es proporcional a la longitud de la miofibrilla (disposición en serie).

Los músculos con mayor número de fibras cortas y un área de sección transversal mayor están diseñados para producir fuerza; en cambio, los músculos con fibras largas están diseñados para la velocidad y el rango de trabajo.

5.3.6 Efecto preestiramiento

Autores como Ciullo y Zarins (69) demostraron que el músculo realiza un trabajo mayor cuando se acorta inmediatamente tras haber sido estirado en contracción excéntrica que cuando se acorta desde contracción isométrica.

Esto no ocurre sólo por la acumulación de energía elástica, sino que también está provocado por la energía acumulada en el componente contráctil (64).

5.3.7 Efecto de la temperatura

El aumento de la temperatura en un músculo aumenta la velocidad de conducción a través del sarcolema; aumentando a su vez la frecuencia de estimulación y, en consecuencia, la producción de fuerza muscular (64,67).

Este aumento de temperatura también provoca una mayor actividad enzimática del metabolismo muscular, lo que conlleva una mayor eficiencia en la contracción muscular.

Un efecto colateral del aumento de la temperatura es el incremento en la elasticidad del colágeno que hay en los componentes tanto en serie como en paralelo, provocando un aumento de la extensibilidad de la unidad músculo-tendón.

La temperatura puede aumentar mediante dos mecanismos:

- Por el aumento del riego sanguíneo en la zona.
- Por la producción de calor resultante de las diversas reacciones metabólicas, que liberan energía de la contracción y la fricción de los componentes contráctiles entre ellos mismos.

6. FATIGA MUSCULAR

La fatiga muscular es uno de los temas más estudiados dentro del ámbito de la fisiología humana. Pero, aunque es bien conocida, no se ha conseguido una unanimidad entre los distintos estudios y escritos en cuanto a su posible etiología y consecuencias sobre el organismo.

6.1 Definición y etiología de fatiga muscular

En la literatura podemos encontrar varias definiciones de fatiga muscular. En una revisión realizada por Gómez-Campos et al en 2010 (70) la definieron como la incapacidad del músculo para seguir generando un nivel de fuerza o una intensidad de ejercicio determinada.

Por otro lado, Papa et al (71) la definieron como cualquier reducción inducida mediante alguna actividad física de la capacidad de ejercer la fuerza o potencia propia del músculo. Además, dicho autor recalca el hecho de que la fatiga muscular modifica el sistema propioceptivo disminuyendo la precisión del control motor.

Además de disminuir la capacidad contráctil del músculo, cuando nos encontramos en una situación de fatiga muscular se producen modificaciones en el sistema propioceptivo

periférico y el procesamiento de la información sensorial. Todo esto va a provocar una merma importante en la precisión del control motor (71).

Desde hace tiempo en la literatura científica se proponen algunas causas como son las alteraciones de pH, de la temperatura y del flujo sanguíneo, por la acumulación de productos de desecho del metabolismo celular, por la pérdida de la homeostasis del ion Ca^{2+} o el papel que juegan algunos iones en el medio extra e intra celular.

Aunque a día de hoy su etiología está aún por determinar, se puede decir que tiene un carácter multifactorial. Ese mismo carácter multifactorial es lo que provoca que sea realmente difícil estudiarla.

Si analizamos la fatiga muscular desde un punto de vista funcional podemos clasificarla en dos categorías diferenciadas: por un lado, la *fatiga central* que se produce a nivel del SNC, y, por otro lado, la fatiga periférica que se produce en los músculos. Ésta última es la que vamos a estudiar en este trabajo y la que se ha provocado en los sujetos de la población del estudio realizado.

6.2 Fisiología de la fatiga muscular

El músculo es estimulado por un potencial de acción. Este potencial estimula el retículo sarcoplasmático liberando iones de Ca^{+} . Dichos iones se ligan a la troponina formando un complejo llamado tropomiosina. En la formación de este complejo se queda libre la cabeza de miosina, que en presencia de adenosín trifosfato (ATP) produce un acortamiento del sarcómero y por extensión, la contracción del músculo.

En resumen, el músculo no podría contraerse si no adquiriera ATP. La miosina actúa como una enzima que descompone el ATP en adenosín difosfato (ADP) y, como consecuencia, libera la energía que es necesaria para producir la contracción muscular (65).

7. DINÁMICAS NO LINEALES (DNL)

Como explica Algaba en su tesis (22), desde la antigüedad, la humanidad ha intentado entender el mundo que le rodea, y con ello poder darle explicación a las interrogantes que se ha planteado a lo largo de su historia. Fruto de ese afán de conocimiento el ser humano ha estudiado la Naturaleza en la que se encuentra desde diversos puntos de vista.

La base de todo estudio siempre ha sido intentar dar una explicación de un modo claro, con reglas y leyes que se cumplan de manera lineal; es decir, conociendo las condiciones iniciales.

Con la aparición de las leyes propuestas tanto por Isaac Newton (1643-1727) como por las de Pierre Simón Laplace (1749-1827), el estudio del entorno que nos rodea se ha explicado de esta manera lineal o predecible (determinista). Basándose en esta línea de estudio nació el movimiento **determinismo mecanicista**, por el cual es posible conocer el estado de cualquier sistema a través de ecuaciones matemáticas, con lo que dicho sistema está siempre determinado a su estado inicial y no se puede dar la existencia al "libre albedrío" como bien reflejan en sus tesis doctorales autores como Algaba (22), de la Cruz (72) o Sánchez (73).

Este movimiento ideológico, al no poder clasificar los fenómenos catalogados como "no lineales" o aleatorios, promulgan que existen otros tipos de sistemas, lo cuales son impredecibles más allá de un cierto punto en el tiempo.

Con el avance de los estudios surge la **teoría del caos** de la mano del matemático francés Henri Poincaré (1854-1912), que afirma que dichas leyes que "rigen" nuestra Naturaleza no son tan estrictas como se planteaba anteriormente. Hay fenómenos o sistemas que son variables y que un pequeño cambio en el estado inicial puede provocar grandes cambios en un futuro en dicho sistema. Ésta vertiente tiene un ejemplo conocido como es "*el efecto mariposa*", explicado por el meteorólogo E. Lorenz en 1960, dónde afirma que un pequeño cambio en el estado inicial puede provocar grandes cambios posteriormente (72,73).

Ésta nueva línea de pensamiento establece que estamos rodeados de "Sistemas Dinámicos" (entendiendo por sistema dinámico el "sistema que evoluciona en el tiempo"), en los cuales se encuentra los Sistemas No Lineales, y dentro de estos, el Caos.

Figura 26. Relación entre sistemas dinámicos, no lineales y caóticos
Tomado de José Algaba del Castillo. Variabilidad del comportamiento del control motor del equilibrio: Estudio no lineal de la proyección del centro de gravedad en sujetos sanos. Universidad de Sevilla; 2010.



Una de las características fundamentales de los sistemas dinámicos es su Naturaleza Fractal (22), la cual tiene tres propiedades, como son:

- **Autosimilitud:** significa que las propiedades de una de las partes del sistema son proporcionales al sistema completo.
- **Escala:** las propiedades de las mediciones realizadas al objeto y sus partes dependen de la escala en que son medidas.
- **Dimensión fractal:** que proporciona una medida cuantitativa de la autosimilitud y de la escala.

Existen muchos sistemas dinámicos en el mundo que nos rodea, tanto a nivel biológico (el sistema pulmonar, cardíaco, marcha, estabilidad postural), como a niveles de sociedad (stock del mercado o el crecimiento del interés bancario), por poner varios ejemplos.

Estos sistemas son estudiados mediante herramientas matemáticas que nos permiten saber si el sistema presenta signos de mayor o menor complejidad, de mayor o menor linealidad.

A nivel biosanitario, ya son muchos los estudios que se basan en la no linealidad para comprobar si un sistema está enfermo o no. Se ha evidenciado que cuanto más caótico es un sistema, más sano está; por el contrario, cuanto más lineal se vuelve un sistema, más enfermo está (22). Por ejemplo Myers et al. analizaron mediante herramientas no lineales las causas de la alteración en la variabilidad de los patrones de la marcha en la enfermedad arterial periférica (74) o Lerma et al. con su trabajo sobre el sistema de análisis no lineal de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (75).

Para poder adentrarnos en el estudio no lineal, debemos apoyarnos en una serie de herramientas matemáticas con las que se analizan el estado de cada sistema. Entre las herramientas matemáticas más utilizadas podemos destacar las siguientes:

1. **Series temporales y Estado-espacio:**
 - **Series temporales:** realmente se define como una "lista de números donde el tiempo es el parámetro que proporciona el orden de la lista"
 - **Estado-espacio:** se define como "un vector espacial en el cuál la dinámica del sistema puede ser definida en cualquier punto". Se considera como el punto inicial para la aplicación de las herramientas no lineales en un sistema dinámico (76).
2. **Exponente de Lyapunov (LyEx):** es una ecuación matemática que confirma la presencia de caos dentro de un sistema dinámico. Se usa como prueba de sensibilidad a los cambios que se producen en un sistema determinado, evidenciando si es más o menos caótico el sistema (76,77).
3. **Método de sustitución ("Surrogation"):** se puede definir como "técnica que puede determinar si el origen de una serie temporal dada es determinístico por naturaleza". Lo que realiza es una comparación entre los datos iniciales y un grupo de datos aleatorios que poseen una estructura similar al sistema original (22).

4. **Dimensión de correlación:** dicha herramienta "aproxima la dimensión fractal de la región estado-espacio ocupada por el sistema dinámico"; es decir, se trata de una medida de la dimensionalidad de un sistema dinámico (22).
5. **Entropía Aproximada (ApEn):** se trata de una herramienta que mide la probabilidad logarítmica en la que una serie de datos separados mantengan características relativamente similares en una próxima comparación incremental dentro del estado-espacio (19,25).
6. **Entropía Muestral (SampEn):** se trata de una herramienta para corregir los errores y poder salvar las limitaciones que muestra la entropía aproximada, puesto que en el proceso de conteo se usan vectores autosimilares. Es un algoritmo más sencillo que el de la entropía aproximada (25).
7. **Entropía Multiescala (MSE):** es una herramienta que permite observar "la dependencia de la entropía con la escala de tiempo" (78,79).
8. **Exponente de Hurst:** es un método de análisis fractal que mide el grado de correlación entre los distintos datos que forman una serie temporal (15,22).

7.1 Entropía muestral (SampEn)

Tradicionalmente se ha calculado la regularidad de una serie temporal mediante la evaluación de patrones repetitivos (79).

En 1991 Pincus introdujo la entropía aproximada (ApEn) como algoritmo para analizar series temporales (80). El algoritmo matemático de la ApEn realiza una comparación de cada patrón consigo mismo (81). Esto nos hace percibir que la semejanza que existe en una serie temporal es mayor de la que hay realmente. Esto implica que los resultados que se obtienen de estas ecuaciones dependerán en demasía de la longitud de la serie temporal empleada.

Dicho algoritmo fue posteriormente modificado obteniendo la entropía muestral (SampEn), para resolver la dependencia de la longitud de la de tiempo (81,82). Lo que realmente busca es un sesgo en la ApEn, cuantificando la regularidad de la serie temporal (83). El estudio de Richman y Moorman muestra como la SampEn aportaba valores teóricos más esperados que los aportados por la ApEn (25).

La entropía es mayor cuanto más caótico es el sistema que se estudia (más desorden hay), siendo máximos en sistemas de puro azar. Por el contrario, cuando el valor de la entropía disminuye, el sistema se comporta de manera más lineal, por lo que es menos adaptativo (más enfermo) (82). Esto nos podría llevar a afirmar que cuanto mayor sea el valor de la entropía más "sano" estaría el sistema.

8. ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA

8.1 Cognitivismo

Como bien se ha ido reflejando a lo largo de este trabajo, y en concordancia con lo descrito por Lacour (84), el hecho de mantener el cuerpo en estado de equilibrio estático (y dinámico) es el resultado de un funcionamiento complejo, donde interactúan innumerables datos sensoriales (vestibular, visual y propioceptivo), y estructuras nerviosas centrales (sistema piramidal y extrapiramidal). Tal y como los describe Lacour “la función del equilibrio es una actividad referenciada y fuente de referencias”.

Los científicos, en su afán por avanzar e individualizar al máximo el resultado de sus estudios (y aún más tratándose a nivel sanitario), han ido cambiando visiones clásicas, para intentar integrar perspectivas más amplias, como se ha desarrollado en apartados anteriores con las herramientas de dinámicas no lineales.

En ese anhelo de realizar estudios más globales, nos encontramos en la actualidad con un objetivo más a la hora de estudiar el equilibrio humano.

Lacour (84) en su trabajo postula que ante déficit posturales y locomotores, no solo podemos responsabilizar a la parte sensorio-motora, siendo imprescindible tener en cuenta el componente cognitivo y la carga atencional, las cuales están presentes en todas las actividades que se realizan en la vida diaria (ejercicios de doble tarea).

Para ello describe dos modelos como son el modelo genético (clásico) y el modelo cognitivista.

8.2.1 Modelo genético

La posición erguida se mantiene por la información recogida a nivel vestibular, visual y propioceptivo.

Este modelo se basa en la existencia de redes nerviosas, las cuales, son responsables de los ajustes posturales pertinentes mediante las vías reflejas (84).

Esta ideología se asienta en las ideas propuestas por Charles Scott Sherrington que trabajó aportando las primeras ideas de la neurofisiología, describiendo la propiocepción como “la capacidad de percibir la posición de las extremidades en el espacio, y la de detectar la fuerza de los movimientos y la resistencia que se opone a éstos” (85).

Además, con los trabajos de Fluorens y Thomas (84) se termina de completar cómo contribuye el sistema extrapiramidal al control de la postura y el equilibrio.

En la actualidad se sigue estudiando la implicación de las aferencias plantares a nivel sensorial, las cuales se desarrollan mediante mecanorreceptores y barorreceptores que se distribuyen por la planta del pie (86).

En apartados anteriores hemos podido comprobar que se puede interferir en las aferencias podales y de esa manera influir sobre el equilibrio.

8.2.1 Modelo cognitivista

A día de hoy, el modelo genético, aunque sigue siendo válido, se presenta insuficiente, puesto que apuradamente puede explicar las circunstancias que el equilibrio requiere cuando hay que valorarlo a la vez que se realiza un movimiento (doble tarea) (84). Y es que se dan circunstancias donde las estrategias de anticipación ante un entorno también predisponen un equilibrio eficaz, teniendo en cuenta además, las consecuencias posturales que se presuponen de la realización de esta anticipación (87).

Un ejemplo muy visual puede ser la persona que sostiene una bandeja llena de platos y vasos, y otra persona le quita uno de los vasos de la bandeja haciendo que la carga varíe y se pierda el sentido del equilibrio. En este momento, se activan una serie de mecanismos por el cual la persona consigue recuperar el control del equilibrio sin que se le caiga la bandeja.

Dentro de los modelos cognitivistas encontramos varias vertientes.

Gurfinkel et al (88) defienden la existencia de un esquema corporal relacionado con la genética individual, basada en procesos de aprendizaje.

Por otro lado, Massion (89) sostiene la idea de un modelo interno donde asocia la geometría de los segmentos corporales con el control del centro de masas. Ohlmann y Luyat defienden la misma línea que Massion (84), al igual que lo amparan también Mergner y Rosemiere (90).

En la actualidad este concepto está globalmente admitido, lo que conlleva una ampliación en cuanto al concepto del estudio del equilibrio en las situaciones de doble tarea tan dispares a las que se somete el control postural a lo largo del día. Por ejemplo, estar de pie mirando el móvil, tener una pelota y buscar a un compañero al que pasársela, etc.

De este modo entendemos como en la postura que adquiere el cuerpo para mantener una postura de equilibrio influye también los procesos de atención. Estas situaciones cada día son objeto de estudios más profundos.

En resumen, los modelos cognitivistas hacen hincapié en los matices a la hora de situaciones de anticipación, donde el sistema nervioso central intenta adelantarse a movimientos inesperados que intervengan en el equilibrio. Además, añade el concepto de doble tarea.

Por todo lo descrito anteriormente, tanto por las herramientas no lineales, así como por la visión cognitivista, se antoja pertinente el estudio que se propone en este trabajo.

8.2.2 Análisis no lineal del equilibrio humano

La biomecánica clásica, tradicionalmente, ha estudiado el movimiento del ser humano a través de leyes físicas y reglas matemáticas con carácter lineal. De esta forma, teniendo en cuentas las condiciones iniciales del sistema estudiado se podría conocer tanto las condiciones finales como la evolución que lo han llevado al estado final. Además se tiende a estandarizar los elementos estudiados para simplificar el objeto como la comprensión del estudio (91).

Dicho esto, también es reseñable que, hasta hace poco, el control del equilibrio también se ha estudiado mediante el cálculo de medidas convencionales, basadas en su inmensa mayoría en el estudio del desplazamiento del centro de presiones.

Al profundizar en el modo en el que el cuerpo regula la información para el control del equilibrio y sus mecanismos subyacentes es lo que ha estimulado a los investigadores a buscar técnicas de análisis más relevante, donde las herramientas no lineales resultan más exitosas al arrojar datos más individualizados (92).

Dada esta premisa, y como se ha descrito en apartados anteriores, queda demostrada la pertinencia del análisis no lineal en los sistemas biológicos. Dicho esto, el equilibrio humano se considera uno de los sistemas biológicos del ser humano, y como tal, son innumerables los trabajos científicos desarrollados para su estudio, en todas sus edades, ya sean sanos o patológicos.

Estudios como el de Dusing et al (93) analizaron el comportamiento de recién nacidos prematuros y llegados a término, donde concluyeron que los bebés nacidos a término exhiben movimientos del centro de presiones (COP) más complejos (o menos predecibles) que los bebés prematuros. Estos hallazgos se realizaron mediante el análisis de series temporales recogidos por esterillas sensibles durante 5 minutos con una frecuencia de muestreo de 5 Hz.

Además, en este mismo trabajo, los autores afirman el estudio del COP mediante herramientas no lineales proporciona una nueva ventana de estudio en cuanto a la neurología.

Otro estudio en lactantes, como el desarrollado por Harbourne et al (94) valoró la interacción del control postural al sentarse con el tiempo de mirada (medida de procesamiento cognitivo) en 28 sujetos con desarrollo típico y 16 con retraso motor. Para llevarlo a cabo los datos se recogieron de una plataforma de fuerzas, donde el niño se sentaba justo en medio. La recopilación de los mismos fue durante 10 segundos (mínimo) o hasta que el sujeto mantenía el control de la postura sentado. Se midió bajo una

frecuencia de muestreo de 240 Hz. Una vez analizados los datos obtenidos mediante herramientas de DNL como el exponente de Lyapunov (LyE) y la ApEn concluyeron que los cambios en el desarrollo que hay en el tiempo de observación están relacionados con el control postural. Además, los bebés con retraso motor pueden desarrollar una mayor dificultad para mantener la mirada mientras se sientan.

Todo esto lleva a sospechar que a nivel clínico se puede usar este tiempo de observación como un indicador de esfuerzo, además del procesamiento cognitivo durante la evaluación del sujeto.

A nivel podológico, también encontramos un amplio abanico de literatura donde se estudia el comportamiento del equilibrio humano mediante herramientas no lineales.

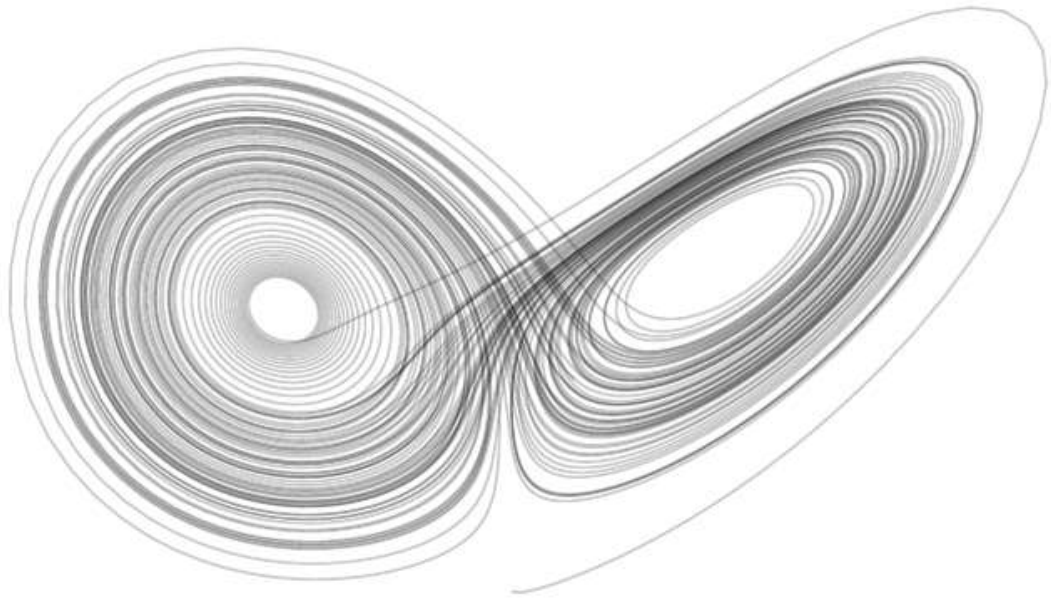
Franco et al (92) realizaron un estudio con dos grupos experimentales. El primero era un grupo de 10 adultos sanos, los cuales sobre la posición inicial y con los ojos cerrados miden el equilibrio en dos condiciones diferentes, en suelo firme y sobre una espuma de 2cm de grosor. Mientras que en el experimento 2 eran otros 10 sujetos sobre la misma plataforma, pero esta vez usando una ortesis tipo AFO (ankle-foot-ortosis) y sin usarlas.

En este trabajo concluyeron que la entropía es una herramienta adecuada para valorar el grado de automaticidad en el control del equilibrio humano.

Algaba et al (81) en 2008 valoraron la SampEn del equilibrio humano en 12 sujetos sanos. La recogida de datos fue mediante una plataforma de fuerzas, donde los sujetos estudiados se colocaban en Romberg con ojos abiertos (ROA) y Romberg con ojos cerrados (ROC) durante 60 segundos. La frecuencia de muestreo fue de 60 Hz, con lo cual se recogieron 3600 datos por sujeto y postura analizada.

En dicho estudio, los datos recabados se analizaron mediante la herramienta no lineal SampEn, y concluyeron que el comportamiento del centro de gravedad en el eje Y era más predecible que en el X, aumentando aún más cuando los ojos estaban cerrados. Por tanto, en el eje X hay un comportamiento más caótico (más adaptativo), independientemente de que la posición sea con ojos abiertos o cerrados.

Rizzato et al (95) en su trabajo desarrollado en 2018, valoraron las modificaciones de la postura del equilibrio antes y después de realizar ejercicio moderado (según la escala de Borg), como es la carrera sobre tapiz rodante en tierra y un tapiz rodante acuático. El equilibrio se estudió mediante la posición en ROA y ROC durante 30 segundos con una frecuencia de muestreo de 100 Hz. La herramienta no lineal usada para este estudio fue la SampEn, al igual que en este estudio. Como conclusiones reseñaron que correr a una intensidad moderada alteraba ligeramente el equilibrio postural.



OBJETIVOS

OBJETIVOS

Los objetivos generales de este estudio fueron los siguientes:

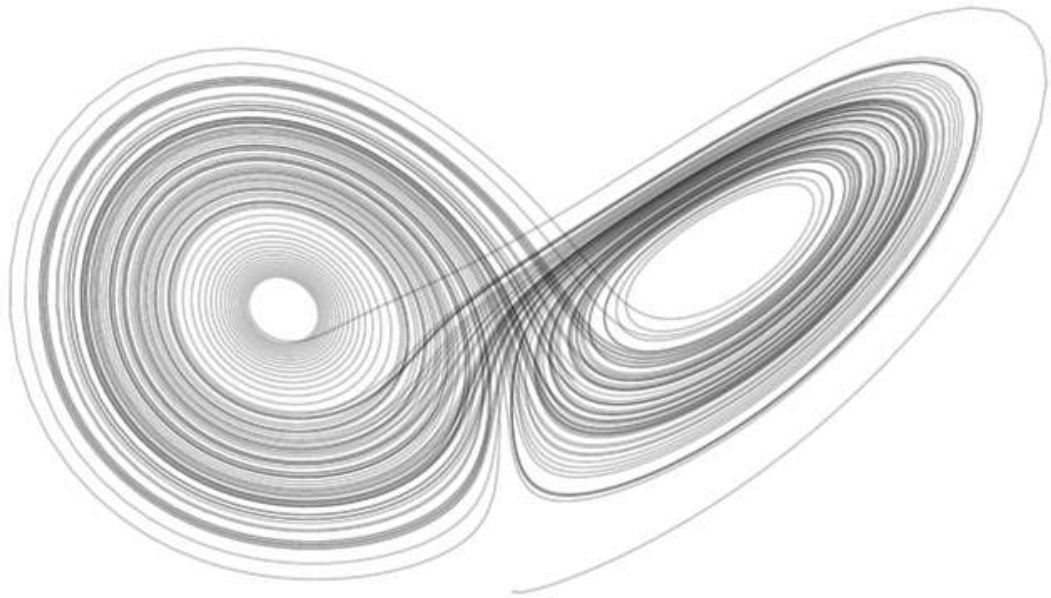
1. Comprobar cómo una situación de fatiga muscular afecta al índice de postura del pie o FPI.
2. Valorar la variabilidad del comportamiento del equilibrio corporal según el tipo de pie antes y después de situación de fatiga muscular.

Del primer objetivo se extrajeron dos objetivos específicos:

- 1.a.- Comparar el efecto de una situación de fatiga muscular sobre cada uno de los tipos de pies (neutros, pronados y supinados) catalogados mediante el índice FPI.
- 1.b.- Valorar el comportamiento de los diferentes ítems que componen el FPI para los distintos grupos de pies.

Del segundo objetivo se extrajeron otros dos objetivos específicos:

- 2.a.- Estudiar la variabilidad del equilibrio corporal según el tipo de pie (neutros, pronados y supinados).
- 2.b.- Evaluar la variabilidad del equilibrio corporal tras una situación de estrés muscular.



HIPÓTESIS

HIPÓTESIS

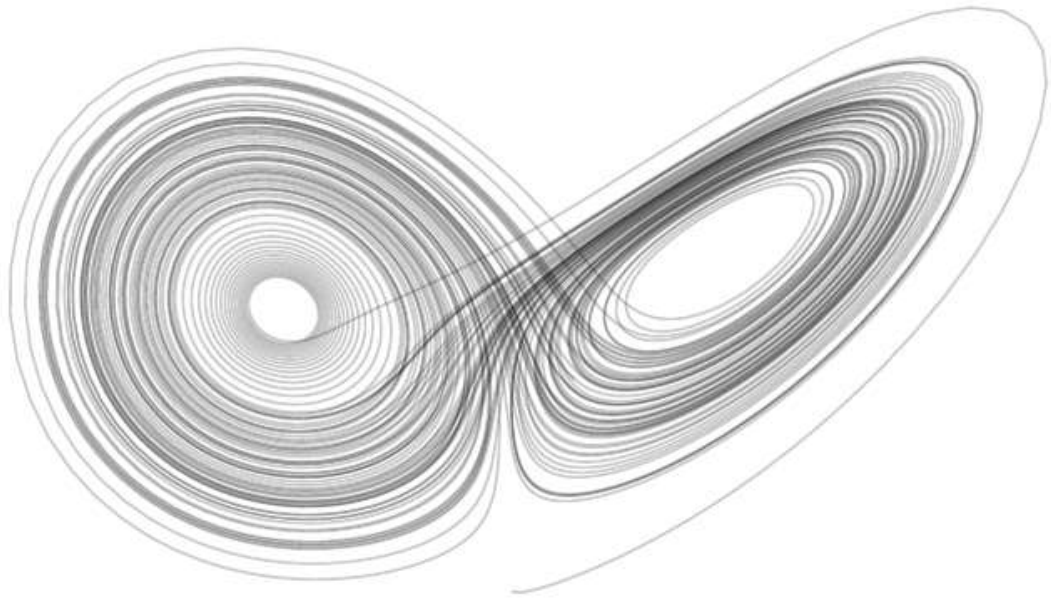
Sería lógico pensar que las situaciones estresantes a nivel muscular, como pueden ser las actividades físicas o deportivas, podrían suponer la aparición de desequilibrios en el sistema de sustentación del ser humano.

Por ello, la hipótesis del presente trabajo es:

H₁: “La variabilidad del equilibrio cambia tras una situación de fatiga muscular dependiendo de la clasificación del pie”.

Por lo que la hipótesis nula de esta investigación sería:

H₀: “La variabilidad del equilibrio no cambia tras una situación de fatiga muscular dependiendo de la clasificación del pie”.



MATERIAL Y MÉTODO

MATERIAL Y MÉTODO

1. Diseño de la investigación

El presente estudio se clasifica como experimental, analítico, controlado, no aleatorizado y transversal. Esto se debe a que se trata de un trabajo de investigación con sujetos experimentales, en el cual se establecen relaciones entre distintas variables, se mantienen las condiciones del experimento dentro de unos parámetros previamente consensuadas durante todo el tiempo que dure el mismo, se conocen las características de cada sujeto y son agrupados por ello, y se lleva a cabo en un momento determinado sin estudios posteriores que tengan influencia sobre nuestra investigación.

Se ha desarrollado en varias fases:

FASE 1. Se realizó una búsqueda bibliográfica exhaustiva en las diversas fuentes de información, tanto vía online como en centros de documentación especializados (Biblioteca de Ciencias de la Salud de la Universidad de Sevilla y en los archivos del Centro Andaluz de Medicina del Deporte (CAMD)). Las bases de datos consultadas han sido PubMed, Scopus Dialnet, Lilacs, Medes, Enfiispo, Catálogo Fama, así como los archivos de la Sebior.

Se recopilaron 147 artículos de revista, 19 libros, 10 tesis, así como información de 12 páginas webs de diferentes congresos. Tras la revisión de los documentos adquiridos en una primera búsqueda y su posterior revisión, desechamos aquellos que no aportaban datos relevantes a los objetivos de este estudio.

La estrategia de búsqueda utilizada se realizó usando las siguientes palabras claves o booleanos:

- Foot.
- Foot Posture Index.
- Postural balance / Postural control / Equilibrio postural / Equilibrio.
- Nonlinear / Dinámicas no lineales (DNL).
- Entropy sample / Entropía muestral.
- Chaos / Caos.
- Romberg.

Atendiendo a dichas palabras claves se realizaron las siguientes búsquedas:

- Foot AND “postural balance” OR “postural control”.
- “Foot posture index” AND “postural balance” OR “postural control”.
- Foot AND Chaos OR Nonlinear.
- “Entropy sample” AND “foot posture index” OR foot.
- Romberg AND Nonlinear / Romberg AND Chaos.

Se aplican los siguientes criterios para la discriminación de los textos recopilados y poder utilizarlos para el presente estudio.

Criterios de inclusión:

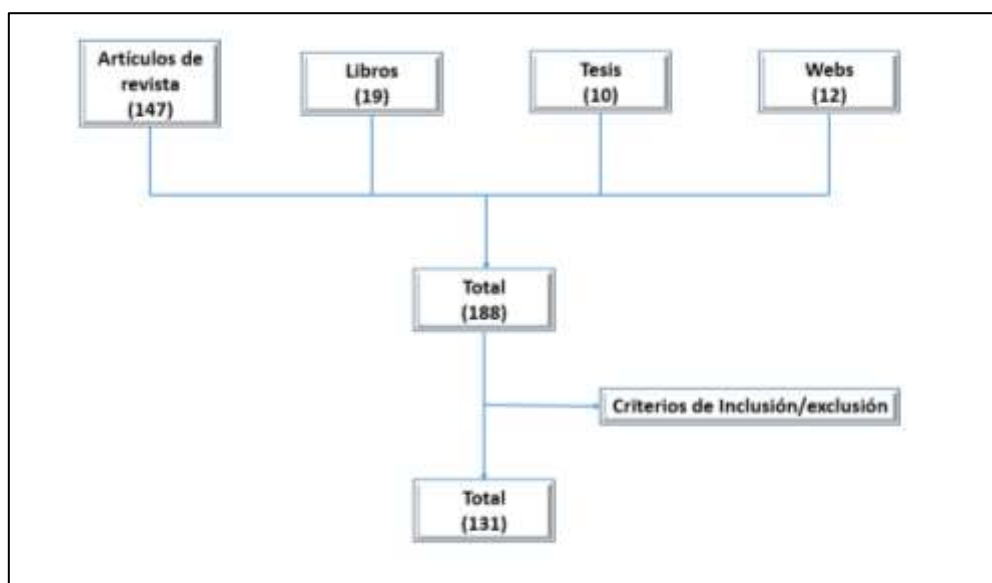
- Estar escrito en castellano (por ser la lengua vehicular de la autora y de la Universidad donde realiza su estudio) y/o en inglés (por ser la lengua oficial mayoritaria de los textos científicos internacionales).
- Poder acceder al texto completo del estudio revisado.
- Estar incluidos en bases de datos de reconocido prestigio.

Criterios de exclusión:

- No superar los 20 años de antigüedad. Se exceptúan aquellos textos a los que se ha podido acceder y que suponen una base fundamental para entender el tema en cuestión.
- Textos que no tuvieran relevancia en el tema de estudio, por su metodología o ámbito de aplicación.

Todo ello aparece reflejado de forma esquemática en el siguiente diagrama de flujo (Figura 27).

Figura 27. Diagrama de flujo sobre la revisión bibliográfica.
Fuente propia de la autora.



De cada artículo admitido se efectuó un estudio detallado, otorgándole una especial atención a los publicados posteriormente a 2010.

FASE 2. Se realizó la toma de muestra y catalogación de los pies mediante la herramienta FPI en el Área Clínica de Podología, mientras que en el Centro Andaluz de Medicina del Deporte (CAMD), se llevó a cabo la recogida de datos del protocolo para las pruebas de equilibrio, así como la fatiga muscular, explicadas en el apartado correspondiente.

FASE 3. Se analizaron estadísticamente los datos recogidos en la fase anterior.

FASE 4. Con los datos finales analizados, se realizó la discusión de los resultados obtenidos.

FASE 5. Por último, se obtuvieron las conclusiones finales que se aportan en este trabajo de investigación.

2. Lugar, sitio y temporalización

Para alcanzar los objetivos propuestos en este trabajo se utilizó el aula del movimiento del Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla para la toma de la muestra y catalogación de los pies de los sujetos experimentales; así mismo, hemos contado con la imprescindible colaboración del Centro Andaluz de Medicina del Deporte (CAMD) de Sevilla, en cuyas instalaciones se llevó a cabo el protocolo de recogida de datos.

El habitáculo donde se realizó la recogida de datos fue la sala de fisiología del CAMD. Se trata de una sala estanca e insonorizada, de manera que se disminuyera cualquier tipo de ruido que pudiera afectar al individuo mientras realizaba las diferentes pruebas; con espacio suficiente para la consecución de la misma; y una temperatura de la sala estable con una renovación del flujo de aire continuo.

Cabe destacar que durante la realización del protocolo en la sala sólo permanecen el sujeto estudiado, un personal investigador del CAMD y la persona responsable del estudio.

La duración de cada prueba era aproximadamente de unos 50 minutos. La toma de muestra se llevó a cabo desde Febrero de 2016 a Febrero de 2021 Dada la situación de emergencia sanitaria decretada en esos momentos, la toma de datos fue realizada bajo el estricto protocolo para higiene y desinfección vigente en el CAMD. Durante la prueba, en la sala, sólo estaba el sujeto a estudiar, el facultativo y la persona encargada del estudio cumpliendo con las normativas de seguridad impuestas para estas situaciones. Entre sujeto y sujeto se limpiaba y desinfectaba el material usado con productos específicos para ello. Además, la sala se encontraba ventilada continuamente.

3. Muestra

Para la consecución de este trabajo de investigación contamos con la colaboración de estudiantes del Grado de Podología de la Universidad de Sevilla que voluntariamente quisieron participar en los ensayos de campo, firmando para ello el Consentimiento Informado diseñado para tal efecto (Anexo 1).

Para conocer el tamaño muestral, se tomó como referencia la variable FPI y se ha obtenido el tamaño muestral para comparación de dos medias (neutros y pronados).

La fórmula a aplicar, asumiendo un error tipo I del 5%, y para una potencia aproximada del 84%, es

$$n = \frac{2s^2(z_{\frac{\alpha}{2}} + z_{\beta})^2}{d^2}$$

s. Estimación de la desviación típica basándose en estudios anteriores.

α . Error Tipo I

β . Error Tipo II

d. Diferencia mínima que se desea detectar

Por tanto, la ecuación final sería,

$$n = \frac{2s^2(z_{\frac{\alpha}{2}} + z_{\beta})^2}{d^2} = \frac{2 \cdot 2^2 \cdot (1,96 + 0,84)^2}{1,5^2} = 27,875 \cong 28$$

Conclusión: se requieren, al menos, 28 participantes en cada grupo para poder efectuar una comparación cumpliendo estos requisitos.

4. Procedimiento de selección de la muestra y de asignación de los grupos.

Antes de citar a los sujetos en el CAMD se hizo un primer proceso de selección en el Área Clínica de Podología para formar los grupos. Se llevaron a cabo las maniobras específicas del Foot Posture Index (FPI), descritas por el Dr. Redmond (48) para poder catalogar el pie del sujeto en neutro, pronado o supinado.

Para ello se exploró a una población de más de 150 sujetos adultos jóvenes, en el aula del movimiento del edificio del Área Clínica de Podología.

Tras realizar el screening pertinente, los sujetos se clasificaron en tres grupos a los cuales se citarían posteriormente para hacer las pruebas de equilibrios y fatiga muscular.

A la hora de decidir cuáles sujetos pasarían a formar parte de la muestra del estudio, se designaron los siguientes criterios de inclusión y de exclusión:

Criterios de inclusión:

- Tener misma catalogación FPI en ambos pies (neutro, pronado, supinado).
- Ser mayor de edad en etapa joven.

Criterios de exclusión:

- Tener una catalogación FPI diferente en cada pie.
- Tener más de 45 años.
- Haber sufrido alguna lesión, accidente o intervención quirúrgica que afectara directamente al equilibrio en los 12 meses previos al estudio.
- Estar en tratamiento por lesión en miembros inferiores y/o pies.
- Ser usuario de soportes plantares de forma habitual.

Tras aplicar la herramienta FPI en los sujetos experimentales, la asignación de grupos queda definida según el resultado de la misma, obteniendo como resultado tres grupos:

- Neutros: 32 sujetos.
- Pronados: 30 sujetos.
- Supinados: 38 sujetos.

5. Aspectos éticos

Esta investigación sigue las normas éticas emanadas de la Declaración de Helsinki de la Asamblea Médica Mundial para las investigaciones médicas en seres humanos de 1964.

Así mismo, se envió informe previo al inicio del trabajo de campo para ser sometido a evaluación al portal de Ética de la Investigación Biomédica de Andalucía con el comité ético de la investigación de los Hospitales Universitarios Virgen Macarena – Virgen del Rocío, recibiendo el consentimiento del mismo. (Anexo 1).

Además, se sigue la Ley Orgánica 3/2018 de Protección de Datos Personales y garantía de los derechos digitales, en cuanto al correcto tratamiento de los datos recogidos de cada integrante del estudio.

Todos los sujetos del estudio fueron informados tanto verbalmente como por escrito del contenido de la investigación y se resolvieron las dudas que pudieran surgir a cada uno de los participantes.

Antes de acceder al estudio, además, debían rellenar el pertinente consentimiento informado y la Ley de Protección de Datos de Carácter Personal.

Todo lo anteriormente comentado queda plasmado en un único documento con las páginas enumeradas (Anexo 2).

6. Pruebas de laboratorio

En este apartado se va a explicar de forma teórica aquellas pruebas que se suelen realizar para el estudio del equilibrio muscular y valoración de la fatiga muscular para, en el apartado siguiente de protocolo, detallar la forma en la que se llevó a cabo la toma de datos en este trabajo.

6.1 Pruebas de equilibrio corporal

En la primera mitad del siglo XIX, en la medicina europea se comienza a describir la pérdida del control postural en sujetos con la propiocepción comprometida en la oscuridad.

El médico inglés Marshall Hall (1790-1857) describe en 1836 dicha pérdida de control postural, pero no llegó a desarrollar su trabajo en términos de anatomía o fisiología. Además tampoco desarrolló pruebas clínicas en cuanto a este síntoma se refiere (96,97).

Posteriormente, Moritz Romberg (1795-1873) en 1840 describe la pérdida de equilibrio que sufren las personas que padecen tabes dorsal, al cerrar los ojos o en la oscuridad (96,97).

Además de Romberg, también se atribuye descripciones similares por la misma época al médico alemán Bernardus Brach (96).

Aunque actualmente se conoce como prueba de Romberg, entre los neurólogos del siglo XIX, este fenómeno estudiado se ha atribuido tanto a Romberg, como a Branch, o incluso se ha puesto en tela de juicio su atribución (96,97). Aun así, actualmente Moritz Romberg es considerado el primero en dar orden a este estudio dentro de la neurología (39).

6.1.1. Fisiología y significado del “Signo de Romberg”

Para que el equilibrio de una persona sea óptimo requiere de un constante balanceo del cuerpo, gracias a la información que recoge el organismo mediante el sistema vestibular, visual y propioceptivo (39,97,98).

La prueba de Romberg es utilizada para valorar la integridad de la vía propioceptiva en nervios periféricos y funículos posteriores de la médula espinal. Tal y como lo explica García-Pastor en su trabajo (39), comienza en los propioceptores (husos neuromusculares, husos tendinosos de Golgi y terminaciones capsulares y ligamentosas cercanas). De ahí, la información viaja hasta el núcleo cuneiforme y al núcleo Z de Brodal y Pompeiano en el bulbo. Los axones continúan como lemnisco medial hasta el núcleo ventral y posterior del tálamo, hasta la corteza sensorial primaria donde termina.

Para la prueba de Romberg, originariamente el sujeto se colocaba de pie, con los pies juntos, y los ojos abiertos (ROA). Posteriormente, permaneciendo en la misma posición, se le indicaba que cerrara los ojos (ROC).

El signo de Romberg se considera positivo, si al cerrar los ojos (anulando así uno de los órganos del equilibrio), el sujeto no es capaz de mantener la posición, cayéndose (96).

Que los pies deban estar juntos o que puedan estar separados a la altura de los hombros es algo en lo que no se tiene un consenso dentro de la comunidad científica, pero destacamos que ambas posturas se consideran válidas para realizar la prueba.

6.1.2. Variantes de la prueba de Romberg

Además de las pruebas descritas anteriormente, a nivel clínico y de investigación, se trabaja con otras variantes, con el fin de distorsionar la información propioceptiva (98). De esta manera se considera que se está aumentando la especificidad de la prueba de Romberg (39,99).

Shumway-Cook et al en 1986 desarrollaron una modificación de la herramienta del Romberg (100). Consistía en realizar las pruebas clásicas (ROA y ROC), y seguidamente se repetía las mismas posiciones, pero esta vez *sobre una gomaespuma* con una densidad adecuada, con lo cual se distorsiona la información propioceptiva del sujeto.

Esta variante está ampliamente desarrollada dentro de la comunidad científica. Autores como Peydro et al (98), Hong et al (101), Alves de Baptista et al (102) o Karmali et al (103) entre otros realizaron sus trabajos analizando esta variante.

A raíz de esta variante se han desarrollado más pruebas similares con el fin de distorsionar la propiocepción del sujeto.

Otros autores distorsionan dicha propiocepción manteniendo a los sujetos *sobre una pierna*, como muestran Amiridis et al (104) o Manso et al (105) en sus estudios.

Actualmente, una variante muy popularizada dentro de la comunidad científica es la prueba de *Romberg en Tándem* (*“Sharpened Romberg Test”*). En este caso, los sujetos colocan sus pies uno detrás de otro, siguiendo el eje longitudinal del pie (Figura 28). Se considera que aumenta la especificidad de la prueba al cerrar la base de sustentación del sujeto. En esta línea, que es la que se ha seguido en este estudio, encontramos numerosos estudios como son los propuestos por Rodríguez et al (99), Najafi et al (106), Sozzi et al (107), Maranhão et al (108), Kenny et al (109) entre otros.

Figura 28. Detalles de los pies las posturas en tándem.
Fuente propia de la autora.



Tomando como base estas variantes, autores se han inclinado en utilizar varias de dichas variantes para realizar sus pruebas de equilibrio. De esta forma encontramos estudios como el propuesto por Rahell Afzal et al (110) en el que el equilibrio de los sujetos se mide en la posición en tándem sobre un gomaespuma, o el propuesto por González et al (111) donde se valora al sujeto con una posición unipodal sobre una gomaespuma.

6.2 Pruebas de fatiga muscular

A lo largo de la historia, para valorar los efectos de la fatiga muscular sobre el organismo, se han propuesto numerosos tipos de pruebas (algunas con mayor base científica que otras). Carmelo Bosco, en 1982, propuso una batería de pruebas de saltos para valorar la fuerza explosiva del sujeto durante un salto, que son las de mayor aplicabilidad a la hora del estudio de la fuerza y fatiga muscular de un sujeto, con sus distintas variaciones.

Para la consecución de este trabajo y tras la revisión bibliográfica correspondiente sobre el tema, así como atendiendo a las características de la sala y del tiempo que se disponía para la realización de la prueba, se tomó la determinación de realizar una de esas pruebas para estresar el organismo del sujeto de tal manera que entrara en estado de fatiga muscular: “prueba de saltos continuos o SC”.

Ocurre que para tener la seguridad de que la prueba de valoración de la fatiga muscular ha sido realizada correctamente, hay que llevar a cabo una prueba preliminar para determinar el valor máximo de la altura que cada sujeto es capaz de obtener en un salto con las características metodológicas específicas para esta prueba. Para ello se recurre a la denominada “salto sin contramovimiento o SquatJump (SJ)”. Así mismo, se explica cómo deben realizarse los saltos dentro de la prueba SC a través de la prueba de “salto con contramovimiento o CountermovementJump (CMJ)”.

6.1.1 Salto sin contramovimiento o “SquatJump” (SJ)

El sujeto parte desde una posición parada, con las rodillas flexionadas 90°, los brazos apoyados sobre las caderas y con el tronco erguido (Figura 29).

El individuo realizará un único salto explosivo sin realizar ningún contramovimiento. Durante esta prueba se producirá una contracción concéntrica de las fibras musculares de los cuádriceps.

Figura 29. Posición de SquatJump (SJ).

Tomado de Ramón Antonio Centeno Prada. Valores De Referencia Para Saltos En Plataforma Dinamométrica En Una Población De Deportistas Andaluces. Universidad Pablo de Olavide; 2013.



6.2.2 Salto con contramovimiento o “CountermovementJump” (CMJ)

Se realiza una flexo-extensión explosiva de rodillas con los brazos en las caderas, al igual que en SJ, desde una posición erguida de partida (Figura 30).

Al realizar primero una flexión explosiva de los cuádriceps se produce un preestiramiento de todos los componentes del músculo, de manera que a la acción contráctil se le suma el reflejo del estiramiento, y se podrá valorar la fuerza elástico-explosiva de los cuádriceps.

Figura 30. Secuencia de la prueba de CMJ.

Tomado de Ramón Antonio Centeno. Valores De Referencia Para Saltos En Plataforma Dinamométrica En Una Población De Deportistas Andaluces. Universidad Pablo de Olavide; 2013.



6.2.3 Saltos continuos (SC)

Esta prueba se caracteriza por realizar saltos de tipo CMJ de forma repetitiva durante un tiempo determinado (en nuestro estudio de 30 segundos).

Como consecuencia de la repetición de saltos, el músculo se irá fatigando dependiendo del desequilibrio que se produzca entre la velocidad a la que el organismo haga uso del ATP y de su reposición.

Este test tiene la capacidad de valorar la resistencia de la musculatura a la fuerza rápida. Además, también pone de manifiesto el comportamiento visco-elástico de los extensores de las piernas, así como de la coordinación inter e intra-muscular (112).

Dicha prueba se realiza sobre una plataforma dinamométrica, obteniéndose una serie de parámetros a analizar. De entre ellos, cabe destacar la Intensidad y el Índice de Fatiga

Muscular, que nos indican si el sujeto que lleva a cabo la prueba entra en situación de fatiga o no.

7. Protocolo

Todos los participantes del estudio realizaron el mismo protocolo de actuación. Para eliminar cualquier interferencia externa debida al calzado, el estudio se realizó con los sujetos descalzos.

Es interesante destacar que el estudio de campo se realiza dentro de la misma franja horaria (de 9:00 a 13:00 horas de la mañana) y los sujetos permanecían en situación de descanso en una sala habilitada para tal efecto durante una hora previa a la realización de la prueba, intentando evitar la acción de situaciones estresantes sobre el organismo y que pudiesen influir sobre el estado de fatiga previo de cada sujeto.

En primer lugar y, tras una breve explicación del protocolo a seguir, se procede a tallar al sujeto a estudiar (ya con la persona descalza), siguiendo las normas que para ello nos indicaron desde el Servicio de Medicina General del CAMD.

Una vez tallado y cumplimentados los datos de filiación correspondientes en la hoja de toma de datos (Anexo 2), se comenzaba a realizar las distintas etapas del protocolo.

ETAPA 1: FPI

Se realizan las maniobras de FPI para catalogar el pie y registrarlo en la hoja de datos. Dichas maniobras siempre se realizaban en el mismo sitio, en la zona inactiva de la plataforma de fuerzas. De esta manera nos asegurábamos la minimización de interferencias con el sistema propioceptivo de la planta del pie.

ETAPA 2: Pruebas de equilibrio pre fatiga muscular

Para las pruebas de equilibrio los participantes se colocaban sobre la plataforma de fuerzas. Durante los 30 segundos que dura cada prueba de equilibrio debían estar concentrados observando un punto que se situaba a dos metros de ellos y a la altura de sus ojos.

Se realizaban tres veces cada prueba de equilibrio siguiendo siempre el mismo orden (Figura 31):

1. Romberg con ojos abiertos (ROA): el sujeto se coloca en posición bípeda.
2. Romberg con ojos cerrados (ROC): el sujeto se situará igual que en la situación anterior, pero esta vez tendrá los ojos cerrados.
3. Romberg en tándem con el pie derecho delante (RTPD): el sujeto se situará sobre la plataforma con el pie derecho delante del izquierdo, tomando como eje medio el 2º dedo del pie.

4. Romberg en tándem con el pie izquierdo delante (RTPI): el sujeto se colocará igual que en la figura anterior, pero esta vez el pie que está delante es el izquierdo.

La plataforma de presiones tiene una lectura de 100 Hz por segundo. Dado que la prueba dura 30 segundos, de cada prueba de equilibrio se obtenían 3000 datos. Como cada sujeto realizaba tres veces la batería de pruebas de equilibrio, por cada sujeto se recogía un total de 36.000 datos con los que después se realizarían los pertinentes análisis estadísticos.

Figura 31. Pruebas de equilibrio.
Fuente propia de la autora.



ETAPA 3: Pruebas de fatiga muscular

En un primer momento el sujeto se coloca sobre la plataforma de fuerzas en posición bípeda estática para poder obtener el dato del peso corporal (en kilogramos), necesario junto con la altura medida con anterioridad, para obtener el Índice de Masa Corporal (IMC). A continuación, se realiza un test de *salto sin contramovimiento* o “*SquatJump*” (SJ), que ha sido explicada con anterioridad en el apartado específico de las pruebas. Con esta prueba sólo se evalúa la fuerza máxima explosiva concéntrica de los cuádriceps.

Esta medida se tomará de referencia para la prueba de saltos continuos. En teoría con la prueba de SquatJump obtendremos la altura máxima que es capaz de saltar el sujeto.

Se realiza la prueba de *saltos continuos* (SC) al estilo de salto con contramovimiento o “CountermovementJump” (CMJ). La postura de partida del sujeto es la misma que para el SJ, pero se continúa con saltos durante un tiempo determinado, por lo que sí se produce contramovimiento y se valora la fuerza elástico-explosiva de los cuádriceps. Además, valorará la resistencia muscular a la fuerza rápida

La prueba se realiza durante 30 segundos a ritmo de un salto por segundo. Como consecuencia de la repetición de saltos el músculo se irá fatigando.

Cabe destacar que antes de la realización de los diferentes saltos se le explicaba al sujeto verbalmente cómo debía hacerlo, así como se llevaban a cabo una serie de repeticiones de pruebas para que la persona mecanizara la prueba y poder minimizar los errores.

Si el sujeto no completaba la prueba o no la realizaba de forma correcta, se paraba la misma y se le dejaban cinco minutos de descanso para que recuperase y que volviera a intentarlo.

En la literatura científica hay infinidad de trabajos que valoran ciertos aspectos del organismo del ser humano pre y post fatiga muscular. El cómo saber que el individuo ha entrado en fatiga muscular es de las mayores incógnitas que se presentan en multitud de estudios.

En esta investigación, la plataforma de fuerzas aportaba una variable denominada índice de fatiga (en porcentaje), la cual si era inferior al 80% se considera que el individuo ha entrado en fatiga muscular; por lo tanto, si algún sujeto no bajaba de éste porcentaje se excluía del estudio (112).

ETAPA 4: FPI

De manera inmediata, tras las pruebas de fatiga muscular, se volvía a valorar el FPI en los sujetos con el fin de observar cambios en el comportamiento del pie tras sufrir un importante desgaste en la actividad de los músculos que intervienen en la acción de los saltos continuos.

Cabe destacar que, basándonos en los resultados obtenidos en un número importante de estudios previos, en los que se indica que las correlaciones tanto inter como intra observadores a la hora de valorar el FPI son positivas, sin que haya diferencias significativas entre los distintos observadores de la herramienta, se decide realizar la toma de datos de dicha herramienta por un solo observador experimentado.

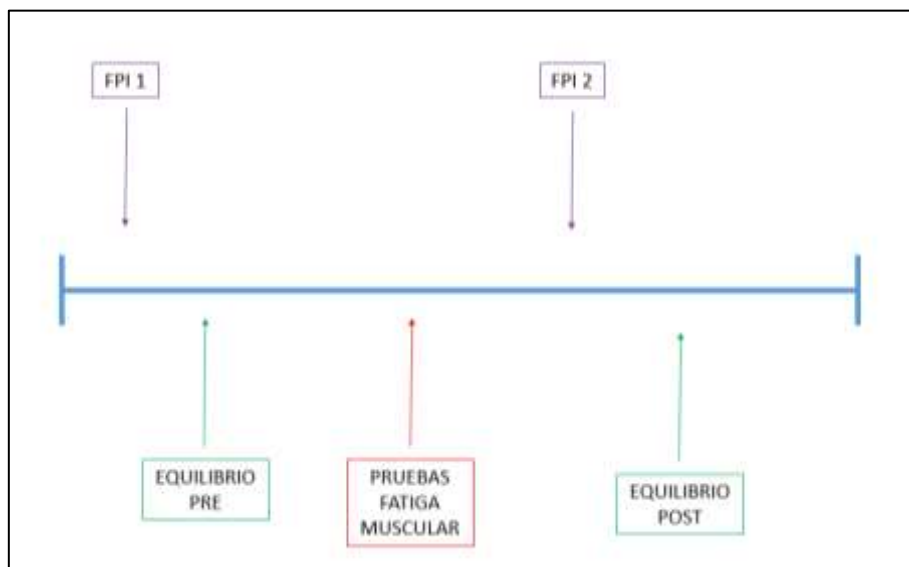
Siguiendo así mismo los resultados e indicaciones de estos estudios, la persona encargada de la recogida de los datos de la herramienta FPI está cualificada tanto por su preparación académica como por la especialización de más de dos años en el uso de dicha herramienta.

ETAPA 5: Pruebas de equilibrio post fatiga muscular

Al terminar de valorar el FPI los sujetos volvían a realizar la batería de pruebas de equilibrio, tal y como se ha explicado anteriormente.

Nuevamente se recogían otros 36.000 datos de cada sujeto para el posterior análisis estadístico.

Figura 32. Esquema del protocolo de actuación de la investigación.
Fuente propia de la autora.



FPI: Foot Posture Index.

8. Variables

Las variables obtenidas mediante la plataforma de fuerzas y pertinentes para esta investigación, en cuanto a las pruebas de saltos o fatiga muscular son:

- Intensidad (Int-%). Es un indicador de la intensidad máxima con la que el sujeto ha desempeñado la prueba de SC. Se calcula como la relación entre la media de las alturas máximas de los 5 primeros saltos y la alcanzada en el CMJ, expresada en porcentaje.
- Índice de Fatiga (IF-%). Es un indicador sobre la capacidad que posee el individuo para mantener la altura máxima inicial a lo largo de los 30 segundos que dura la prueba de saltos continuos. Si el valor obtenido es menor al 80% se considera que el individuo ha entrado en fatiga muscular (112).

Con los datos aportados por estas dos variables, nos aseguramos de que el sujeto haya entrado en una situación de fatiga muscular verdadera (113–115).

Atendiendo ahora a las pruebas de equilibrio, las variables con las que se ha trabajado para este estudio son:

- Entropía muestral (SampEn): es el indicador de la variabilidad o complejidad de las diferentes series temporales estudiadas.
- El índice de complejidad (IC): es un indicador de la complejidad de la serie de datos. Cuanto mayor es su valor, más compleja es dicha serie.

Las variables obtenidas mediante el FPI son cada uno de los ítems de la herramienta, con una puntuación de -2 a +2 para cada una de ellas, y el FPI total de cada pie que no es más que la suma de los ítems de cada pie correspondiente con una puntuación final que puede ser de -12 a +12.

A forma de resumen, las variables estudiadas han sido:

- **Cuantitativas:** edad, talla, peso, IMC, valores parciales del FPI, valor total del FPI, índice de fatigabilidad, intensidad y entropía muestral.

8.1 Medición de las variables

Cada uno de los sujetos del estudio fueron tallados mediante un tallímetro manual, marca Año Sayo y modelo Atlántida[®], el cual presenta una precisión de un milímetro (Barcelona, España).

Las variables, tanto de equilibrio como de saltos se recogieron mediante la utilización de una plataforma de fuerzas Dinascan/IBV[®] (Valencia, España) (Figura 33).

Dicha plataforma de fuerzas tiene un tamaño de 800x800 mm de área activa, la cual se incrementa por otra área inactiva de 400 mm de anchura en su periferia.

Figura 33. Plataforma de fuerzas Dinascan/IBV[®].

Tomado de Ramón Antonio Centeno. Valores de referencia para saltos en plataforma dinamométrica en una población de deportistas andaluces. Universidad Pablo de Olavide; 2013.



La plataforma de fuerzas Dinascan/IBV[®] está basada en la 3^a Ley de Newton (Ley de acción y reacción) para el registro de los datos. Está equipada con cuatro captosres extensiométricos, cada uno localizado en una esquina, y cuyas características destacan por tener una precisión mejor o igual al 2% de la medida o un 0,15% del rango, un rango de medida de fuerzas de hasta 1500 Newton en el eje vertical y en el eje horizontal de hasta 2000 Newton, y una frecuencia de muestreo de 100 Hertzios.

8.2 Análisis estadístico

Para el análisis descriptivo se ha calculado la frecuencia absoluta (N), la frecuencia relativa (%), los valores medios y la desviación estándar.

El análisis inferencial se utiliza para sacar conclusiones una vez planteadas las hipótesis estadísticas sobre las variables a estudiar. Para este tipo de análisis se ha tenido en cuenta un nivel de confianza del 95%, por lo que el p-valor experimental se ha comparado con un nivel de significación del 5%.

Para el análisis de las variables cualitativas, hemos utilizado el test de Chi-cuadrado para ver si existe algún tipo de relación (dependencia) entre las variables, a través de las tablas cruzadas.

En el caso de del análisis entre una variable categórica y otra variable cuantitativa se necesita conocer el tipo de prueba más adecuada a emplear según sea el comportamiento de los datos. Para ello se utilizan pruebas de normalidad a través del test de Shapiro-Wilk.

Las pruebas que se llevan a cabo en este estudio son:

- **Prueba Kruskal-Wallis** de muestras independientes. Se utiliza para contrastar las variables edad e IMC con la variable grupo (neutros, pronados y supinados), por no cumplir criterios de normalidad
- **Prueba T** para muestras relacionadas. Se utiliza para analizar el comportamiento de las variables en el momento basal y en el momento post cuando la variable a estudiar cumple el criterio de normalidad.
- **Prueba de Wilcoxon** de los rangos con signo para dos muestras relacionadas. Se utiliza para analizar el comportamiento de las variables en el momento basal y en el momento post cuando la variable a estudiar no cumple el criterio de normalidad.

El análisis estadístico se ha realizado utilizando el paquete estadístico IBM SPSS Statistics 25

RESULTADOS

La muestra final estaba compuesta por 100 sujetos (59 mujeres y 41 hombres), divididos en tres grupos según su tipo de pie (neutros, pronados y supinados). Dichos grupos son estadísticamente homogéneos en cuanto a la edad, el sexo y al IMC (Tabla 1):

Tabla 1. Caracterización de la muestra según edad, sexo e Índice de Masa Corporal.

GRUPO	EDAD (años) (media / SD)	SEXO (media / SD)	IMC (%) (media / SD)
NEUTROS N=32	22,66 (\pm 2,99)	Hombres: 28,01% Mujeres: 71,9%	23,79 (\pm 4,59)
PRONADOS N=30	24,37 (\pm 7,14)	Hombres: 36,7% Mujeres: 63,3%	25,13 (\pm 5,59)
SUPINADOS N=38	21,55 (\pm 3,32)	Hombres: 55,3% Mujeres: 44,7%	23,39 (\pm 2,96)
p	0,132	0,060	0,749

IMC: Índice de Masa Corporal, N: Tamaño muestral; SD: Desviación Estándar; p: valor de significación estadística.

En la tabla 2 se puede observar el porcentaje de sujetos que entran en fatiga tras un ejercicio estresante, así como la media del índice de fatigabilidad y la media de la intensidad con la que se realizó dicho ejercicio.

Tabla 2. Caracterización de la muestra según el porcentaje de fatiga, índice de fatigabilidad e intensidad.

GRUPO	FATIGA (%) (media)	ÍNDICE DE FATIGABILIDAD (media)	INTENSIDAD (media)
NEUTROS	68,8	77,77	93,80
PRONADOS	73,3	77,15	91,87
SUPINADOS	63,2	78,72	88,89

Hemos de destacar, que para este estudio no se ha analizado la lateralidad de los sujetos, dado que la muestra no cumplía con los requisitos para arrojar datos estadísticamente significativos (Tabla 3).

Tabla 3. Lateralidad según grupo de pie.

GRUPO			Frecuencia	Porcentaje	Porcentaje válido	Porcentaje acumulado
Neutros	Válido	Zurda	2	6,3	6,3	6,3
		Diestra	30	93,8	93,8	100,0
		Total	32	100,0	100,0	
Pronados	Válido	Zurda	1	3,3	3,3	3,3
		Diestra	28	93,3	93,3	96,7
		Ambidiestro	1	3,3	3,3	100,0
		Total	30	100,0	100,0	
Supinados	Válido	Zurda	3	7,9	7,9	7,9
		Diestra	34	89,5	89,5	97,4
		Ambidiestro	1	2,6	2,6	100,0
		Total	38	100,0	100,0	

Las variables de estudio para este trabajo se obtienen de la recogida de datos, según el diseño explicado con anterioridad, en el apartado de metodología. Dichos datos, recabados mediante la plataforma de fuerza, son recogidos en una hoja de cálculo de Excel[®] 2013 para Windows, realizándose los cálculos estadísticos pertinentes:

- Herramientas estadísticas lineales: se calculan la media, mediana y desviación estándar de los datos de FPI total y de cada uno de sus ítems (palpación de la cabeza del astrágalo, congruencia del ALI, altura de la articulación astrágalo-escafoidea, calcáneo, curvatura supra/infra maleolar, y ABD/ADD de la parte anterior del pie respecto a la parte posterior) de cada participante, tanto en situación basal como en situación post estresante.
- Herramientas de análisis no lineal: se calcula la entropía muestral (SampEn) para cada una de las situaciones experimentales del equilibrio:
 - Situación pre estresante:
 - Romberg ojos abiertos (Pre-ROA).
 - Romberg ojos cerrados (Pre-ROC).
 - Posición en tándem con pie derecho delante (Pre-RTPD).
 - Posición en tándem con pie izquierdo delante (Pre-RTPI).
 - Situación post estresante:
 - Romberg ojos abiertos (Post-ROA).

- Romberg ojos cerrados (Post-ROC).
- Posición en tándem con pie derecho delante (Post-RTPD).
- Posición en tándem con pie izquierdo delante (Post-RTPI).

Comenzamos con las puntuaciones obtenidas en el FPI-6 total y para cada uno de los ítems que lo componen. En las siguientes tablas aparecen los valores de la media de cada una de estas variables para realizar las comparaciones pertinentes entre los distintos momentos de la prueba para cada pie (PD= pie derecho, PI= pie izquierdo) (Tablas 4,5 y 6).

Tabla 4. Valores medios de Pies Neutros.

NEUTROS	BASAL	POST	DESCANSO
Cabeza Astrágalo PI	0,66	0,97	0,69
Prominencia A-E PI	0,16	0,56	0,34
ALI PI	0,13	0,69	0,34
Calcáneo PI	0,25	0,66	0,41
Curvatura S-I PI	0,28	0,56	0,34
ABD/ADD PI	0,34	0,94	0,53
FPI PI	1,84	4,38	2,63
Cabeza Astrágalo PD	0,59	0,94	0,81
Prominencia A-E PD	0,28	0,5	0,25
ALI PD	0,09	0,63	0,38
Calcáneo PD	0,28	0,69	0,41
Curvatura S-I PD	0,28	0,53	0,34
ABD/ADD PD	0,34	0,94	0,59
FPI PD	1,88	4,16	2,78

PI: pie izquierdo, PD: pie derecho, Prominencia A-E: prominencia astrágalo-escafoidea, ALI: Arco Longitudinal Interno, Curvatura S-I: curvatura supra e infra maleolar, ABD: abducción, ADD: adducción, FPI: Foot Posture Index.

Tabla 5. Valores medios de Pies Pronados

PRONADOS	BASAL	POST	DESCANSO
Cabeza Astrágalo PI	1,35	1,74	1,52
Prominencia A-E PI	1,1	1,52	1,32
ALI PI	1,03	1,35	1,03
Calcáneo PI	1,1	1,45	1,13
Curvatura S-I PI	1	1,23	1
ABD/ADD PI	1,13	1,61	1,26
FPI PI	6,71	8,9	7,29
Cabeza Astrágalo PD	1,45	1,77	1,55
Prominencia A-E PD	1,06	1,52	1,23
ALI PD	1,06	1,42	1,13
Calcáneo PD	1,16	1,55	1,23
Curvatura S-I PD	0,97	1,26	1,06
ABD/ADD PD	1,16	1,61	1,26
FPI PD	6,87	9,19	7,48

PI: pie izquierdo, PD: pie derecho, Prominencia A-E: prominencia astrágalo-escafoidea, ALI: Arco Longitudinal Interno, Curvatura S-I: curvatura supra e infra maleolar, ABD: abducción, ADD: adducción, FPI: Foot Posture Index.

Tabla 6. Valores medios de Pies Supinados.

SUPINADOS	BASAL	POST	DESCANSO
Cabeza Astrágalo PI	0,13	0,39	0,34
Prominencia A-E PI	-0,58	-0,34	-0,45
ALI PI	-1,00	-0,87	-0,87
Calcáneo PI	-0,58	-0,42	-0,37
Curvatura S-I PI	-0,24	-0,03	-0,18
ABD/ADD PI	-0,66	-0,71	-0,66
FPI PI	-2,92	-1,92	-2,08
Cabeza Astrágalo PD	0,21	0,45	0,42
Prominencia A-E PD	-0,63	-0,37	-0,55
ALI PD	-1,05	-0,87	-0,92
Calcáneo PD	-0,53	-0,37	-0,42
Curvatura S-I PD	-0,21	0,00	-0,13
ABD/ADD PD	-0,55	-0,37	-0,50
FPI PD	-2,71	-1,63	-1,79

PI: pie izquierdo, PD: pie derecho, Prominencia A-E: prominencia astrágalo-escafoidea, ALI: Arco Longitudinal Interno, Curvatura S-I: curvatura supra e infra maleolar, ABD: abducción, ADD: adducción, FPI: Foot Posture Index.

Se observa un aumento de la puntuación en todos los parámetros de la postura del pie cuando se comparan los momentos BASAL y POST (a excepción del ABD/ADD del PI en el grupo de supinados), con una posterior disminución de la misma en el momento DESCANSO, aunque en la mayoría de los casos no volviendo a los valores iniciales (excepto en el caso de la puntuación de la curvatura S-I del pie izquierdo de los pies pronados que vuelve a tomar el mismo valor que en el momento BASAL).

Ilustración 1. Variabilidad de la media del Foot Posture Index en Pies Neutros.

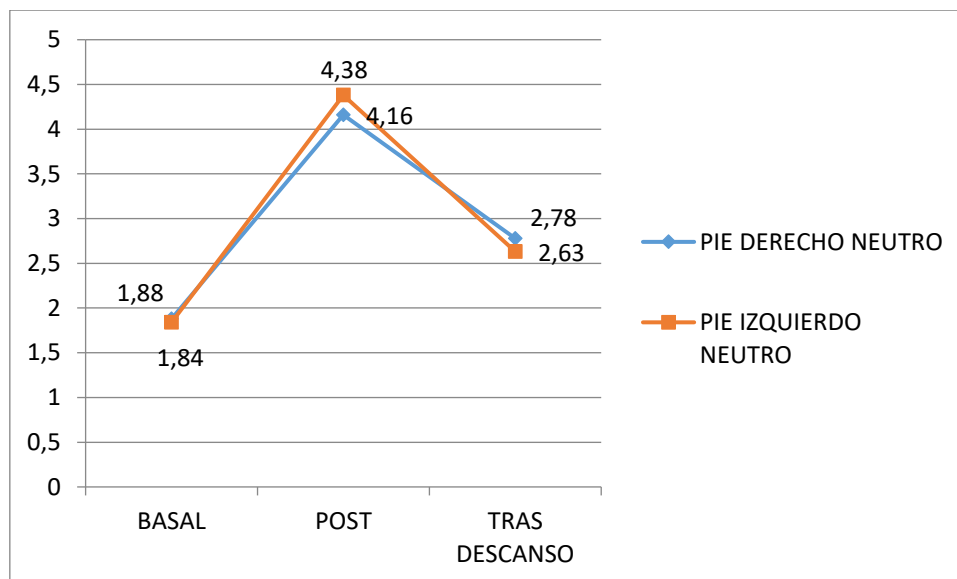


Ilustración 2. Variabilidad de la media del Foot Posture Index en Pies Pronados

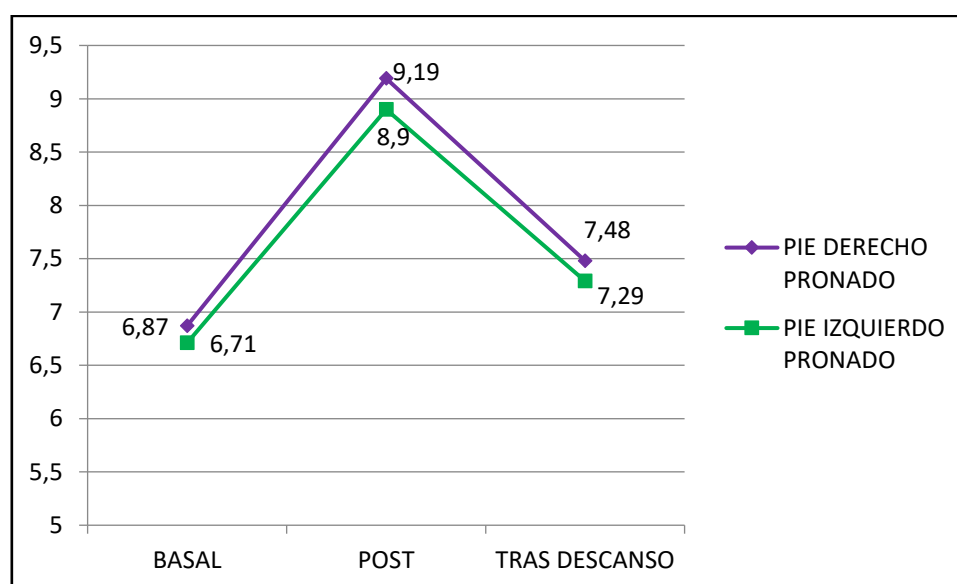
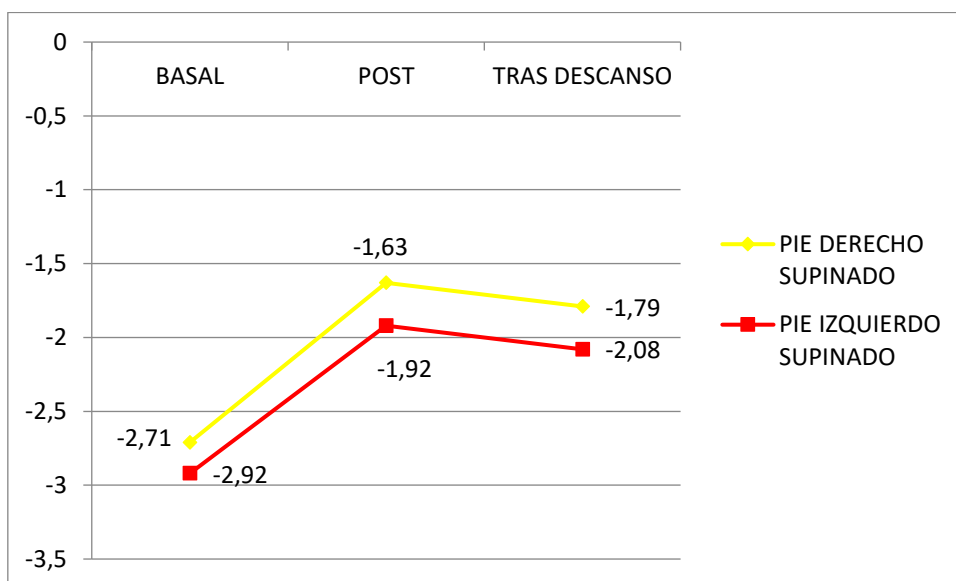


Ilustración 3. Variabilidad de la media del Foot Posture Index en Pies Supinados



Al analizar los datos correlacionados de los dos momentos experimentales en cada uno de los grupos se comprueba que existen cambios estadísticamente significativos en los tres, como se aprecia en tabla 7 (sombreado en verde) con $p < 0,05$.

Tabla 7. Comparación entre los momentos experimentales BASAL/POST en pies neutros, pronados y supinados.

2 MOMENTOS BASAL/POST	Neutros	Pronados	Supinados
Cab.Ast.PI	0,007	0,001	0,008
Prom.A-E.PI	0,001	<0,001	0,071
ALI.PI	<0,001	0,002	0,244
Calcaneo.PI	0,001	0,003	0,109
Curv.Inf-Sup.PI	0,002	0,005	0,011
ABD/ADD.PI	<0,001	<0,001	0,987
FPI.PI	<0,001	<0,001	0,225
Cab.Ast.PD	0,002	0,002	0,020
Prom.A-E.PD	0,008	<0,001	0,025
ALI.PD	<0,001	0,001	0,088
Calcaneo.PD	<0,001	0,004	0,134
Curv.Inf-Sup.PD	0,020	0,003	0,011
ABD/ADD.PD	<0,001	<0,001	0,552
FPI.PD	<0,001	<0,001	0,124

PI: pie izquierdo, PD: pie derecho, Prominencia A-E: prominencia astrágalo-escafoidea, ALI: Arco Longitudinal Interno, Curvatura S-I: curvatura supra e infra maleolar, ABD: abducción, ADD: adducción, FPI: Foot Posture Index.

Se puede apreciar cómo en los pies neutros y pronados, dichos cambios se producen en cada uno de los ítems como en el FPI-6 total.

En cambio, esto no se cumple con el grupo de pies supinados, donde los cambios estadísticamente significativos se hacen evidentes en sólo dos ítems (cabeza del astrágalo y curvatura supra e infra maleolar) en ambos pies y en el ítem de la prominencia antero-posterior del pie derecho, no afectando estos cambios a la puntuación del FPI total.

Como se reseñó anteriormente, las DNL son herramientas matemáticas que desde hace años se están aplicando a estudios de una gran variedad de ámbitos, entre ellos al ámbito sanitario.

Para entender los datos que nos arroja la entropía muestral (SampEn) hay que observar los valores absolutos. Este valor va a indicar si el sistema estudiado tiene características lineales o no lineales, teniendo en cuenta que, si dicho valor se acerca a 1 estamos ante un sistema con características no lineales o saludable, mientras que cuanto más se acerca al 0 se considera que el sistema es más lineal o presenta características de un sistema enfermo.

A continuación, se desarrollan los resultados obtenidos con la herramienta de dinámica no lineal (SampEn), tanto pre como post ejercicio estresante, y que se esquematiza en la siguiente tabla (Tabla 8):

Tabla 8. . Resultados de entropía muestral (SampEn) pre y post situación estresante.

		Neutros		Pronados		Supinados	
		Media ¹ /Mediana ²	p-valor	Media ¹ /Mediana ²	p-valor	Media ¹ /Mediana ²	p-valor
Media ROA_X_SampEmp	Pre	0,91	0,042 ²	0,63	0,005 ¹	0,64	0,022 ¹
	Post	0,83		0,52		0,56	
Media ROA_Y_SampEmp	Pre	0,30	0,003 ²	0,17	0,199 ²	0,16	0,960 ²
	Post	0,29		0,17		0,17	
Media ROC_X_SampEmp	Pre	0,92	0,051 ¹	0,47	0,011 ²	0,57	0,005 ²
	Post	0,83		0,45		0,53	
Media ROC_Y_SampEmp	Pre	0,36	0,150 ²	0,21	0,280 ²	0,18	0,218 ²
	Post	0,33		0,19		0,19	
Media RTPD_X_SampEmp	Pre	0,37	0,082 ¹	0,29	0,048 ²	0,30	0,042 ²
	Post	0,39		0,30		0,28	
Media RTPD_Y_SampEmp	Pre	0,40	0,695 ²	0,28	0,142 ¹	0,33	0,239 ¹
	Post	0,33		0,30		0,31	
Media RTPI_X_SampEmp	Pre	0,34	0,002 ²	0,32	0,685 ¹	0,28	0,396 ²
	Post	0,40		0,31		0,29	
Media RTPI_Y_SampEmp	Pre	0,44	0,270 ²	0,29	0,808 ¹	0,33	0,518 ¹
	Post	0,41		0,29		0,32	

ROA: Romberg ojos abiertos, ROC: Romberg ojos cerrados, RTPD: Romberg en tándem con pie derecho delante, RTPI: Romberg en tándem con pie izquierdo delante, SampEmp: Entropía muestral, p: valor de significación estadística.

Como se ha explicado en capítulos anteriores de este trabajo, el órgano del equilibrio está compuesto por la vista, el oído y la propiocepción del pie a nivel plantar. Por tanto, la posición de estudio ROA la consideramos la posición más funcional y fisiológica dónde están activados todos los factores que influyen en el equilibrio sin limitación ninguna.

Dicho esto podemos resaltar que en cuanto a valores absolutos se refiere, en cada una de las posturas estudiadas, tanto en el eje X (movimientos laterales) como en el eje Y

(movimientos antero-posteriores), el grupo de pies neutros es donde se observan valores más altos en ambos ejes. Atendiendo al significado de los valores obtenidos de SampEn, los pies neutros son el grupo que presenta características más caóticas o saludables en bipedestación estática; así mismo, si comparamos los valores del eje X respecto al eje Y los valores en el eje vertical son siempre inferiores al eje horizontal.

Cuando se estudia la posición ROC, se crea cierta situación de inestabilidad al anular uno de los sentidos que ayudan a mantener el equilibrio corporal, como es la visión. En esta línea podemos observar cómo el grupo de los pies neutros se mantiene prácticamente igual que en la posición ROA. En cambio, se observa cómo en el eje X de los grupos pies pronados y supinados los valores son inferiores a los de la posición anteriormente estudiada, incluso cayendo por debajo del valor 0,5 como es en el caso de los pies pronados. Además, atendiendo a estos valores absolutos se puede apreciar que, al prescindir del sentido de la visión, los datos obtenidos indican que en el eje Y incluso se ve un incremento de dichos valores, considerándose valores levemente más caóticos.

En las posiciones en tándem, la base de sustentación se cierra, teniendo implicación directa en el equilibrio estático, siendo la base del estudio del efecto sobre el equilibrio corporal tal y como se ha indicado en apartados anteriores.

El dato más evidente y que ocurre en ambas posiciones en tándem en todos los grupos de pies es la caída en los valores absolutos en el eje X. En cambio, en el eje Y, se puede observar cómo los valores absolutos en todos los tipos de pies aumentan.

Así mismo, en la tabla anterior, se destaca las posiciones y el eje donde existe diferencia significativa entre los datos PRE y POST ejercicio estresante. Cabe destacar cómo en el eje X de la posición ROA en los tres grupos existen diferencias significativas, siempre disminuyendo el valor absoluto de los datos. En cuanto al eje Y sólo existe diferencia significativa en el grupo de pies neutros, tendiendo a la linealidad.

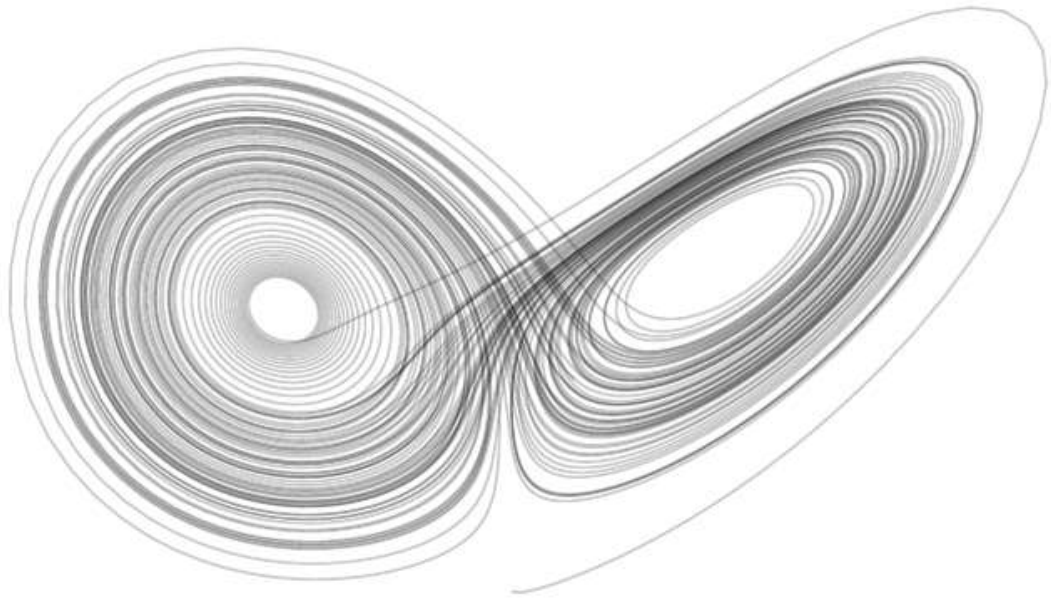
En la posición ROC los cambios significativos se observan en el grupo de pies pronados y supinados en el eje X. Al igual que pasaba en la posición anterior, los cambios van encaminados a que el sistema se vuelva más lineal. En esta posición en ninguno de los grupos existe diferencia significativa en el eje Y.

En cuanto a la posición RPDD, al igual que pasa en el ROC, los cambios se producen en el eje X de pies pronados y supinados, aunque en esta ocasión en los pies neutros el valor absoluto aumenta, aunque sea levemente, indicando que el sistema es más caótico y, por tanto, menos lineal.

Por último, en la posición RPID se observan cambios significativos en el eje X pero esta vez en el grupo de pies neutros. Al igual que pasaba anteriormente con los pies pronados, el cambio en valores absolutos se produce por un aumento de los mismos.

En general, en el comportamiento entre PRE y POST se puede observar como por lo general los valores tienden a caer, aunque hay varias excepciones. Esto hace pensar que

el ejercicio estresante provoca un estado de fatiga muscular que afecta directamente al equilibrio postural estático, puesto que los valores tienden a la linealidad.



DISCUSIÓN

DISCUSIÓN

Las modificaciones que se producen en el pie y las repercusiones en el sujeto son un tema constante de estudio dentro de la comunidad científica desde hace décadas, existiendo gran disparidad de conclusiones al respecto. Es por ello que se planteó la realización de un estudio que pudiese valorar la influencia de los distintos tipos de pie tienen sobre la aparición de fatiga muscular en el miembro inferior y el uso de herramientas que aporten una visión diferente y enriquecedora, a las que se suelen utilizar en biomecánica. Tras la valoración de los resultados, decir que por lo general los valores tienden a caer, aunque hay varias excepciones. Por tanto, el equilibrio corporal se ha visto influenciado tanto por el tipo de pie como por la situación estresante a nivel muscular. Esto hace pensar que el ejercicio estresante provoca un estado de fatiga muscular que afecta directamente al equilibrio postural estático, puesto que los valores tienden a la linealidad.

Además de las diferencias estructurales y de la biomecánica de cada persona, en la postura que adquiere el pie influyen aspectos como la capacidad muscular de cada sujeto (si está fatigado o no), la climatología que pueda afectar a dicha fatiga o cansancio, el calzado que use, incluso el nivel de estrés que padezca la persona en cada momento.

Por todo lo anteriormente comentado, para este estudio de laboratorio, se proyectó un protocolo de investigación que tuviese en cuenta la presencia de variables, aspectos materiales y de ejecución con el fin de minimizar la aparición de factores extrínsecos que pudieran interferir en todas y cada una de las fases de la investigación.

En este sentido, se tuvieron en cuenta una serie de condicionantes que pudiesen ejercer una influencia sustancial sobre las mediciones y pruebas, así como en sus resultados. Por ello se marcó un horario de recogida de datos, siendo durante la mañana (de 9:00 a 13:00 horas). Con ello intentamos evitar la influencia que puede existir sobre la prueba de las actividades de la vida diaria. Además, nos aseguramos que antes de realizar el protocolo, los participantes estuvieran como mínimo una hora, relajados en un habitáculo destinado para tal fin, al objeto de que llegaran a la prueba de la manera más descansada posible. En la literatura revisada no detallan este aspecto de la metodología que se podría considerar muy influyente en los resultados obtenidos, a excepción del trabajo realizado por Fernández García et al (116) en el cual detallan las condiciones en las que se realizó el experimento, siendo en una pista de atletismo, con unas condiciones ambientales soleadas sin que existiera perjuicios del viento y donde explica que la prueba fue realizada por los sujetos con calzado normal y no de clavos.

En cuanto a realizar la prueba descalzo o calzado, estudios como los de Kurz y Stergiou (117) concluyen como había diferencia significativas entre los sujetos calzado y descalzo para una prueba de estrategias de coordinación a nivel de tobillo. Teniendo en cuenta que nuestro trabajo es a nivel de laboratorio, se decidió realizar las pruebas descalzos y evitar este sesgo.

A la hora del tratamiento estadístico, el tamaño muestral es fundamental. Encontramos que existe un rango muy amplio de sujetos a analizar y de gran variabilidad. Lazzer et al (118) contaron con una muestra de 11 sujetos para valorar como afecta el coste del transporte metabólico durante una carrera de varias etapas. Coggan et al (119), en su estudio sobre el metabolismo muscular durante el ejercicio, contaron con una muestra final de 24 sujetos (seis sujetos por grupo).

En trabajos sobre FPI, por su parte, hay estudios que manejan muestras muy dispares desde investigaciones con una treintena de sujetos (120,121), otros con 40 (122), con 90 (59,123) o, incluso, con más de un centenar de sujetos (124).

En nuestro estudio se contó con una muestra total de 100 sujetos divididos según el tipo de pie (32 neutros, 30 pronados y 28 supinados). Como anteriormente se comentó, el cálculo de la cantidad de la muestra necesaria está basado en una fórmula matemática para asegurarnos de que los datos obtenidos sean significativos.

En cuanto a las posibles diferencias que pudieran existir atendiendo al género, según los datos analizados, los grupos son estadísticamente homogéneos. Aun así, estudios como el de Sánchez-Rodríguez et al (125), sobre 400 sujetos, concluía que no existe una diferencia significativa en los valores del FPI entre hombres y mujeres.

En la actualidad hay un gran número de trabajos que estudian cómo afectan las diversas morfologías del miembro inferior en el pie y en las patologías que se pueden sufrir a este nivel en el ámbito deportivo, aunque también se podría aplicar a actividades de la vida diaria.

En relación a los estudios diseñados para evaluar cómo se modifica la postura del pie tras la realización de una actividad física, aparece una cuestión que creemos clave, puesto que dicha actividad la realiza el sujeto con el correspondiente calzado.

Hoy día, la industria del calzado deportivo presenta un gran auge e importancia a la hora de realizar actividad físico-deportiva. Se dedican muchos esfuerzos económicos y tecnológicos, para fabricar un calzado de mayor calidad y, sobre todo, especializado que ayude a mejorar y facilitar el rendimiento del deportista (tanto a nivel profesional como aficionado). Existen calzados con control de estabilidad, con mayor o menor amortiguación, específicos para sujetos con distinto peso, talla y nivel deportivo, adaptados para las distintas modalidades, suelos e, incluso, duración de la prueba. Es interesante destacar que, incluso aquellos calzados especificados como neutros, presentan elementos que ayudan en el control de la pronación en situaciones de estrés orgánico, para ayudar y/o mejorar el rendimiento deportivo.

Tanto es así, que autores como Malisoux et al (124) realizaron un ensayo controlado aleatorio y cegado sobre el riesgo de lesión en corredores que usan zapatillas estándar o con control de la pronación, concluyendo que el riesgo es menor en aquellos sujetos que realizan la carrera con un calzado con control de la pronación. Además, remarca que los pies pronados pueden obtener un mayor rendimiento con este tipo de calzado.

Considerando lo anteriormente descrito en cuanto a la metodología, cabe resaltar que los datos arrojados por este estudio son datos de laboratorio; es decir, bajo unas condiciones específicas e iguales para todos los participantes. En concreto, todos los sujetos experimentales realizaron las distintas fases del estudio sin calzado alguno que pudiese interferir en el trabajo propio de su sistema músculo-osteo-articular, ya que uno de los objetivos principales es conocer cómo cada tipo de pie realiza la actividad y cómo se ve afectada por la misma sin influencia externa alguna.

Para explicar la fatiga muscular podemos recurrir a la definición realizada por Gómez-Campos et al en 2010 (70) como la incapacidad del músculo para seguir generando un nivel de fuerza o una intensidad de ejercicio determinada.

El cómo llegar a esa incapacidad a seguir generando fuerza por parte de una musculatura es otro punto en el que la comunidad científica se encuentra dividida.

En una revisión de la literatura se puede observar que hay diferentes pruebas para llegar a dicha fatiga. Autores como Fernández García et al (116), Theodorou (126) o Carmelo Bosco (127) realizaron una serie de pruebas de saltos con los que se puede valorar la fuerza explosiva de una musculatura, así como fatigarla.

Otros autores abogan por distintos métodos para llegar a este mismo fin. Así Steib et al (128) o Garrido Chamorro (129) realizaron pruebas de carrera sobre un tapiz rodante. También encontramos estudios que realizan pruebas de sprints repetidas (RSA) como indica en su trabajo Clemente Suárez (130).

Por otro lado, Gómez Benítez et al (121), González Jurado (131) o Whyte (132) propusieron un programa de entrenamientos con diferentes ejercicios de resistencia de tipo aeróbico.

Es interesante, tras valorar la cantidad de pruebas que se pueden realizar, investigar de qué manera se estudian los datos para tener la certeza de que el sujeto ha entrado en una situación de fatiga muscular. En esta cuestión también hay una amplia variedad de trabajos.

Clásicamente se han realizado pruebas de volumen máximo de oxígeno ($VO_{2\text{máx}}$). Autores como Garrido Chamorro (129) o Lazze et al (118) realizaron este tipo de prueba. O también, mediante muestras de sangre para medir los niveles plasmáticos de CK y LDH, como muestra en su estudio González Jurado et al (131).

En los últimos tiempos se advierten trabajos que miden la fatiga muscular mediante electromiografía, como presenta en su trabajo Fernández et al (133) y Kelly (134) o incluso mediante test validados como es el Pictorial Children's Effort Rating Table (PCERT), propuesto en el trabajo de Gómez Benítez (121), aunque en este caso se trata de una valoración personal de cada sujeto sobre su situación de cansancio o fatiga orgánica y no particularmente muscular.

Otro método comúnmente utilizado es mediante los test de saltos propuestos por Bosco (115). Este mismo autor, en otro trabajo para valorar la fuerza dinámica, explosiva y la potencia anaeróbica de un sujeto, trabajó mediante estos test de saltos verticales.

Fernández García et al (135) en 2005 realizaron un trabajo sobre los efectos de la fatiga muscular sobre la fuerza explosiva en el Squat Jump (SJ) y la velocidad, donde concluyeron que la fatiga muscular provoca un descenso del rendimiento sobre la fuerza explosiva y por tanto un descenso en la velocidad de sujeto. Más tarde, en 2007 (116) realizaron una comparación entre dos tipos de actividades fatigantes como son los multisaltos y la pliometría y concluyeron que las actividades que implican multisaltos influyen menos en la fatiga que las pruebas pliométricas, tanto para el rendimiento en una prueba de velocidad máxima así como para un test de capacidad de saltos.

Theodoruo et al (126) también llevaron a cabo un estudio sobre la evaluación de la potencia anaerobia, donde realizaban pruebas de saltos verticales.

Como se puede observar hay una gran variedad de recursos en cuanto a las pruebas con las que conseguir fatigar la musculatura. En este estudio nos decantamos por las pruebas de saltos por las características de la sala donde se realizaba la recogida de datos, así como por la sencillez de los datos a recoger. Además, cabe destacar que la plataforma de fuerzas que se usó en la recogida de datos aportaba una variable fundamental (índice de fatigabilidad), gracias al cual conocemos, de forma totalmente objetiva, que por debajo del valor 80% el sujeto ha entrado en fatiga muscular (113–115).

Por otro lado, las variantes morfológicas que puede presentar el pie, como puede ser un pie neutro, pronado o supinado, han sido estudiadas por distintos autores con el fin de reconocer de qué manera estresan a los tejidos y, por tanto, ser un factor predisponente a la producción de lesiones. Ya McPoil et al (136) en 1995 propusieron un modelo de estrés de tejidos.

Hay que tener en cuenta que existen muchas variaciones dentro de cada tipo de pie y que, atendiendo a ello, dichos pies presentarán diversas adaptaciones funcionales que, en ciertos casos, podrían ser causa de aparición de alteraciones o patologías.

Estudios clásicos evidencian que un pie supinado tiene una mayor predisposición a sufrir algún tipo de lesión frente al neutro o al pronado (56,60,137,138).

A pesar de todo, es ampliamente reconocido el hecho de que la postura que adquiere el pie, en unión con otros factores extrínsecos como la edad, la preparación física, etc., se combinan para influir en el riesgo de padecer algún tipo de lesión (56,139), tanto a favor como en contra de esta situación.

El cómo clasificar el pie ha sido otro caballo de batalla dentro de la rama sanitaria y más concretamente dentro de la podología. Así, clásicamente se ha venido haciendo mediante distintas mediciones sobre una huella plantar. Actualmente, se está usando con mayor asiduidad en un elevado número de estudios la catalogación mediante el Foot Posture

Index propuesto por el Dr. Redmond (48,51) ya que se trata de una herramienta fácil, rápida y, sobre todo, validada científicamente.

En la literatura hay un amplio número de trabajos que proponen que la complejidad que muestran las señales biológicas puede estar relacionada con la capacidad del sistema estudiado para generar repuestas adaptativas ante las distintas perturbaciones (140).

Aceptando la premisa anterior consideramos, como se detalló en capítulos anteriores, que ante una mayor complejidad (que el valor absoluto de la SampEn sea más cercano a 1) se asocia a sistemas más saludables, mientras que ante una pérdida de complejidad o valores más lineales (más cercano al 0) se relaciona con un sistema más enfermo (22).

Para poder obtener resultados mediante DNL es necesario obtener una serie temporal. En este sentido, en la literatura consultada para el estudio del equilibrio corporal encontramos un amplio rango de frecuencias en la recogida de datos. Podemos encontrar estudios donde en su recogida de datos se trabaja con frecuencias de 500 Hz (141), 100 Hz (142), e incluso estudios donde se trabaja con frecuencias de 10 Hz (142,143). Como se puede comprobar, el rango de frecuencia es muy dispar.

Borg et al (142) en su trabajo defienden la idea que para el estudio del equilibrio en bipedestación bastaría con una frecuencia de datos de 10 Hz. En cambio otros autores como Rhea et al (141) postulan que la frecuencia de muestreo debe ser superior a los 20 Hz, ya que el movimiento involuntario en el ser humano acontece a 8-10 Hz. Por todo ello, en nuestro estudio se ha tomado una frecuencia de muestreo de 100 Hz y evitar posibles interferencias con dichos movimientos involuntarios.

En cuanto al tiempo necesario en cada prueba para tomar la serie temporal, en condiciones estáticas autores como Van de Kooij et al (144) y Scoppa et al (145) defienden que el tiempo mínimo sería de 20 segundos, puesto que el control postural requiere de algunos segundos de ajuste y así no perder consistencia en los datos. Por otra parte la International Society for Posture and Gait Research (146) sugirió que durante la recogida de datos los parámetros más constantes se dan entre los 25 y 40 segundos, por ello el tiempo razonable sería de 30 segundos por prueba dejando 5 segundos previos al comienzo de la toma de datos. Siguiendo estas premisas se recogieron los datos en este estudio para obtener las series temporales más fiables posible.

A día de hoy este tipo de estudios tienen un mayor impacto en el entorno de la actividad física y el deporte, donde se hace un mayor hincapié en el estudio de qué tipo de pie presenta una mayor propensión a sufrir lesiones tras actividades que provoquen un desgaste físico en el organismo del sujeto que la desarrolle o, incluso, como agente causal de lesiones.

En la literatura científica encontramos un gran número de trabajos sobre el FPI. Actualmente, dichos trabajos se enfocan más a las consecuencias que puede traer un esfuerzo físico a la postura que adquiere el pie.

Hay que recordar que nuestro trabajo en un estudio de laboratorio, por lo que el sesgo más claro que se intentó controlar fue la influencia del calzado sobre la modificación del pie, puesto que en la industria del calzado, y aún más en el calzado deportivo, hay una inversión a nivel económico y de investigación muy grande, para que el calzado ayude a mejorar el rendimiento de la persona y evitar que se fatiguen o lo hagan lo más tarde posible. Este detalle lo creemos fundamental puesto que la mayoría de los trabajos revisados analizan a los participantes antes y después de una actividad física, que de manera lógica cada uno lo realizaba con su calzado personal, sin tener en cuenta, ya no la marca o el modelo, sino el desgaste que pudiera sufrir dicho calzado.

Además, un dato que puede ser relevante para esta línea de investigación es, tal y como los afirman Hernández-Gervilla et al (147), el FPI no se asocia de manera significativa a los parámetros cinemáticos de la carrera. Esto nos lleva a pensar que cuando se realiza una actividad deportiva y se produce una modificación en la postura del pie es por la influencia del estrés muscular y no por la técnica de carrera que realice cada uno.

Dicho esto, Cowley y Marsden (120) en su estudio analizaron el efecto que supondría una carrera de larga distancia en la postura del pie (mediante FPI), y en el que mostraron que se sufría un cambio en la postura del pie a posiciones de mayor pronación, en concordancia con los resultados obtenidos en nuestra investigación.

En esta misma línea, Gómez-Benítez et al (121) valoraron la modificación del pie tras una actividad física en niños con pies neutros y pronados, donde se evidenciaron cambios tras actividades deportivas encaminadas a una mayor pronación, en la misma línea que en nuestra investigación.

Peláez-Menacho et al (148) llevaron a cabo un estudio donde los sujetos practicaban ciclismo de montaña al menos durante 3 horas, concluyeron que existía una relación directa entre la práctica deportiva y los cambios en el FPI. Hay que destacar este estudio puesto que el ciclismo es un deporte donde el pie no sufre impactos repetitivos, y aun así el estrés muscular durante la práctica provoca cambios en el pie, en sintonía con nuestros resultados.

Observándolo desde otra perspectiva, ¿habría relación entre el tipo de pie y la actividad física que se realiza? ¿Es el tipo de actividad física el que influye en el tipo de pie?

Gago-Reyes et al (149) analizaron la influencia del deporte sobre la postura del pie analizando la postura del pie en un grupo de atletas federados frente a un grupo de sujetos sedentarios. Concluyeron que el grupo de sujetos deportistas tienen un pie más neutro que los sedentarios, sin que influya la tasa de impactos.

Martínez-Nova et al (59) en un trabajo sobre 90 sujetos en 3 deportes diferentes (baloncesto, balonmano y carrera) indicaron que los pies de los jugadores de baloncesto y de los corredores se catalogaban como neutros, con tendencia a la pronación, mientras que el de los jugadores de balonmano eran supinados.

En nuestro estudio se comprueba la existencia de cambios en la postura del pie tras sufrir una situación de fatiga muscular. Aunque quisiéramos destacar que en nuestro caso se trata de una tendencia, puesto que los resultados indican que la variable FPI total se modifica hacia la pronación, su valor tras la situación estresante no sobrepasa los valores que limitan cada grupo. Es decir, no adopta valores de otro tipo de pie, como se observa en las ilustraciones del apartado de resultados.

Un dato reseñable es el hecho de que, si analizamos los ítems más significativos en los dos momentos de estudio, mientras que en los pies neutros y pronados se observan cambios tanto en cada uno de sus ítems y como consecuencia en el FPI total de cada pie, los pies supinados se ven claramente influenciados por los ítems de la cabeza del astrágalo y la curvatura supra e infra maleolar en ambos pies. Siendo, por tanto, estos ítems los que provocan un cambio estadísticamente significativo en el FPI total.

En pies neutros y pronados para que se produzca el cambio significativo del FPI total en ambos pies, también se adoptan cambios significativos en cada uno de los ítems, por lo que son pies más sensibles a modificarse por una acción de estrés muscular.

Esto nos puede llevar a pensar que cada tipo de pie estará condicionado para un tipo de actividad u otra, como exponen en su trabajo Martínez-Nova et al (59), en el que analizaron los pies de sujetos que practicaban diferentes actividades deportivas y en cada actividad predomina un tipo de pie concreto. Además, y en concordancia con nuestros hallazgos, afirman que la cabeza del astrágalo es de los ítems más influyentes. Pero también cabe destacar que solo realizaron la medición antes de la práctica deportiva.

Como se ha detallado a lo largo de este trabajo, cada tipo de pie adquiere unas características propias, de manera que la superficie de contacto con el suelo es diferente. Por tanto, esto nos hace pensar que el número de propioceptores o receptores podales que recogen información es diferente. Es por ello que uno de los objetivos de este estudio es valorar el equilibrio estático varía según el tipo de pie.

En esta línea Angin et al (9) clasificaron el tipo de pie mediante la herramienta FPI y valoraron la velocidad de balanceo postural. Concluyeron que había una asociación directa, que aumenta por la pronación del pie.

Cote et al (150) desarrollaron un trabajo en el que valoraron el equilibrio estático sobre una pierna en posiciones de ROA y ROC según el tipo de pie, mediante herramientas clásicas. Sugirieron, en concordancia con nuestros resultados, que el tipo de pie influye en la estabilidad postural estática, dónde el pie pronado fue el tipo de pie que se vio más afectado. Aunque dónde realmente se observaron cambios significativos fue en el equilibrio dinámico.

También Hertel et al (151) realizaron un estudio sobre el equilibrio corporal sobre una pierna valorando los 3 tipos de pies mediante herramientas clásicas (centro de presiones). Concluyen que el médico o terapeuta que evalúan el control postural de un sujeto debe ser consciente de las diferencias preexistentes entre los distintos de pies que existen,

porque influyen en el control postural. En sus resultados muestran que aunque en el área de balanceo del centro de gravedad no se valoran cambios significativos entre los diferentes tipos de pies, los pies cavos sufrían un aumento en el balanceo del centro de gravedad que los pies neutros.

Estos mismos autores en otro trabajo (152) analizaron la influencia del tipo de pie y del tratamiento ortopodológico sobre el equilibrio corporal, concluyendo que la ortesis plantar mejora el control postural en el pie supinado. Analizando esta afirmación, es coherente deducir que la ortesis plantar ayuda a que los receptores del pie obtengan más información al tener más contacto, y así mejora el control postural.

Sami et al (153) valoraron en su trabajo el efecto que tiene sobre el equilibrio corporal en pies neutros y pronados (catalogados mediante FPI), en el que afirmaron, también en la misma línea que nuestros datos, que el tipo de pie influye en el equilibrio. Incluso van más allá indicando que los pies pronados pueden ser más susceptibles a producir cambios en el equilibrio dinámico que los pies neutros.

Como se ha desarrollado a lo largo trabajo, el equilibrio postural se ha estudiado en las últimas décadas mediante una metodología clásica. Actualmente, cada vez más se aboga por una individualización de cada paciente que aparece por la consulta. Como describe Stergiou (18), el concepto de variabilidad y las medidas para las dinámicas no lineales utilizadas para evaluar el movimiento abren nuevas perspectivas para la investigación en la disfunción del movimiento humano. Esta variabilidad, tal y como la describe el autor, tiene una organización particular, caracterizada por una estructura caótica. Las derivaciones de este estado pueden conducir a sistemas inestables, asociados a estados patológicos poco saludables.

Por ello, las últimas tendencias estudian el equilibrio mediante herramientas de dinámicas no lineales. Autores como Franco et al (92) afirman que la entropía es una herramienta adecuada para poder evaluar el control del equilibrio.

Cavanaugh et al (154) trabajaron con la entropía aproximada, concluyendo que analizando posturas de equilibrio (incluso de doble tarea), la entropía puede detectar cambios muy sutiles en el control postural. Además dejan entrever que estos hallazgos pueden tener implicaciones en futuros estudios a nivel de la neurociencia y rehabilitación física.

Lee y Sun (155) valoraron el equilibrio estático sobre 4 posturas (ojos abiertos y cerrados sobre una y dos piernas) mediante entropía multiescala. En sus conclusiones sugirieron que para el estudio del equilibrio estático la entropía es una herramienta óptima por valorar el índice de complejidad.

Rhea et al (156) analizaron el equilibrio estático en adultos jóvenes y adultos mayores mediante entropía muestral. Se realizaron pruebas de ROA de 30 segundos en 3 condiciones diferentes (sin instrucciones previas, con instrucciones de enfoque interno y con instrucciones de enfoque externo). Mostraron que la entropía muestral era

modificable en adultos mayores, abriendo una posibilidad de intervenciones cognitivas muy amplias para evitar caídas. Además concluyeron que las instrucciones de enfoque externo ayudan a controlar la entropía. Esto es relevante para nuestros resultados, puesto que si a estas conclusiones le sumamos las características de cada tipo de pie se abre un gran abanico de posibilidades para mejorar la salud, por la mejora del control estático.

Terada et al (157) realizaron un estudio para evaluar el equilibrio sobre una pierna en individuos con inestabilidad crónica de tobillo y el grupo control, mediante entropía muestral. En su trabajo afirmaron que los valores más bajos de entropía se correlacionaban con los participantes que padecían inestabilidad. Estos resultados consideramos que se correlacionan con los nuestros, puesto que los valores más bajos de entropía se han dado en los tipos de pies más “patológicos”.

En este sentido, Rathleff et al (158) calcularon la entropía muestral para establecer valores normales de variabilidad no lineal según el tipo de pie. Para ello se catalogó el pie de los participantes según el FPI en neutros pronados y supinado y calcularon la caída del hueso navicular. En la siguiente tabla se exponen los resultados:

Tabla 9. Valores de la entropía muestral obtenidos en el estudio de Rathleff et al (158)

	NEUTROS	PRONADOS	SUPINADOS
MUJERES	0,96	0,77	1,10
HOMBRES	1,06	0,86	1,25

En relación con nuestros resultados la mayor discrepancia es que el valor de la entropía menor y por tanto más saludable es para los pies pronados en ambos sexos. Hay que tener en cuenta que este trabajo evalúa la caída del hueso navicular y no el equilibrio, pero queda constatada la importancia del uso de herramientas no lineales para el estudio de sistemas biológicos.

Zhanyong et al (159) analizaron mediante entropía muestral el centro de presiones plantares durante la fase de apoyo de la marcha en 4 tipos de pies (pies valgos, pies cavos, pies neutros y hallux valgus). Concluyeron que existen diferencias estadísticamente significativas en el desplazamiento del centro de gravedad dependiendo del tipo de pie. Esta conclusión está en concordancia con nuestros hallazgos, aunque se hayan estudiado variables diferentes.

Algaba et al (81) analizaron el equilibrio estático en 12 sujetos mediante SampEn con pruebas de ROA y ROC. En los resultados mostrados por su investigación se puede observar cómo la media de los valores absolutos de la SampEn en general, tanto en el eje X como en el Y son superiores a los obtenidos en nuestra investigación. Cabe destacar que en este estudio no se distingue tipo de pie.

Analizando los ejes, observamos como en el eje X para posición ROA la media del valor absoluto que obtienen es 1,53 frente a los 0,91 de los pies neutros, 0,63 de los pies pronados o 0,64 de los pies supinados. En este mismo eje pero con la posición ROC, el trabajo de Algaba et al se mantiene en valores absolutos de 1,53 mientras que los obtenidos por nosotros se mantienen en pies neutros (0,92), pero caen en pies pronados (0,47) y en pies supinados (0,57).

En el eje Y para la posición ROA, Algaba et al obtienen una media de valores absolutos de 1,37. Valor muy superior a los obtenidos en este estudio que para los pies neutros es de 0,30, para pies pronados 0,17 y pies supinados 0,16. En cambio en nuestro estudio los valores del eje Y en la posición ROC aumentan levemente para los 3 tipos de pies; 0,36 en pies neutros, 0,21 en pies pronados y 0,18 en pies pronados. Mientras que para Algaba et al desciende a 1,06.

Tanto en un estudio como en otro queda patente que en la posición ROA y ROC el eje X tiene un valor más alto que el eje Y, por lo que deducimos que en dichas posturas hay mayor capacidad de adaptación en movimientos a nivel antero-posterior que en movimientos laterales.

Aunque en la literatura hay un gran número de estudios sobre el equilibrio corporal, apenas encontramos bibliografía donde dicho equilibrio se estudie clasificando el tipo de pie.

En podología desde siempre se ha hecho mucho hincapié en el tipo de pie de cada sujeto, puesto que cada uno tenía sus características particulares, por lo que creemos que uno de los puntos significativos es el hecho de clasificar el tipo de pie, porque como se ha constatado el equilibrio corporal se ve afectado por el tipo de pie tanto en el eje X como en el eje Y.

Rizzato et al (95) analizaron el equilibrio corporal antes y después de un ejercicio fatigante (carrera moderada durante 20 minutos sobre tapiz rodante y tapiz rodante acuático) mediante pruebas de ROA y ROC. La carrera la realizaban a una velocidad que el sujeto la percibiera como de intensidad moderada, por lo que la velocidad varía según el sujeto. Al igual que pasaba anteriormente, no se tuvo en cuenta el tipo de pie de cada sujeto. Según el protocolo realizado por Rizzato et al, no se puede afirmar con datos analíticos que el sujeto entrara en fatiga muscular.

En este estudio los valores absolutos en la SampEn son más bajos que en nuestro estudio tanto pre como post ejercicio estresante, como podemos observar en la siguiente tabla (Tabla 10).

Tabla 10. Valores absolutos entropía muestral obtenidos en el estudio de Rizzato et al (95)

	EJE X	EJE Y
ROA PRE TAPIZ	0,34	0,30
ROA POST TAPIZ	0,35	0,31
ROC PRE TAPIZ	0,30	0,27
ROC POST TAPIZ	0,33	0,29
ROA PRE TAPIZ ACUATICO	0,35	0,29
ROA POST TAPIZ ACUATICO	0,35	0,30
ROC PRE TAPIZ ACUATICO	0,32	0,32
ROC POST TAPIZ ACUATICO	0,28	,028

ROA: Romberg ojos abiertos, ROC: Romberg ojos cerrados.

Como se puede vislumbrar en la tabla anterior los valores PRE y POST apenas tiene variación y, en general, son más bajos que los obtenidos en esta investigación, sobre todo en el eje X.

Los valores recabados en el tapiz y en el tapiz acuático son prácticamente similares, cuando por la diferencia a nivel de trabajo tanto biomecánico como muscular es muy diferente.

La escasa variación en los datos entre PRE y POST nos hace pensar que los sujetos no llegaron a entrar en fatiga muscular lo suficiente como para producir cambios estadísticamente significativos. Además, como ocurre en trabajos anteriores no se clasifica el tipo de pie.

Como se ha podido comprobar, los trabajos revisados para el estudio del equilibrio corporal se han analizado de manera clásica, encontrando muy poca información del estudio del equilibrio mediante DNL. Este número de trabajos disminuye exponencialmente aún más si queremos valorar el equilibrio dependiendo del tipo de pie mediante DNL. A todo esto hay que añadir otro factor como es el cambio de equilibrio PRE y POST ejercicio fatigante mediante DNL.

Aplicación práctica de los resultados

Realizando una maniobra tan simple como el FPI se puede catalogar el pie de una persona en estática de manera rápida. Además, actualmente la mayoría de las consultas podológicas están equipadas con una mayor tecnología como puede ser las plataformas de presiones o fuerza e incluso tapiz rodante que complementan los datos obtenidos con la herramienta anterior, aportando una información sustanciosa a nivel clínico.

Todo ello nos puede ser de gran utilidad a la hora de incorporar en nuestro protocolo de exploración el FPI y repetirlo tras una de las sencillas pruebas que se pueden realizar en consulta. De esta manera se puede valorar cómo responde dicho pie ante una situación de estrés y si es propenso a sufrir alguna lesión o no.

El hecho de saber que un tipo de pie es más susceptible a modificarse bajo momentos de estrés muscular puede ser fundamental en nuestra práctica clínica diaria para ayudar a mejorar lesiones de nuestros pacientes o incluso evitarlas.

En la sociedad en la que vivimos actualmente se aboga por tratar a cada persona como un todo y único en casi todos los ámbitos de la vida. En la faceta de salud no es menos, y comprobamos como se trabaja de manera personalizada desde la alimentación, los tratamientos médicos hasta los entrenamientos personales.

Es aquí donde las herramientas de DNL se hacen fundamentales. Cada persona es única, y llevamos años comprobando que para una misma patología, se aplica el mismo tratamiento y no siempre el resultado es el idóneo.

Este tipo de herramientas pretenden individualizar el estado de cada sujeto en cada momento. De esta forma poder darle el tratamiento más adecuado cuando lo necesite. Y sobre todo, que sean dinámicos, puesto que el estado de salud de cada individuo varía en el tiempo, por lo que siempre no necesitará el mismo tratamiento.

Dicho todo esto, se debe reseñar lo fundamental de una anamnesis exhaustiva y un estudio minuciosos para individualizar cada caso lo máximo posible.

Por ello creemos de gran importancia el usar herramientas de dinámicas no lineales que nos proporcionen datos individualizados en cada momento.

Limitaciones de la investigación

Estimamos oportuno reseñar que de las limitaciones más evidentes de este trabajo es la implantación de un único período de tiempo de recuperación de los sujetos, debiéndose ampliar el mismo hasta obtener los datos objetivos de que dicho proceso ha sido completado de forma satisfactoria por parte de todos los sujetos experimentales del estudio.

Aunque la muestra es suficiente, es evidente que al vivir esta situación de alerta sanitaria el número de sujetos podría haber sido más amplio y poder arrojar unos datos más significativos, aunque insistimos en que es un número suficiente atendiendo al cálculo muestral estadísticamente realizado.

Además, cabe destacar, que los resultados arrojados por este estudio son siempre en condiciones de laboratorio. Esto proporciona un aumento de validez interna, pero hay que entender que la validez externa puede verse comprometida.

Prospectiva de futuro

En futuras investigaciones se podría aumentar el tamaño de la muestra con el fin de extraer datos de mayor significación, pudiendo extraer información en cuanto a la influencia que pudiera tener el sexo o el IMC en sujetos adultos. Aunque en población infantil autores como Gijón-Noguerón et al afirman que la masa corporal no parece tener influencia sobre la postura estática del pie y que las variables edad y sexo son de escasa importancia (160).

Por otro lado, se podrían estudiar las variaciones que se producen entre sujetos sanos y sujetos que padezcan algún tipo de lesión que afecte de manera directa al pie.

Otro aspecto fundamental para entender cómo un organismo se recupera tras actividades físicas estresantes es el tiempo que necesitan para volver a valores de normalidad o basales, siendo este un aspecto que nos ha conllevado muchas dudas durante la realización de las pruebas de campo. Gómez Benítez et al (121) afirman en su trabajo que sería conveniente evaluar parámetros como el FPI tras un periodo de descanso.

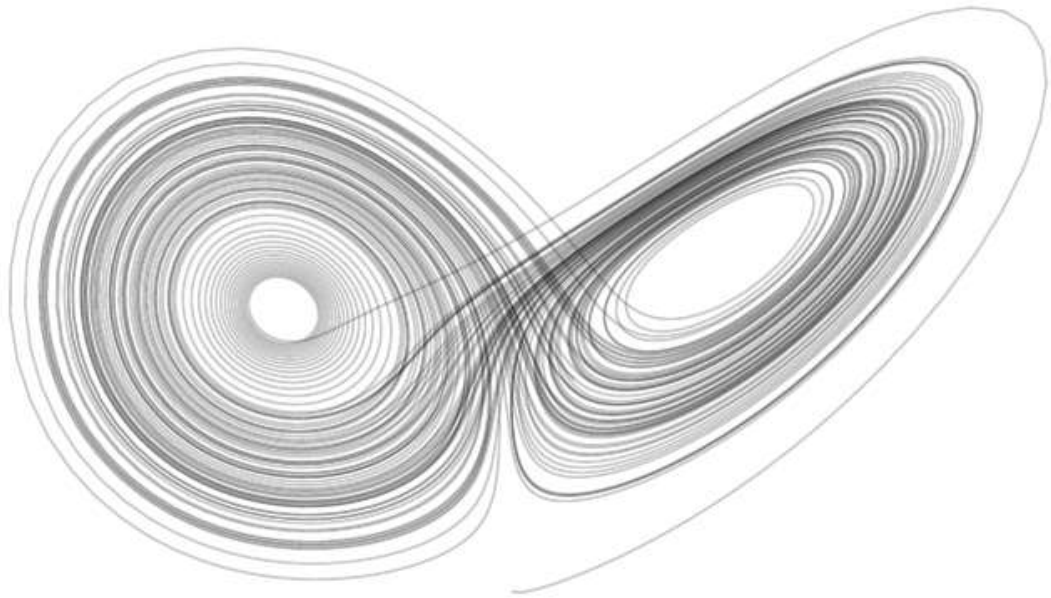
Por el contrario, no se ha encontrado en la literatura consultada dato alguno de cuál es el tiempo estimado para una correcta recuperación, por lo que se consideró un plazo de 10 minutos como tiempo razonable. Los resultados obtenidos en nuestro estudio tras el periodo de recuperación revelan que, aunque se producen modificaciones en el pie, éstas no se podrían considerar concluyentes, puesto que los valores tras el reposo no se acercan a los valores iniciales. Este hecho nos hace recapacitar en si el periodo de recuperación estipulado es suficiente o se debería recalcular. Así mismo, estos datos podrían ser objeto de estudio en relación al tiempo mínimo necesario que cada tipo de pie necesita para estar en situación basal, lo que podría llevar a tener mayor o menor predisposición a la aparición de lesiones si no se respeta dicho tiempo antes de volver a someterlos a nuevas situaciones estresantes.

Por lo que creemos pertinente valorar el tiempo necesario de descanso tras una situación de estrés muscular para volver a valores basales y obtener resultados más clarificadores.

Consideramos conveniente analizar en futuros estudios la implicación que posee la dominancia del miembro inferior del sujeto en cuanto a una mayor fatigabilidad o

recuperación y su participación en la repercusión de padecer o no algún tipo de lesión, respondiendo entonces a preguntas como: ¿tiene influencia la dominancia de la lateralidad en los sujetos a la hora de combatir los efectos de la fatiga muscular?; ¿el pie dominante recupera menos porque está más sobrecargado que el no dominante?; o, ¿está por tanto el pie dominante más expuesto a lesionarse?

Por otro lado, y por mejorar la validez externa comentada anteriormente, también se abren vías de estudio encaminadas a responder preguntas como: ¿Se fatigará más un sujeto con un calzado nuevo o con un calzado desgastado? ¿Influye esto en la postura del pie tras una situación de fatiga muscular?

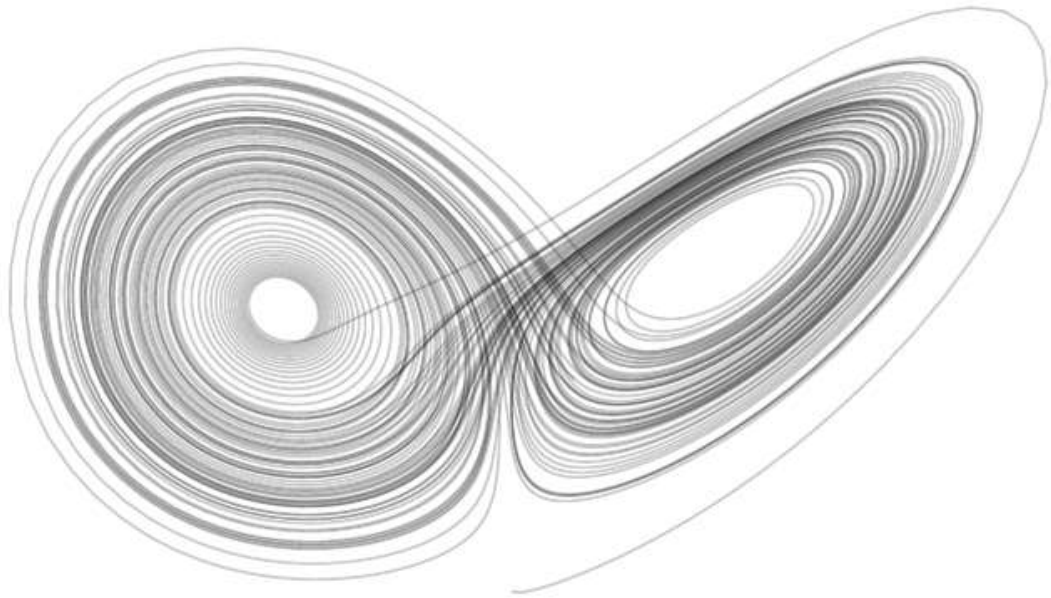


CONCLUSIONES

CONCLUSIONES

A continuación se detallan las conclusiones obtenidas de la realización del presente trabajo:

1. Una situación de estrés afectaba al índice de postura del pie o FPI en los sujetos de nuestro estudio.
 - a. Los tres tipos de pies se vieron afectados por la fatiga muscular tendiendo a la pronación, aunque no llegaron a sufrir un cambio tal como para cambiar de catalogación en ambos pies.
 - b. Tanto para los pies neutros como pronados el estrés muscular produjo cambios significativos en cada uno de sus ítems, así como en el FPI total en ambos pies, mientras que en los pies supinados los cambios se produjeron en la cabeza del astrágalo y la curvatura inferior y superior del maléolo externo de ambos pies, así como en la prominencia de la articulación astrágalo-escafoidea del pie derecho.
2. El equilibrio corporal se vio influenciado tanto por el tipo de pie como por la situación estresante a nivel muscular en los participantes del estudio.
 - a. En nuestro estudio, los pies neutros son los que tuvieron características menos lineales, por lo que se pudieron considerar los más saludables o adaptativos.
 - b. Tras una situación de estrés muscular, los pies neutros volvieron a tener unas características más caóticas o saludables.
 - c. Los pies pronados y supinados tuvieron las mismas tendencias, presentado cambios significativos tanto en la posición ROA como ROC en el eje X.



BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

1. Delgado JM. Manual de Neurociencia. 1ª Ed. Madrid:Editorial Síntesis;1998.
2. Trew M, Everett T, Madero García S. Fundamentos del movimiento humano. 1ª Ed. Barcelona: Elsevier/Masson; 2006.
3. Moreno-de-la-Fuente JL. Podología general y biomecánica. 2ª Ed. Barcelona: Elsevier/Masson; 2003.
4. Moreno-de-la-Fuente JL. Podología deportiva. 2ª Ed Barcelona: Elsevier/Masson; 2005.
5. Abián-Vicén J, Alegre-Durán LM, Lara-Sánchez AJ, Jiménez-Linares L, Aguado-Jódar X. Fuerzas de reacción del suelo en pies cavos y planos. Arch Med Deporte. 2005;22(108):285–292.
6. Lara-Diéguez S, Lara-Sánchez AJ, Zagalaz-Sánchez ML, Martínez-López EJ. Análisis de los diferentes métodos de evaluación de la huella plantar. Retos. 2011;19:49-53.
7. Berdejo-del-Fresno D, Lara-Sánchez AJ, Martínez-López EJ, Cachón-Zagalaz J, Lara-Diéguez S. Alteraciones de la huella plantar en función de la actividad física realizada. Rev Int Med Cienc Act Fís Deporte. 2013;13 (49):19-39.
8. Gutiérrez-Dávila M. Biomecánica deportiva. 2ª Ed Madrid: Síntesis; 1998.
9. Angın S, İlçin N, Yeşilyaprak SS, Simşek IE. Prediction of postural sway velocity by foot posture index, foot size and plantar pressure values in unilateral stance. Eklem Hastalik Cerrahisi. 2013; 24(3):144-148.
10. Anzai E, Nakajima K, Iwakami Y, Sato M, Ino S, Ifukube T, et al. Effects of foot arch structure on postural stability. Clin Res Foot Ankle. 2014;5:1-5.
11. Shakibi B, Mimar R, Shakibi V, Mohammadi H. The effects of foot type and heritability on balance and plantar pressure distribution of female twins. J Sports Med Phys Fitness. 2015;55(9):969-977.
12. Alahmari KA, Kakaraparthi VN, Reddy RS, Samuel PS, Tedla JS, Rengaramanujam K, et al. Foot posture index reference values among young adults in Saudi Arabia and their association with anthropometric determinants, balance, functional mobility, and hypermobility. Biomed Res Int. 2021;28;2021:8844356.
13. Ramdani S, Seigle B, Lagarde J, Bouchara F, Bernard PL. On the use of sample entropy to analyze human postural sway data. Med Eng Phys. 2009; 31(8):1023-1031.
14. Kim JW, Kwon Y, Jeon HM, Bang MJ, Jun JH, Eom GM, et al. Feet distance and static postural balance: Implication on the role of natural stance. Biomed Mater Eng. 2014; 24(6):2681-2688.

15. Harbourne RT, Stergiou N. Movement variability and the use of nonlinear tools: principles to guide physical therapist practice. *Phys Ther.* 2009;89(3):267-282.
16. Harbourne RT, Stergiou N. Nonlinear analysis of the development of sitting postural control. *Dev Psychobiol.* 2003;42(4):368-377.
17. Dierks TA, Stergiou N, Buzzi H, Keenan, SM, Heidel J. The effect of speed on performer variability during locomotion.[Internet]. 2001. [Citado el 17 de junio de 2019]: 1-2. Disponible en: www.unocoe.unomaha.edu/hper.htm.
18. Stergiou N, Decker LM. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: Is there a connection? *Hum Mov Sci.* 2011;30(5):869-888.
19. Stergiou N. Innovative analyses of human movement: Analytical tools for human movement research. Champaign: Human Kinetics. Nebraska. [Internet] 2004. [Citado el 17 de junio de 2019]: 1-2. Disponible en: <https://digitalcommons.unomaha.edu/biomechanicsarticles/>
20. Manor B, Costa MD, Hu K, Newton E, Starobinets O, Kang HG, et al. Physiological complexity and system adaptability: evidence from postural control dynamics of older adults. *J Appl Physiol.* 2010;109(6):1786-1791.
21. Kang HG, Costa MD, Priplata AA, Starobinets OV, Goldberger AL, Peng CK, et al. Frailty and the degradation of complex balance dynamics during a dual-task protocol. *Ser A Biol Sci Med Sci.* 2009;64(12):1304-1311.
22. Algaba-del Castillo J. Variabilidad del comportamiento del control motor del equilibrio: Estudio no lineal de la proyección del centro de gravedad en sujetos sanos. [Tesis doctoral]. Sevilla: Universidad de Sevilla; 2010.
23. Rosenstein MT, Collins JJ, De-Luca CJ. A practical method for calculating largest Lyapunov exponents from small data sets. *Phys D Nonlinear Phenom.* 1993;65(1-2):117-134.
24. Pincus SM. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proc Natl Acad Sci.* 1991;88(6):2297-2301.
25. Richman JS, Moorman JR. Physiological time-series analysis using approximate entropy and sample entropy. *Am J Physiol Hear Circ Physiol.* 2000;278(6):2039-2049.
26. Balague-García R. Valoración de un método de posturografía estática con pruebas dinámicas para evaluar funcionalmente pacientes vestibulares en edad laboral y su relación con el índice de discapacidad. [Tesis doctoral]. Valencia: Universitat de Valencia; 2013.
27. Ortuño M. Análisis clínico y posturográfico en ancianos con patología vestibular y su relación con las caídas. [Tesis Doctoral]. Valencia: Universitat de Valencia; 2007.
28. Gómez S. Influencia de la práctica deportiva en la integración sensorial en niños : evaluación estabilométrica. [Tesis Doctoral]. Madrid: Universidad Rey Juan Carlos I; 2013.

29. Ibrahim MS, Mattar AG, Elhafez SM. Efficacy of virtual reality-based balance training versus the Biodex balance system training on the body balance of adults. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(1):20-26.
30. Izquierdo M. *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte.* 3ª Ed. Madrid: Médica Panamericana; 2008.
31. Winter DA, Prince F, Patla A. Validity of the inverted pendulum model of balance in quiet standing. *Gait Posture.* 1997;2(5):153-154.
32. RAE: Real Academia de la Lengua Española [Internet]. Postura - Edición del Tricentenario [citado 29 de marzo de 2016]. Disponible en: <https://dle.rae.es/postura>.
33. Bermejo JL, García-Massó X, Gomis M, Noé F, Huertas F, Pablos C. The difficulty of postural tasks amplifies the effects of fatigue on postural stability. *Eur J Appl Physiol.* 2015;115(3):489-495.
34. Martín-Nogueras AM. *Prevención de las caídas en personas mayores a partir del tratamiento fisioterápico del desequilibrio postural.* [Tesis Doctoral]. Salamanca: Universidad de Salamanca; 2007.
35. Pilat A. *Inducción miofascial: Aspectos teóricos y aplicaciones clínicas.* 2ª Ed. Madrid: Mc Graw Hill; 2003.
36. Oyorazo-Mauricio CA. *Desarrollo y validación del instrumento de evaluación y entrenamiento del balance.* [Tesis Doctoral]. Córdoba: Universidad de Córdoba; 2011.
37. Crossman A, Neary D. *Neuroanatomía.* 3ª Ed. Barcelona: Masson; 2007.
38. Hain TC, Janet O. Helminski. *Anatomy and physiology of the normal vestibular system.* 3ª. ed. Philadelphia: Company Davis; 2001.
39. García-Pastor C, Álvarez-Solís GA. La prueba de romberg y moritz heinrich romberg. *Rev Mex Neurocienc.* 2014;15(1):31-35.
40. Araguas-Garcia C, Soler FC, Salas CV. Importancia de la sensibilidad plantar en la regulación del control postural y del movimiento: revisión. *Apunt Med l'Esport.* 2017;52(196):149-158.
41. Rein S, Manthey S, Zwipp H, Witt A. Distribution of sensory nerve endings around the human sinus tarsi: A cadaver study. *J Anat.* 2014;224(4):499-508.
42. Vega JA, García-Suárez O, Montañó JA, Pardo B, Cobo JM. The meissner and pacinian sensory corpuscles revisited new data from the last decade. *Microsc Res Tech.* 2009;72(4):299-309.
43. Thibodeau GA, Patton KT. *Anatomía y fisiología.* 4ª Ed. Madrid: Mosby. 2000.
44. Bookstein FL, Domjanic J. The principal components of adult female insole shape align closely with two of its classic indicators. *PLoS One.* 2015;10(8):e0133303.

45. Pita-Fernández S, González-Martín C, Seoane-Pillado T, López-Calviño B, Pérttega-Díaz S, Gil-Guillén V. Validity of footprint analysis to determine flatfoot using clinical diagnosis as the gold standard in a random sample aged 40 years and older. *J Epidemiol.* 2015;25(2):148-154.
46. Plumarom Y, Imjaijitt W, Chaiphrom N. Comparison between Staheli index on Harris mat footprint and talar-first metatarsal angle for the diagnosis of flatfeet. *J Med Assoc Thai.* 2014;97(2):S131-135.
47. Diéguez SL, Lara AJ, Sánchez L, Zagalaz ML, Sánchez Z, Martínez-López EJ. Análisis de los diferentes métodos de evaluación de la huella plantar. *Retos* 2011;19(19):49-53.
48. Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the Foot Posture Index. *J Foot Ankle Res.* 2008;1(1):6.
49. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. *Clin Biomech.* 2006;21(1):89-98.
50. Cornwall MW, McPoil TG, Lebec M, Vicenzino B, Wilson J. Reliability of the modified Foot Posture Index. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2008;98(1):7-13.
51. Scharfbillig R, Evans AM, Copper AW, Williams M, Scutter S, Iasiello H. Criterion validation of four criteria of the foot posture index. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2004;94(1):31-8.
52. Evans AM, Copper AW, Scharfbillig RW, Scutter SD, Williams MT. Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2003;93(3):203-13.
53. Nubé VL, Molyneaux L, Yue DK. Biomechanical risk factors associated with neuropathic ulceration of the hallux in people with diabetes mellitus. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2006;96(3):189-197.
54. Terada M, Wittwer AM, Gribble PA. Intra-rater and inter-rater reliability of the five image-based criteria of the foot posture index-6. *Int J Sports Phys Ther.* 2014;9(2):187-194.
55. Cain LE, Nicholson LL, Adams RD, Burns J. Foot morphology and foot/ankle injury in indoor football. *J Sci Med Sport.* 2007;10(5):311-319.
56. Yates B, White S. The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. *Am J Sports Med.* 2004;32:772-780.
57. Barton CJ, Levinger P, Crossley KM, Webster KE, Menz HB. Relationships between the Foot Posture Index and foot kinematics during gait in individuals with and without patellofemoral pain syndrome. *J Foot Ankle Res.* 2011;4:10.
58. de-Groot R, Malliaras P, Munteanu S, Payne C, Morrissey D, Maffulli N. Foot posture and patellar tendon pain among adult volleyball players. *Clin J Sport Med.* 2012;22(2):293.

59. Martínez-Nova A, Gómez-Blázquez E, Escamilla-Martínez E, Pérez-Soriano P, Gijon-Nogueron G, Fernández-Seguín LM. The foot posture index in men practicing three sports different in their biomechanical gestures. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2014;104(2):154-158.
60. Burns J, Keenan A-M, Redmond A. Foot type and overuse injury in triathletes. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2005;95(3):235-241.
61. Gijon-Nogueron G, Sanchez-Rodriguez R, Lopezosa-Reca E, Cervera-Marin JA, Martinez-Quintana R, Martinez-Nova A. Normal values of the Foot Posture Index in a young adult Spanish population: a cross-sectional study. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2015;105(1):42-46.
62. Gijón-Noguerón G, Martínez-Nova A, Alfageme-García P, Montes-Alguacil J, Evans AM. International normative data for paediatric foot posture assessment: a cross-sectional investigation. *BMJ Open.* 2019;14,9(4):e023341
63. Gijon-Nogueron G, Marchena-Rodriguez A, Montes-Alguacil J, Evans AM. Evaluation of the paediatric foot using footprints and foot posture index: A cross-sectional study. *J Paediatr Child Health.* 2020;56,(2):201-206.
64. Nordin M, Frankel V. *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético.* 3ª Ed.. McGraw-Hill, Interamericana, editores. Madrid; 2004.
65. Guyton DG, Hall JE. *Tratado de fisiología médica.* 11ª Ed. Madrid: Elsevier. 2006.
66. J Johannes Y. *Atlas fotográfico de anatomía del cuerpo humano.* 3ª Ed. Mexico DC: Interamericana, McGraw-Hill. 1989.
67. Augusta G, Pereira M. *Fisiología humana.* 18ª. Ed. Mexico DC: Moderno EM, editor. 2006.
68. Hill J. Ostectomy of supernumerary sesamoid in flexor hallucis longus tendon. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1970;60(6):237-238.
69. Ciullo JV, Zarins B. Biomechanics of the musculotendinous unit: Relation to athletic performance and injury. *Clin Sports Med.* 1983;2(1):71-86.
70. Gómez-Campos R, Cossio-Bolaños MA, Brousett Minaya M, Fogaca-Hochmuller RT. Mecanismos implicados en la fatiga aguda. *Rev Int Med Cienc Act Fis Deporte.* 2010;10(40):537-555.
71. Papa EV, Garg H, Dibble LE. Acute effects of muscle fatigue on anticipatory and reactive postural control in older individuals: a systematic review of the evidence. *J Geriatr Phys Ther.* 2015;38(1):40-48.
72. De La Cruz-Torres B. Estudio de la dinámica no lineal del latido cardiaco en reposo y durante ejercicio aeróbico en sujetos sanos y pacientes cardiacos. [Tesis Doctoral]. Sevilla: Universidad Pablo de Olavide. 2008.
73. Sánchez-López MD. Modificaciones inducidas por la velocidad y la espontaneidad del gesto en la variabilidad de la marcha en sujetos jóvenes y sanos. [Tesis Doctoral]. Sevilla: Universidad de Sevilla; 2011.

74. Myers S, Stergiou N, Pipinos, Iraklis Jason. Gait Variability patterns are altered in healthy young individuals during the acute reperfusion phase of ischemia-reperfusion. *J Surg Res.*2010;164:6-12.
75. Lerma C, Infante O, Marco J. Sistema de análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca. *Electro.* 2015;1:447-450.
76. Abarbanel, Henry. *Analysis of observed chaotic data.*4ª Ed. New York: Springer Science, 2012.
77. Gutiérrez JM. *Sistemas no lineales. conceptos, algoritmos y aplicaciones.* V Conferencia Nacional de las Ciencias de la Computación. Noviembre 1998; Potosí; 1-28.
78. Costa M, Goldberger AL, Peng CK. Multiscale entropy analysis of complex physiologic time series. *Phys Rev Lett.* 2002;89(6):068102.
79. Costa M, Goldberger AL, Peng CK. Multiscale entropy analysis of biological signals. *Phys Rev E Stat Nonlin Soft Matter Phys.* 2005;71:021906
80. Pincus SM. Approximate entropy as a measure of system complexity. *Proc Natl Acad Sci.* 1991. *Proc N Acad Sci.* 1991.15;88(6):2297-301.
81. Algaba-del Castillo, J, de la Cruz-Torres, B, Naranjo-Orellana J. Análisis del equilibrio estático en sujetos sanos mediante el cálculo de la entropía muestral. *Rev And Med Dep.* 2008;1(3):98-101.
82. Costa M, Goldberger AL, Peng C-K. Multiscale entropy analysis of complex physiologic time series. *Phys Rev.* 2002;89(6):068102.
83. Cárdenas Granados, R *Entropía aproximada y muestral de la variabilidad de la frecuencia cardíaca en electrocardiogramas cortos y largos de hombres jóvenes.* Bogotá:[Tesis Doctoral]. Bogotá. Universidad Nacional de Colombia Sede Bogotá Facultad de Medicina Departamento de Ciencias Fisiológicas. 2016.
84. Lacour M. *Fisiología del equilibrio: de los modelos genéticos a los enfoques cognitivistas.* EMC Pod 2013;15(2):1-8.
85. Tresguerres J, Ariznavarreta C, Cachofeiro V, Cardinali D, Ecrich-Escriche E, Gil-Loyzaga P. *Fisiología Humana.* 3ª Ed. McGraw Hill Interamericana. 2005.
86. Aimonetti JM, Hospod V, Roll JP, Ribot-Ciscar E. Cutaneous afferents provide a neuronal population vector that encodes the orientation of human ankle movements. *J Physiol.* 2007;580:649-658.
87. Bouisset S. Capacité posturo-cinétique, stabilisation posturale et performance motrice. *De Marey À Nos Jours : Un Siècle de Recherches sur la Posture et le Mouvement.* 37-62.
88. Gurfinkel VS, Lestienne F, Levik YS, Popov KE, Lefort L. Egocentric references and human spatial orientation in microgravity. *Exp Brain Res.*1993;95(2):343-348.
89. Massion J. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol.* 1994;4(6):877-887.

90. Mergner T, Rosemeier T. Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions a conceptual model. *Brain Res Rev.* 1998;28(1-2):118-135.
91. Sánchez MD, De La Cruz B, Algaba J, Orellana JN. Aportaciones del análisis no lineal al estudio de la marcha humana. *Arch Med Dep.* 2011;28(146):463-470.
92. Franco C, Fleury A, Diot B, Vuillerme N. Applying entropy to human center of foot pressure data to assess attention investment in balance control. *Proc Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc EMBS.* 2018;2018:5586-5589.
93. Dusing SC, Kyvelidou A, Mercer VS, Stergiou N. Infants born preterm exhibit different patterns of center-of-pressure movement than infants born at full Term. *Phys Ther.* 2009;89(12):1354-1362.
94. Harbourne RT, Ryalls BO, Stergiou, N. Sitting and looking: the development of stability and visual exploration. 2014. *J Art.* 27.
95. Rizzato A, Bosco G, Benazzato M, Paoli A, Zorzetto G, Carraro A. Short-term modifications of postural balance control in young healthy subjects after moderate aquatic and land treadmill running. *Front Physiol.* 2018;9:16(81):1-9
96. Lanska DJ, Goetz CG. Romberg's sign: Development, adoption, and adaptation in the 19th century. *Neurology.* 2000;55(8):1201-1206.
97. Lanska DJ. The Romberg sign and early instruments for measuring postural sway. *Semin Neurol.* 2002;22(4):409-418.
98. Garreta-Figuera R, Chaler-Vilaseca J, Müller B. Técnicas instrumentales de diagnóstico y evaluación en rehabilitación: Evaluación y rehabilitación del equilibrio mediante posturografía. *Rehabilitacion.* 2005;39(6):315-323.
99. Rodríguez-García PL, Rodríguez-Pupo L, Rodríguez-García D. Clinical techniques for use in neurological physical examinations. II. Motor and reflex functions. *Rev Neurol.* 2004;39(9):848-859.
100. Shumway-Cook A, Horak FB. Assessing the influence of sensory interaction on balance. *Phys Ther.* 1986;66(10):1548-1550.
101. Hong SK, Park JH, Kwon SY, Kim JS, Koo JW. Clinical efficacy of the romberg test using a foam pad to identify balance problems: a comparative study with the sensory organization test. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2015;272(10):2741-2747.
102. Alves-de-Baptista CRJ, Nascimento-Elias A, Lemos TW, Garcia B, Calori PD, Mattiello-Sverzut AC. Characterizing postural oscillation in children and adolescents with hereditary sensorimotor neuropathy. *PLoS. One.* 2018;13(10):e0204949.
103. Karmali F, Bermúdez Rey MC, Clark TK, Wang W, Merfeld DM. Multivariate analyses of balance test performance, vestibular thresholds, and age. *Neurol.* 2017;8:578.

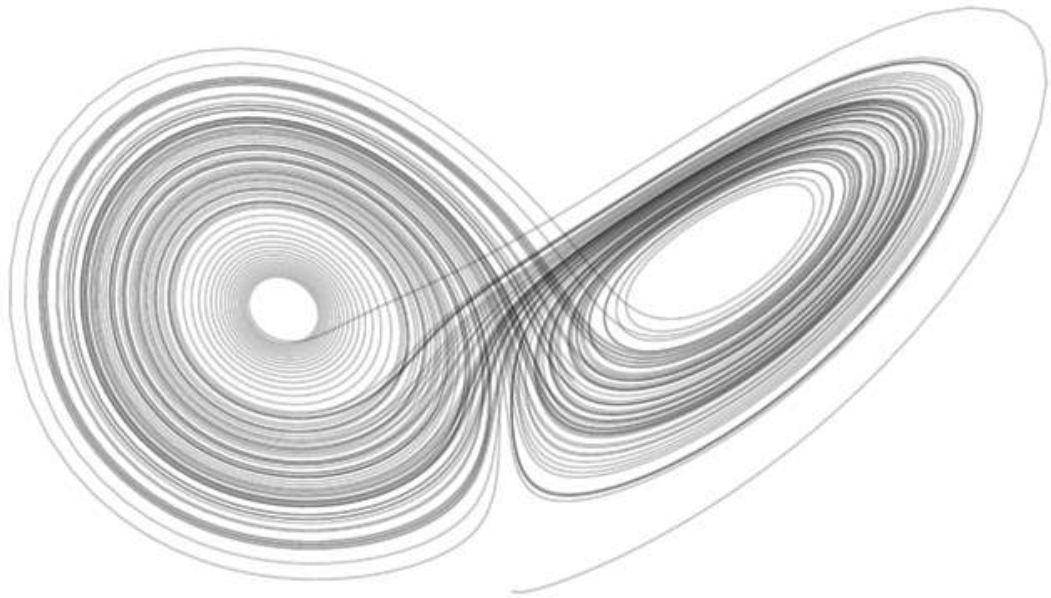
104. Amiridis IG, Hatzitaki V, Arabatzi F. Age-induced modifications of static postural control in humans. *Neurosci Lett.* 2003;350(3):137-140.
105. Manso A, Ganança MM, Caovilla HH. Vestibular rehabilitation with visual stimuli in peripheral vestibular disorders. *Braz J Otorhinolaryngol.* 2016;82(2):232-241.
106. Najafi DA, Dahlberg LE, Hansson EE. A combination of clinical balance measures and FRAX® to improve identification of high-risk fallers. *BMC Geriatr.* 2016;16(94):1-7.
107. Sozzi S, Honeine JL, Do MC, Schieppati M. Leg muscle activity during tandem stance and the control of body balance in the frontal plane. *Clin Neurophysiol.* 2013;124(6):1175-1186.
108. Maranhão-Filho PA, Maranhão ET, da-Silva MM, Lima MA. Rethinking the neurological examination I: static balance assessment. *Arq Neuropsiquiatr.* 2011;69(6):954-958.
109. Kenny RPW, Eaves DL, Martin D, Hatton AL, Dixon J. The effects of textured insoles on quiet standing balance in four stance types with and without vision. *BMC Sport Sci Med Rehabil.* 2019;11:5.
110. Afzal MR, Oh MK, Choi HY, Yoon J. A novel balance training system using multimodal biofeedback. *Biomed Eng Online.* 2016;15:42.
111. González-Iñigo S, Munuera-Martínez P V, Lafuente-Sotillos G, Castillo-López JM, Ramos-Ortega J, Domínguez-Maldonado G. Ankle sprain as a work-related accident: status of proprioception after 2 weeks. *Peer J.* 2017;5:e4163.
112. Centeno-Prada RA. Valores de referencia para saltos en plataforma dinamométrica en una población de deportistas andaluces. [Tesis Doctoral]. Sevilla: Universidad Pablo de Olavide; 2013.
113. González Badillo JJ, Gorostiaga Ayestarán E. Fundamentos del entrenamiento de la fuerza, aplicación al alto rendimiento deportivo: texto básico del máster universitario en alto rendimiento deportivo del Comité Olímpico Español y de la Universidad Autónoma de Madrid. INDE; 1995.
114. González Badillo JJ, Gorostiaga Ayestarán E. Fundamentos del entrenamiento de la fuerza, aplicación al alto rendimiento deportivo. 2ª Ed. Madrid. INDE; 1995.
115. Bosco C. La fuerza muscular: Aspectos metodológicos. 1ª Ed. Madrid. INDE; 2000.
116. Fernández-García JC, Beas-Martínez MA, Martín-Recio FJ, Reina-Gómez A. Fatiga y rendimiento en la velocidad y salto. *Rev Int Med Cienc Act Fis Dep.* 2007;7(26):99-110.
117. Stergiou N, Kurz J. Coordination Strategies? *J Am Podiatr Med Assoc.* 2004;94(1):53-58.
118. Lazzer S, Taboga P, Salvadego D, Rejc E, Simunic B, Narici M V. Factors affecting metabolic cost of transport during a multi-stage running race. *J Exp Biol.* 2014;217(5):787-795.

119. Coggan AR, Abduljalil AM, Swanson SC, Earle MS, Farris JW, Mendenhall LA, et al. Muscle metabolism during exercise in young and older untrained and endurance-trained men. *J Appl Physiol.* 1993;75(5):2125-2133.
120. Cowley E, Marsden J. The effects of prolonged running on foot posture: a repeated measures study of half marathon runners using the foot posture index and navicular height. *J Foot Ankle Res.* 2013;6:20.
121. Gómez-Benítez MÁ, Roldán-Carnerero M, Barranco-Hidalgo O, Ramos-Ortega J, Bellido-Fernández LM, Gómez-Benítez A. Modificaciones en el pie pronador del niño tras actividades de resistencia y su relación con el cansancio físico. *Rev Eur Podol.* 2016;1(1):1-7.
122. Pérez-Muñoz J, Gómez-González MA, Cuevas-García JC, Martínez-Nova A. Relación de la postura del pie con las lesiones más frecuentes en atletas. Un estudio piloto. *Arch Med Deporte.* 2015;32(166):76-81.
123. Buldt AK, Murley GS, Levinger P, Menz HB, Nester CJ, Landorf KB. Are clinical measures of foot posture and mobility associated with foot kinematics when walking? *J Foot Ankle Res.* 2015;8:63.
124. Malisoux L, Chambon N, Delattre N, Gueguen N, Urhausen A, Theisen D. Injury risk in runners using standard or motion control shoes: a randomised controlled trial with participant and assessor blinding. *Br J Sports Med.* 2016;50(8):481-487.
125. Sánchez-Rodríguez R, Martínez-Nova A, Escamilla-Martínez E, Gómez-Martín B, Martínez-Quintana R, Pedrera-Zamorano JD. The foot posture index: anthropometric determinants and influence of sex. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2013;103(5):400-404.
126. Theodorou A, Paradisis G, Panoutsakopoulos V, Smpokos E, Skordilis E, Cooke CB. Performance indices selection for assessing anaerobic power during a 30 second vertical jump test. *J Sports Med Phys Fitness.* 2013;53(6):596-603.
127. Bosco C. Valoraciones funcionales de la fuerza dinámica, de la fuerza explosiva y de la potencia anaeróbica aláctica con los test de Bosco. *Apunts.* 1987;198;24(93):151-156.
128. Steib S, Zech A, Hentschke C, Pfeifer K. Fatigue-induced alterations of static and dynamic postural control in athletes with a history of ankle sprain. *J Athl Train.* 2013;48(2):203-208.
129. González-Lorenzo M, Garrido-Chamorro RP. Volumen de oxígeno por kilogramo de masa muscular en futbolistas volume of oxygen by kilogram of muscular mass in soccer player. *Rev Int Med Cienc Act Fis Dep.* 2006;6(21):44-61.
130. Suárez C, Muñoz VE, Melús M, Mancha VJ. Fatiga del sistema nervioso después de realizar un test de capacidad de sprints repetidos (RSA) en jugadores de fútbol profesionales. *Arch Med Deporte.* 2011;28(143):174-180.

131. González-Jurado JA, Guisado-Barrilao R, Molina-Sotomayor E, de Teresa-Galván C. Efecto protector del phlebodium decumanum sobre la fatiga muscular inducida por el ejercicio en sujetos no entrenados. *Cult Cienc y Deport.* 2008;8(3):101-106.
132. Whyte E, Burke A, White E, Moran K. A high-intensity, intermittent exercise protocol and dynamic postural control in men and women. *J Athl Train.* 2015;50(4):392-399.
133. Fernández J, Acevedo R, Tabering C. Influencia de la fatiga muscular en la señal electromiográfica de músculos estimulados eléctricamente. *Rev EIA.* [Internet] 2007; [citado el 26 de julio de 2019] 7:111-119. Disponible en: https://www.researchgate.net/profile/Ruben_Acevedo/publication/237024758
134. McMullen KL, Cosby NL, Hertel J, Ingersoll CD, Hart JM. Lower extremity neuromuscular control immediately after fatiguing hip-abduction exercise. *J Athl Train.* 2011;46(6):607-614.
135. Márquez-García FJ, Orihuela-Espejo A, Jiménez-Salas J, Fernández-García JC. Efectos de la fatiga muscular sobre la fuerza explosiva en el squat jump y la velocidad. *Rev Digit efdep.* 2005;10(88):1-2.
136. McPoil TG, Hunt GC. Evaluation and management of foot and ankle disorders: present problems and future directions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1995;21(6):381-388:305-427.
137. Cowan DN, Jones BH, Robinson JR. Foot morphologic characteristics and risk of exercise-related injury. *Arch Fam Med.* 1993;2(7):773-777.
138. Williams DS, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech.* 2001;16(4):341-347.
139. Murphy DF, Connolly DAJ, Beynon BD. Risk factors for lower extremity injury: A review of the literature. *Br J Sports Med.* 2003;37(1):13-29.
140. Caballero C, Barbado D, Moreno F. El procesado del desplazamiento del centro de presiones para el estudio de la relación complejidad/rendimiento observada en el control postural en bipedestación. *Rev And Med Dep.* 2013;6(3):101107.
141. Rhea CK, Silver TA, Hong SL, Ryu JH, Studenka BE, Hughes CM. Noise and complexity in human postural control: Interpreting the different estimations of entropy. *PLoS One.* 2011;6(3).
142. Borg FG, Laxaback G. Entropy of balance. Some recent results. *J Neuroeng Rehabil.* 2010;7(38):1-11.
143. Chen W, Zhuang J, Yu W, Wang Z. Measuring complexity using FuzzyEn, ApEn, and SampEn. *Med Eng Phys.* 2009;31(1):61-68.
144. van-der-Kooij H, Campbell AD, Carpenter MG. Sampling duration effects on centre of pressure descriptive measures. *Gait Posture.* 2011;34(1):19-24.
145. Scoppa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. Clinical stabilometry standardization. basic definitions - acquisition interval - sampling frequency. *Gait Posture.* 2013;37(2):290-292.

146. Paillard T, Noé F. Techniques and Methods for testing the postural function in healthy and pathological subjects. *Biomed Res Int.* 2015;2015:1-15.
147. Hernández-Gervilla Ó, Escalona-Marfil C, Corbi F. Relación entre la postura del pie y la cinemática de la carrera: estudio piloto. *Apunts.* 2016;51(192):115-122.
148. Peláez-Menacho A, Parra-Cortés L, Munuera-Martínez PV. Cambios en la postura del pie tras la actividad deportiva en ciclistas de montaña masculinos: estudio piloto. *Rev Esp Pod.* 2016;27(1):10-17.
149. Gago-Reyes F, Palomo-Toucedo IC, Gómez-Puerto JR, Castro-Méndez A. La influencia del deporte en la postura del pie. *Rev And Med Dep.* 2019;12(4):368371
150. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *J Athl Train.* 2005;40(1):41-6.
151. Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *J Athl Train.* 2002;37(2):129-32.
152. Olmsted LC, Hertel J. Influence of foot type and influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. *J Sport Rehabil.* 2004;13:54-66.
153. Al-Abdulwahab SS, Kachanathu SJ. The effect of various degrees of foot posture on standing balance in a healthy adult population. *Somatosens Mot Res.* 2015;32(3):172-176.
154. Cavanaugh JT, Mercer VS, Stergiou N. Approximate entropy detects the effect of a secondary cognitive task on postural control in healthy young adults: a methodological report. *J Neuroeng Rehabil.* 2007;4:42.
155. Lee CH, Sun TL. Evaluation of postural stability based on a force plate and inertial sensor during static balance measurements. *J Physiol Anthropol.* 2018;37(1):27:2-16.
156. Rhea CK, Diekfuss JA, Fairbrother JT, Raisbeck LD. Postural control entropy is increased when adopting an external focus of attention. *Motor Control.* 2019;23(2):230-242.
157. Terada M, Beard M, Carey S, Pfile K, Pietrosimone B, Rullestad E. Nonlinear dynamic measures for evaluating postural control in individuals with and without chronic ankle instability. *Motor Control.* 2019;23(2):243-261.
158. Rathleff MS, Olesen CG, Moelgaard CM, Jensen K, Madeleine P, Olesen JL. Non-linear analysis of the structure of variability in midfoot kinematics. *Gait Posture.* 2010;31(3):385-390.
159. Mei Z, Ivanov K, Zhao G, Li H, Wang L. An explorative investigation of functional differences in plantar center of pressure of four foot types using sample entropy method. *Med Biol Eng Comput.* 2017;55(4):537-548.

160. Gijón-Noguerón G, Montes-Alguacil J, Martínez-Nova A, Alfageme-García P, Cervera-Marín JA, Morales-Asencio JM. Overweight, obesity and foot posture in children: A cross-sectional study. *J Paediatr Child Health*. 2017;53(1):33-37.



ANEXOS

ANEXOS

Anexo 1: Dictamen del Comité de Ética

JUNTA DE ANDALUCIA

CONSEJERÍA DE SALUD Y FAMILIAS

DOCUMENTO ESTADO DE PROYECTO

Título completo: VARIABILIDAD DEL EQUILIBRIO ESTÁTICO DEPENDIENTE DEL TIPO DE PIE EN ADULTOS SANOS MEDIANTE EL ESTUDIO DE LA ENTROPÍA MULTIESCALA

Código del estudio: FPI_MSE_EQUILIBRIO Y FATIGA 2019

Promotor: José Algaba del Castillo

Comité: CEI de los hospitales universitarios Virgen Macarena-Virgen del Rocío

Protocolo: 151019 Protocolo para Comité Ética Octubre 2019.doc

Versión Protocolo: Octubre 2019

Fecha Protocolo: 15/10/2019

HIP: INFORMACIÓN AL PACIENTE MAYO 2019.pdf

Versión HIP: Mayo 2019

Fecha HIP: 30/01/2019

Solicitante: AMANDA PÁEZ TUDELA

NIF solicitante: 14326554S

Fecha actual: 18/04/2021

Estado: EN SEGUIMIENTO

Centros del proyecto

Investigador/a principal	Centros participantes	Servicio
JOSE ALGABA DEL CASTILLO	UNIVERSIDAD DE SEVILLA	
PEDRO VICENTE MUNUERA	UNIVERSIDAD DE SEVILLA	
AMANDA PÁEZ TUDELA	UNIVERSIDAD DE SEVILLA	

Documentos del proyecto

Nombre	Version	Fecha
INFORMACIÓN AL PACIENTE MAYO	Mayo 2019	
CONSENTIMIENTO INFORMADO MAYO	MAYO 2019	
151019 Protocolo para Comité Ética Octubre	Octubre 2019	
151019 Protocolo para Comité Ética Octubre	Octubre 2019	

Estados del proyecto

Estado final	Fecha
PENDIENTE DE ENVÍO	17/05/2019
ENVIADO	17/05/2019
REVISADO	14/06/2019
PENDIENTE DE EVALUACIÓN	14/06/2019
PENDIENTE DE DICTAMEN	22/06/2019
PENDIENTE DE EVALUACIÓN	17/07/2019
PENDIENTE DE DICTAMEN	30/07/2019
PENDIENTE DE EVALUACIÓN	24/09/2019
PENDIENTE DE DICTAMEN	27/09/2019
PENDIENTE ACLARACIONES	11/10/2019
REVISIÓN ACLARACIONES	15/10/2019
PENDIENTE DE EVALUACIÓN	01/04/2020
PENDIENTE DE DICTAMEN	30/04/2020
FIRMA DE CONTRATO	09/09/2020
EN SEGUIMIENTO	01/02/2021



Anexo 2: Formulario de consentimiento informado.

FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA

ESTUDIO: *“Modificación de la postura del pie tras situación de fatiga muscular en adultos sanos”.*

I. INFORMACIÓN

Se le ha propuesto participar en un estudio científico para cuantificar la variabilidad en el índice de postura del pie tras una situación de fatiga muscular en adultos jóvenes.

Para que pueda comprender mejor cuáles son los objetivos de este estudio, a continuación se le explicará brevemente cuál será el protocolo de trabajo para la recogida de datos del estudio.

Esto se realizará midiendo una serie de parámetros en los individuos que decidan participar en él.

II. PROTOCOLO DE EXPLORACIÓN

Para obtener los datos necesarios en este estudio, se debe rellenar una ficha con datos personales del paciente (nombre, apellidos, sexo, fecha de nacimiento) y responder a unas preguntas. A continuación se realizará el test Foot Posture Index (FPI), medidas que se realizan visualmente y de manera no cruenta ni invasiva para catalogar el pie como neutro, supinado o pronado.

Una vez catalogado el tipo de pie mediante este test, el sujeto pasará a una plataforma de fuerzas, donde se le realizará un test de saltos continuos. El participante deberá realizar saltos de manera continuada durante 30 segundos a un ritmo de un salto por segundo.

III. OTROS ASPECTOS QUE USTED DEBE CONOCER

Por último, creemos conveniente que tenga conocimiento sobre los siguientes aspectos:

El estudio se llevará a cabo por la Podóloga Amanda Páez Tudela, y quien ella asigne como miembro de su equipo. En cualquier caso, siempre serán personas Graduadas,

Diplomadas o Licenciadas en alguna de las ramas sanitarias y, por lo tanto, conocedoras de todas las técnicas e instrumentos que se van a utilizar.

Es posible que se tomen fotografías del pie durante la prueba. Éstas pueden ser vistas posteriormente por personal en formación de este u otro centro, o incluso por otros profesionales de la salud en distintos foros. En ningún caso se tomarán imágenes que pudieran revelar la identidad del sujeto de la fotografía.

Los resultados obtenidos en este estudio podrán ser divulgados a la comunidad científica, bien en forma de comunicación, ponencia o conferencia, bien en forma de póster, o bien en forma de publicación en revista científica.

Bajo ningún concepto se revelará la identidad de los sujetos que participen en el estudio.

El tiempo que puede durar en total la realización de las pruebas tras su aceptación para participar en el estudio rondará, en condiciones normales, los 30 minutos aproximadamente.

Los datos recogidos en la exploración para este estudio podrán servir para otros estudios de similares características, siempre respetando la privacidad de la identidad de cada sujeto.

Si antes de firmar este documento desea más información, no dude en pedirla.

**FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA
INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

ESTUDIO: *“Modificación de la postura del pie tras situación de fatiga muscular en adultos sanos”*

DECLARACIONES Y FIRMAS

Paciente:

D./D^a....., en calidad de paciente, declaro que el responsable del equipo de investigación me ha explicado de forma satisfactoria en qué consiste el estudio, cuáles son sus objetivos, cuáles son las pruebas a las que me tengo que someter y los posibles riesgos de las mismas. He comprendido perfectamente todo lo anterior y doy mi consentimiento para que la Podóloga Amanda Páez Tudela, y el personal que designe como miembro de su equipo, me realicen la exploración necesaria para la consecución de los objetivos de este estudio.

Asimismo, se me ha informado sobre mi derecho a retirar este consentimiento cuando estime oportuno, sin necesidad de justificar mi voluntad, y sin que de ello se derive ninguna consecuencia adversa para mí.

Fdo.

Podóloga:

Dña. Amanda Páez Tudela, he informado a este paciente de la naturaleza y propósito de este estudio, así como de sus posibles riesgos.

Fdo.

En,....., a.....de.....de.....

**FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA
INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA**

ESTUDIO: *“Modificación de la postura del pie tras situación de fatiga muscular en adultos sanos”*

REVOCACIÓN Y FIRMAS

Paciente:

D./D^a.....,
en calidad de paciente, mediante el presente documento, declaro la revocación del
firmado el día en que consentí la realización del procedimiento
anteriormente descrito.

Fdo.

Podóloga:

Fdo.

En,....., a.....de.....de.....

Anexo 3: Ficha de recogida de datos

“Modificación de la postura del pie tras situación de fatiga muscular en adultos sanos”

NOMBRE:	APELLIDOS:		
EDAD:	PESO:	TALLA:	LATERALIDAD MIEMBRO INFERIOR:
PROFESIÓN/OCUPACIÓN:			TELÉFONO:

FPI 1 (Pre-fatiga muscular)

CRITERIOS	PUNTUACIÓN	
	IZQUIERDO (-2 a +2)	DERECHO (-2 a +2)
Palpación cabeza del astrágalo		
Prominencia región astrágalo-escafoidea		
Congruencia arco longitudinal interno		
Calcáneo plano frontal		
Curvatura supra e inframaleolar lateral		
Abd/ add antepié respecto al retropié		
TOTAL		

FPI2 (Post-fatiga muscular)

CRITERIOS	PUNTUACIÓN	
	IZQUIERDO (-2 a +2)	DERECHO (-2 a +2)
Palpación cabeza del astrágalo		
Prominencia región astrágalo-escafoidea		
Congruencia arco longitudinal interno		
Calcáneo plano frontal		
Curvatura supra e inframaleolar lateral		
Abd/ add antepié respecto al retropié		
TOTAL		

FPI 3 (Tras periodo de descanso)

CRITERIOS	PUNTUACION	
	IZQUIERDO (-2 a +2)	DERECHO (-2 a +2)
Palpación cabeza del astrágalo		
Prominencia región astrágalo-escafoidea		
Congruencia arco longitudinal interno		
Calcáneo plano frontal		
Curvatura supra e inframaleolar lateral		
Abd/ add antepié respecto al retropié		
TOTAL		

Observaciones:

