

Evaluación de la estabilidad en estática en calzado sanitario: ensayo clínico cruzado

Autor: José M. Sánchez-Sáez

Tesis doctoral UDC / 2020

Directores: Prof. Dr. Daniel López López

Prof. Dra. Patricia Palomo López

Programa de Doctorado en Salud y Motricidad Humana



UNIVERSIDADE DA CORUÑA



UNIVERSIDADE DA CORUÑA



UNIVERSIDAD
de
EXTREMADURA

Dna. Patricia Palomo López, Profesora Contratada Doutora, pertencente ao Departamento de Enfermaría da Universidad de Extremadura, con docencia no Centro Universitario de Plasencia e **D. Daniel López López**, Profesor Contratado Doutor, pertencente ao Departamento de Ciencias da Saúde da Universidade da Coruña, con docencia na Facultade de Enfermaría e Podoloxía.

Fan Constar que o presente proxecto de doutoramento, titulado “**Evaluación de la estabilidad en estática en calzado sanitario: ensayo clínico cruzado**”, que presenta o alumno Jose Manuel Sánchez Saez para optar ao título de Doutor/a, foi elaborada baixo a nosa dirección no programa de doutoramento Saúde e Motricidade Humana e reúne os requisitos de idioniedade e calidade científica necesarios para obter un informe FAVORABLE.

E para que así conste aos efectos da súa presentación, asinamos a presente certificación.

O/A/s Director/a/s da tese de doutoramento

Profa. Dra. Patricia Palomo López

Prof. Dr. Daniel López López

Agradecimientos

Llegados a este punto, es para mí un placer expresar mi total agradecimiento a las personas que gracias a su conocimiento, dedicación y pasión por su trabajo, han sido responsables de que este proyecto se haya podido llevar a cabo.

Al Dr. Daniel López López, por acogerme en su grupo de investigación como doctorando y facilitarme al máximo la comprensión de todo el proceso para la elaboración de un proyecto de investigación. En el trabajo que hemos llevado a cabo, ha estado siempre atento a cualquier dificultad que he podido encontrar durante su desarrollo.

A la Dra. Patricia Palomo López por aceptar ser directora en este proyecto y por los consejos recibidos durante la elaboración.

Al Dr. Ricardo Becerro de Bengoa, gracias por la confianza que depositó en mí para la elaboración de la tesis. Por su dedicación incansable, para mí es todo un ejemplo a seguir.

Al Dr. Andrés López del Amo, por ceder su clínica y material de forma desinteresada, por su paciencia y mano izquierda, por el tiempo dedicado en formar Podólogos de calidad.

A los doctores José Bañuls y Juan Francisco Silvestre, ellos son los que plantaron la semilla en mi interés por el método científico.

A los participantes en el estudio, por dedicarle su tiempo de forma desinteresada a este proyecto.

A mi familia, por su apoyo incondicional, paciencia y comprensión.

A Susi, por estar a mi lado siempre, disfrutando del camino.

A la Fundación sin ánimo de lucro, Marcelino Sánchez Verdete de Elche, por su apoyo durante todos los años de carrera. Gracias a su gran trabajo, por su ayuda a los estudiantes que lo necesitan.

A todos los profesores que dedicaron su tiempo en mi formación.

1. Resúmenes

1.1 Resumen.

Introducción: El control postural es un factor crucial para mantener el equilibrio mientras se está de pie y caminando. El calzado sanitario desempeña un papel importante en la estabilidad postural.

Objetivos: El objetivo principal de esta investigación fue determinar la estabilidad de tres modelos de calzado sanitario diferentes en las enfermeras con los ojos abiertos y cerrados con respecto a la condición de pies descalzos. Además, el objetivo secundario era determinar la confiabilidad de las mediciones de estabilidad en las diferentes condiciones.

Material y métodos: Se realizó un estudio cuasi-experimental cruzado (NCT03764332). Veintiséis enfermeras que llevaban zapatos sanitarios diferentes (Eva Plus Ultralight[®], Gym Step[®] y Milán-SCL Liso[®]) se evaluaron con respecto a la condición de los pies descalzos para medidas de estabilidad en la plataforma Podoprint[®] herramienta baropodométrica y de estabilometría, con los ojos abiertos y cerrados. Además, la fiabilidad de las mediciones de estabilidad se determinó mediante el coeficiente de correlación intraclase (CCI) en estas diferentes condiciones.

Resultados: Las comparaciones entre los grupos de datos baropodométricos estáticos y de estabilometría con los ojos abiertos mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$). Las zapatillas sanitarias Milan-SCL Liso[®] mejoraron los datos baropodométricos de la fuerza del antepié y la distribución con respecto a la condición de pies descalzos. Los calzados

sanitarios Eva Plus Ultralight[®] y Gym Step[®] aumentaron la media de longitud de trazo, superficie de trazo, y la media de velocidad anterior y redujeron la media de desplazamiento del eje Y con respecto a la condición de pies descalzos. Se determinaron hallazgos similares para las mediciones con los ojos cerrados. Los CCI variaron de una confiabilidad pobre a excelente (CCI = 0.010-0.995).

Conclusión: Los zapatos sanitarios mejoraron la estabilidad baropodométrica y la estabilometría con respecto a la condición de pies descalzos.

1.2 Resumo

Introdución: o control postural é un factor crucial para manter o equilibrio mentres está parado e camiñando. O calzado sanitario xoga un papel importante na estabilidade postural.

Obxectivos: O principal obxectivo desta investigación foi determinar a estabilidade de tres modelos de calzado sanitario diferentes en enfermeiras cos ollos abertos e pechados con respecto ao estado dos pés descalzos. Ademais, o obxectivo secundario era determinar a fiabilidade das medicións de estabilidade en diferentes condicións.

Material e métodos: realizouse un estudo cruzado case experimental (NCT03764332). A vinte e seis enfermeiras que levaban zapatos sanitarios diferentes (Eva Plus Ultralight ®, Gym Step ® e Milan-SCL Liso ®) foron avaliados con respecto ao estado dos pés descalzos para medir a estabilidade na ferramenta baropodométrica e de estabilometría da plataforma Podoprint ®, cos ollos abertos e pechados. Ademais, a fiabilidade das medicións de estabilidade foi determinada polo coeficiente de correlación intraclase (CCI) baixo estas diferentes condicións.

Resultados: As comparacións entre grupos de datos baropodométricos estáticos e de estabilometría cos ollos abertos mostraron diferenzas estatisticamente significativas ($p < 0.05$). Os zapatos sanitarios Milan-SCL Liso ® melloraron os datos baropodométricos da resistencia e distribución dos pés de

punta con respecto á condición dos pés descalzos. Os zapatos sanitarios Eva Plus Ultralight ® e Gym Step ® aumentaron a lonxitude media do trazo, a superficie do trazo e a velocidade media anterior e reduciron o desprazamento medio do eixo Y respecto á condición de pés descalzos. Atopáronse resultados similares para medicións cos ollos pechados. As CCI variaron de pobre a excelente fiabilidade (CCI = 0,010-0,995).

Conclusión: os zapatos sanitarios melloraron a estabilidade e estabilidade baropodrométrica con respecto á condición dos pés descalzos.

1.3 Abstract

Introduction: The postural control is a crucial factor to maintain balance while standing and walking. The shoe has a role to play in the postural stability.

Objectives: The main purpose of this research was to determine the stability of three different sanitary shoes on nurses with eyes open and closed with respect to barefoot condition. In addition, the secondary aim was to determine the reliability of stability measurements under these different conditions.

Methods: A crossover quasi-experimental study ([NCT03764332](#)) was performed. Twenty-six nurses who wore different sanitary shoes (Eva Plus Ultralight[®], Gym Step[®] and Milan-SCL Liso[®]) were evaluated with respect to barefoot condition for stability measures on the Podoprint[®] podobarometric and stabilometry tool and with eyes open and closed. Furthermore, the reliability of stability measurements was determined by the intraclass correlation coefficient (CCI) under these different conditions.

Results: Between-groups comparisons of the static and stabilometry podobarometric data with eyes open showed statistically significant differences ($p < 0.05$). Milan-SCL Liso[®] sanitary shoes improved podobarometric data of forefoot force and distribution with respect to barefoot condition. Eva Plus Ultralight[®] and Gym Step[®] sanitary shoes increased the stroke length mean, stroke surface mean, and anterior speed mean as well as reduced y axis displacement mean with respect to barefoot condition. Similar findings were

determined for measurements with eyes closed. CCIs ranged from poor to excellent reliability (CCI = 0.010–0.995).

Conclusions: Sanitary shoes improved podobarometric and stabilometry stability with respect to barefoot condition.

2. Prólogo

El control postural es un factor crucial para mantener el equilibrio mientras se está de pie y caminando(1). Estudios previos informaron que mantener una postura erguida durante largos periodos de tiempo puede causar riesgos para la salud tales como problemas de la parte lumbar de la espalda, fascitis plantar, tendinitis, sobrecarga muscular, fatiga y venas varicosas (2–5). Nealy et al(6), informó en su estudio que aproximadamente el 50% de las enfermeras sufren trastornos musculoesqueléticos en el pie. El control postural generalmente se evalúa mediante la interpretación de parámetros derivados del centro de presión (COP) como la velocidad y el área de desplazamiento del COP (7). La técnica de la plataforma de fuerza es una de las herramientas más utilizadas, ya que captura el balanceo del cuerpo al registrar las fuerzas verticales que actúan sobre la plataforma, los sistemas comunes usan medidores de presión (8).

El calzado tiene un papel que desempeñar en la estabilidad postural, al facilitar la retroalimentación somatosensorial al pie, a través de los sistemas táctil y propioceptivo (9). Los zapatos inestables exponen a los sujetos a inestabilidad para entrenar los músculos del tobillo y mejorar el control postural (10).

Basford y Smith (11) informaron que el uso de material viscoelástico en las ortesis plantares puede aliviar el dolor de espalda, piernas y pies a los trabajadores que realizan tareas de pie durante largos periodos. Bauer et al(12) en su trabajo encontraron que los factores que influyen en la fiabilidad de las condiciones de los ojos cerrados deben evaluarse en estudios futuros cuando se evalúe el control del equilibrio estático.

Chiu et al (13) en su trabajo sobre la salud del calzado comparó tres tipos de zapatos y llegó a la conclusión de que la suela de EVA es mejor. Un reciente estudio de revisión destacó que, a pesar de lo perjudicial que es en el cuerpo el impacto prolongado del pie con el suelo, existe una escasez de información relacionada con posibles soluciones, particularmente en términos de calzado y material de la suela(14).

Es por eso que proponemos hacer un estudio para evaluar la estabilidad del calzado con los ojos abiertos y los ojos cerrados usando diferentes tipos de calzado sanitario.

Estudios anteriores no han evaluado el equilibrio estático en las enfermeras que usan diferentes zapatos sanitarios a través de la plataforma de baropodometría y estabilometría Podoprint®.

Por lo tanto, el objetivo principal de esta investigación fue determinar la estabilidad de tres zapatos sanitarios diferentes en enfermeras con los ojos abiertos y cerrados con respecto a la condición de pies descalzos, utilizando el sistema podobarométrico y la plataforma de estabilometría Podoprint®.

Además, el objetivo secundario era determinar la confiabilidad de las mediciones de estabilidad en estas diferentes condiciones. Por lo tanto, en esta investigación planteamos la hipótesis de que los zapatos sanitarios pueden aumentar la estabilidad en las enfermeras con respecto a la condición de pies descalzos.

Forma parte del trabajo del Podólogo conocer las características del calzado más adecuado y que mejor se adapte a las características del paciente y a las actividades de su vida diaria, como son la actividad física, el trabajo que desempeña, etc. En la bibliografía podemos encontrar estudios que se centran en esta tarea(15–19) pero pocos que nos ofrezcan datos sobre el calzado más adecuado para el personal sanitario que pasa largas jornadas de trabajo en bipedestación(20). El presente estudio nos podría permitir generar, a nivel clínico, unas recomendaciones del tipo de calzado sanitario más recomendable para al personal sanitario que pasa tiempos prolongados en estático debido a su puesto de trabajo, con ello se podrá prevenir patologías asociadas. En base a los resultados obtenidos con sujetos sanos de edad media, nos planteamos la posibilidad de continuar la línea de investigación con sujetos de otros rangos de edad, y/o con patologías que puedan ser asociadas a un calzado inadecuado.

Por otro lado, planteamos el presente estudio realizando toma de muestras en varias sesiones, con el objetivo de validar la fiabilidad y repetibilidad de las mediciones, con la plataforma de presiones Podoprint.

3. Índice

Agradecimientos	4
1. Resúmenes	9
1.1 Resumen.....	10
1.2 Resumen	12
1.3 Abstract.....	14
2. Prólogo.....	17
3. Índice.....	21
4. Estado del arte	25
4.1 Características morfológicas del pie.....	26
4.2 Estructura ósea	27
4.3 Articulaciones del pie	28
4.4 Ligamentos	29
4.5 Musculatura del pie.....	30
4.6 Control Postural	32
4.7 Plataforma de presiones.....	37
4.8 Baropodometría.....	42
4.9 Estabilometría.....	44
4.10 Calzado	47
4.11 Calzado inestable	51
4.12 Calzado laboral en personal sanitario	53
5. Hipótesis y objetivos del estudio	59
5.1 Problema de investigación	60
5.2 Hipótesis:.....	60
5.2.1 Hipótesis nula:.....	61
5.2.2 Hipótesis alternativa:	61
5.3 Objetivos:.....	61
5.3.1 Objetivo principal:	61
5.3.2 Objetivos específicos:	61
6. Material y métodos	63
6.1 Tipo de diseño	64
6.2 Población de estudio	64
6.3 Criterios de inclusión.....	65
6.4 Criterios de exclusión.....	66

6.5	Método de recogida de datos.....	67
6.6	Material empleado	69
6.6.1	Plataforma de presiones Podoprint®.....	69
6.6.1.1	Análisis de estática:	69
6.6.1.2	Análisis de posturología:	69
6.6.1.3	Análisis dinámica:	69
6.6.1.4	Características técnicas:.....	69
6.6.1.5	Eva Plus Ultralight®	70
6.6.1.6	Milán-SCL Liso®	71
6.6.1.7	Gym Step ®	72
6.7	Descripción de las variables	74
6.8	Autorización del centro donde se realiza el estudio	75
6.9	Cálculo del tamaño muestral.....	76
6.10	Aspectos éticos y legales.....	77
6.11	Análisis estadístico.....	79
7.	Resultados	81
8.	Discusión.....	109
8.1	Análisis de los datos de Baropodometría	111
8.2	Análisis de los datos de la estabilometría	113
8.3	Fiabilidad de las mediciones con la plataforma Podoprint.	115
8.3.1	Fiabilidad de las mediciones de baropodometría	116
8.3.2	Fiabilidad de las mediciones de estabilometría	117
8.4	Limitaciones del estudio.....	119
8.5	Futuras líneas de investigación.	120
9.	Conclusión	121
10.	Bibliografía.....	124
11.	Producción científica.....	142

4. Estado del arte

4.1 Características morfológicas del pie

El pie, es la parte anatómica más distal del cuerpo humano, la función principal es la de poner en contacto al ser humano con el entorno con el que interactúa, es la base de sustentación del sistema musculoesquelético y es capaz, de convertirse en una palanca rígida y, dependiendo de las necesidades, según la fase de la marcha en una estructura flexible, con el objetivo de adaptarse al terreno por el que se desplaza(21).

Se produce así una relación mecánica entre la estructura rígida del sistema óseo que se ve complementada por los ligamentos, y los elementos musculotendinosos, actuando estos de forma dinámica. Los tendones, tienen una función en la propulsión, pero además, participan de forma permanente en la estabilidad articular, ya que sin ellos, se produciría una inestabilidad articular(22).

4.2 Estructura ósea

El pie se compone de 26 huesos, estos están divididos en apartados denominados tarso, metatarso y falanges(23).

El tarso: Se compone de siete huesos cortos, Calcáneo, astrágalo, cuboides, escafoides y los tres huesos cuneiformes, y se encuentran organizados en dos filas.

El tarso está compuesto por el retropié y mediopie, y comprende la articulación del tobillo (tibioperonea astragalina y articulación subastragalina) y por otro lado la unión articular con el antepie a los huesos metatarsianos.

El metatarso: Se compone de cinco huesos largos denominados metatarsianos.

Las falanges: Son los huesos que forman los dígitos. Cada dedo está compuesto por tres falanges, a excepción del Hallux que se compone de dos falanges.

4.3 Articulaciones del pie

Primera fila: Encontramos la articulación astrágalo-calcánea (Artrodia-trocoides).

La articulación entre la primera y la segunda fila del tarso se denomina articulación mediotarsiana o de Chopart, que está constituida por las articulaciones astrágalo-escafoidea (Enartrosis) y la calcáneo-cuboidea (Encaje recíproco).

Segunda fila: Escafo-cuboidea, Escafo-cuneales y Cuneo-cuboidea (Artrodias).

La línea articular que une el tarso con el metatarso se denomina articulación mediotarsiana o articulación de Lisfranc.

Metatarso: Está compuesto por las articulaciones metatarso-falángicas (Condíleas).

Falanges: Nos encontramos con las articulaciones interfalángicas (Trocleares).

4.4 Ligamentos

La articulación del tobillo, denominada también mortaja tibio peronea astragalina (TPA), está compuesta por el extremo más distal de la tibia y el peroné, y el cuerpo del astrágalo. De la estabilidad de la articulación se encarga, entre otras estructuras, los ligamentos que la envuelven por los laterales. El maléolo tibial, está situado en la cara medial y está unido con el ligamento deltoideo al astrágalo.

El ligamento deltoideo se conforma por dos fascículos: en un plano más profundo, conecta la carilla articular del maléolo de la tibia a la carilla articular del astrágalo, y en el plano superficial, se extiende en forma de abanico, desde el extremo distal del maléolo tibial en dirección a él calcáneo, astrágalo, y escafoides.

En la cara lateral nos encontramos con el maléolo peroneal y el ligamento colateral lateral de la TPA. El ligamento colateral lateral se conforma por tres fascículos independientes entre sí: El ligamento peroneo-astragalino posterior, el peroneo-astragalino anterior y el ligamento peroneo calcáneo y (24).

4.5 Musculatura del pie

Cuando hablamos de la musculatura que se encuentra en el pie, debemos realizar una distinción entre la estructura muscular extrínseca, cuya función es mayormente dinámica, y la musculatura intrínseca del pie, cuya función es principalmente estática.

La musculatura intrínseca del pie se compone de musculatura la cual su origen e inserción se localiza en el pie. El dorso del pie es la región donde se encuentra el músculo pedio o también denominado como extensor corto de los dedos, en la cara plantar del pie se encuentran los músculos abductores, aductores y el flexor corto del primer dedo; en la cara plantar externa se encuentra el músculo abductor del quinto dedo, el flexor corto y el músculo aductor del quinto dedo, finalmente, en la cara plantar medial localizamos el músculo flexor corto de los dedos, el accesorio del músculo flexor largo o también denominado cuadrado carnoso de Silvio, y por último los lumbricales y los interóseos(25).

Esta musculatura formaría parte del denominado núcleo del pie o foot core, que según algunos estudios la definen comparándola con el núcleo lumbopélvico-cadera(26), que se basan en la interdependencia funcional de los subsistemas pasivo, activo y neurológico cuya función es el control del movimiento y el control estable de la columna vertebral en su origen descrita por Panjabi(27).

A nivel del pie, el subsistema pasivo del núcleo se forma por ligamentos, huesos y articulaciones, encargándose del mantenimiento de los arcos del pie, medial, lateral y transversal anterior y posterior(28).

Los músculos y tendones con inserción localizada en el pie conforman el subsistema activo, estos presentan su origen e inserción en el mismo, son los estabilizadores locales y con origen en compartimento posterior de la pierna son los generadores de movimiento global, estos últimos producen absorción y propulsión en actividad dinámica(29).

El subsistema neuronal está formado por los receptores sensoriales de ligamentos, articulaciones, fascia plantar, musculatura y tendones que componen los subsistemas activo y pasivo. Siendo la sensibilidad plantar uno de los componentes esenciales en la marcha y a la hora de mantener el equilibrio(30–34).

4.6 Control Postural

El ser humano utiliza la postura bipodal, siendo esta inestable debido a su naturaleza. Hablamos de equilibrio inestable, siempre y cuando una fuerza, por pequeña que sea, provoque una acción de desequilibrio. Principalmente sucede una vez que el centro de gravedad (CG) se posiciona en el interior de la zona que se enclaustra en la base de sustentación (BDS) (35).

Gutiérrez (36) describía en su libro los factores mecánicos más importantes a la hora de determinar el equilibrio, son el CG, la BDS y el lugar donde se proyecta el CG en la BDS.

La terminología empleada para definir el procedimiento por el cual el CG se mantiene de forma vertical sobre la BDS es el balance o equilibrio.

El CG de un individuo en posición bípeda es el punto aplicativo resultante en el cual las fuerzas de la gravedad ejercen su acción sobre diferentes zonas del cuerpo. Se encuentra en la parte anterior de la tercera vértebra lumbar (37), sin embargo existen autores que lo sitúan enfrente del promontorio sacro (38).

La línea del CG es aquella que conecta el CG con el centro de la tierra pasando por delante de la cadera, rodilla y articulación del tobillo(39). La línea de gravedad pasa por el conducto auditivo externo, cóndilo occipital, vértebras cervicales medias, articulación glenohumeral, cuerpo vertebral de la tercera lumbar, trocánter mayor, cóndilo femoral externo y por delante de la articulación tibiotarsiana(40).

La estabilidad sobre las dos piernas representa un desafío en el ser humano, ya que tres cuartas partes del cuerpo se sitúa a tres cuartos de altura del cuerpo, esto provoca que el CG se encuentre en una ubicación alejada del suelo y sobre una base de sustentación que, para la distancia mencionada, se puede considerar pequeña, provocando que la posición bípeda se considere inestable. No obstante, la capacidad del ser humano de mantener el CG sobre la base de sustentación es asombrosa, ya que esta se encuentra en una inestabilidad permanente, incluso en la situación que presente mayor equilibrio(41), es esta condición la que denominamos el control postural(42).

El sistema nervioso central, en una de sus múltiples funciones, es el responsable de controlar las partes acrales del cuerpo con el fin de generar las acciones necesarias para mantener el control postural y evitar posibles caídas(43).

El control postural es considerado como una parte fundamental en las acciones motoras gruesas y finas. Este se caracteriza por ser capaz de estabilizar la postura estática y la postura dinámica, siendo nombrados en la literatura como control postural dinámico y estático(44).

Para un equilibrio estable, tanto la línea como el CG, deben recaer sobre la base de sustentación. Esta se describe como el área que conforman los dos pies uniendo con una línea los bordes externos, formando el polígono de sustentación(39).

Junto con los sistemas somatosensoriales y vestibulares, el sistema visual procesa la información relativa a las posiciones relativas de los segmentos del cuerpo y la magnitud de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo que son necesarias para el equilibrio(45). Como, por ejemplo, existen compensaciones posturales adquiridas por individuos ciegos, como la cabeza adelantada y las anomalías espinales.

La visión desempeña un papel importante en la estabilización de la postura porque proporciona continuamente información al sistema nervioso central con respecto a la posición y la ubicación de los segmentos corporales en relación con el medio ambiente(46).

La rehabilitación del sistema vestibular ha demostrado ser útil para mejorar el control postural en sujetos de tercera edad que muestran patrones de inestabilidad(47–49). Para ello, existen varios protocolos de rehabilitación, uno de ellos son los ejercicios dinámicos de posturografía. Que demuestra ser muy útil en pacientes de edad avanzada, mejorando la estabilización del centro de gravedad y los niveles de estabilidad de los pacientes(50,51).

Otra parte importante a tener en cuenta al valorar el control postural es el centro de presiones (COP), que es por donde pasa el vector de fuerzas reactivas del suelo de forma vertical, existen varias definiciones o formas de definir el COP, el autor Benno Nigg, la describe como el punto localización o vector suma de todas las fuerzas que están actuando sobre la planta del pie(52).

La definición del COP empleada por el Dr. Fuller es que, todas las fuerzas recibidas en la planta del pie cuando el sujeto se encuentra en contacto con el suelo, se pueden promediar para llegar a una sola fuerza, que es igual a la suma de las magnitudes de todas las fuerzas más pequeñas que actúan en un solo punto(53).

Sandor, la define como el punto en el cual no hay momento de todas las fuerzas aplicadas(54).

El concepto de COP fue demostrado por Hicks en un estudio sobre pieza de pie cadavérico(55).

El COP se encuentra dentro del área delimitada lateralmente por ambos pies y nos ofrece datos sobre las fuerzas reactivas del suelo, o en caso de portar calzado, las alteraciones que este produce sobre el COP(56).

Las mediciones del COP se podrían emplear para realizar diagnósticos clínicos y es ampliamente utilizado en estudios en investigación en biomecánica(57,58).

En estática, la estabilidad articular es una condición cercana al equilibrio, en la cual los músculos que interaccionan en la articulación se mueven lentamente y experimentan pequeños movimientos. Las fuerzas actúan sobre los huesos para comprimir unos contra otros en las articulaciones. La tensión de los ligamentos evita la tendencia al movimiento en las articulaciones que soportan peso.

Las fuerzas que actúan sobre una articulación se encuentran muy cerca de una situación de equilibrio, pero en ausencia del perfecto equilibrio, aparecerán una serie de movimientos que tensarán de manera gradual los ligamentos. Por lo tanto, el tiempo que una persona puede permanecer en una posición estática es limitado.

Los períodos de posición estática normalmente no duran más de un minuto, y estos períodos son interrumpidos por momentáneas contracciones musculares que estabilizan los huesos, reduciendo la tensión de los ligamentos(59).

4.7 Plataforma de presiones

Los pies proporcionan la superficie primaria de interacción con el medio ambiente durante la locomoción. Un enfoque para medir la salud del pie, ampliamente utilizado en diversas aplicaciones, es examinar las características de la presión plantar del pie. Por lo tanto, es importante que se desarrollen sistemas de medición de la presión plantar del pie precisos y confiables.

El primer estudio relacionado con la medición de los parámetros relacionados con las presiones plantares fue en 1930 y para ello emplearon un equipo simple que empleaba tinta(60).

Los estudios de las distribución de las presiones plantares con la tecnología que precede a la actual, donde se emplean dispositivos de medición sensorial del pie, se comenzaron a partir del año 1985(60,61).

La presión del pie se estudió desde la posición estática y la dinámica, en los dos estados se emplea la relación temporal. En estática se valora respecto a una posición postural mantenida en el tiempo(62).

Hoy en día existe un amplio abanico de métodos que podemos emplear a la hora de valorar las presiones plantares(63). Dentro de los que se consideran cualitativos, de bajo coste, se fundamentan en el estudio visual, por parte de uno o varios profesionales, del comportamiento del pie respecto al suelo.

Se consideran sistemas cualitativos el podoscopio, las pedigrafías hechas con impresión en tinta sobre papel y también el fotopodograma que se realiza mediante papel fotográfico.

Los denominados semicuantitativos, valoran las imágenes capturadas mediante métodos cualitativos procesados digitalmente. Podemos incluir en esta clasificación los podobarógrafos de esferas y lisos.

Por último, encontramos los denominados cuantitativos, estos emplean transductores electromecánicos, que convierten los valores obtenidos mediante presión en magnitudes eléctricas que podamos cuantificar. Las plataformas de presiones(figura1) y las plantillas instrumentadas son los principales métodos cuantitativos(64).

En la actualidad se puede analizar la proyección del CG y sus oscilaciones a través del análisis de las presiones plantares mediante la plataforma de fuerza o de presión. Se trata de un elemento diagnóstico fundamental para el estudio de la estática y dinámica del apoyo podal y de su repercusión en otras estructuras anatómicas(65).

Los sistemas de plataforma se construyen a partir de una serie de sensores de presión en una configuración de matriz de forma plana, rígida y encastrados en el suelo para permitir la marcha normal. Las plataformas se pueden utilizar para estudios tanto estáticos como dinámicos, pero en general están restringidos a laboratorios de investigación. Una ventaja es que la plataforma es fácil de usar, pero tiene la desventaja de que el paciente necesita familiarizarse para garantizar un paso natural. Además, es importante que el pie entre en contacto con el centro del área de detección para una lectura precisa(66).



Figura 1. Plataforma de presiones (Fuente propia).

Existen diferentes sensores en el mercado, que se emplean para la medición de las presiones. Estos generan una salida de señal eléctrica que es equivalente a la presión media. Los requerimientos para que un sensor nos sirva, y cumpla con un rendimiento óptimo son la linealidad, la histéresis, el tamaño del área de detección, la sensibilidad que presenta a la temperatura corporal y el rango que admite en la medición de la presión ejercida(64).

En los estudios cuantitativos de las presiones plantares se tiene en cuenta aspectos como el sistema nervioso y la sensibilidad de la planta del pie y su retroalimentación(67,68).

4.8 Baropodometría

La baropodometría proporciona datos cuantitativos de la distribución del peso en los segmentos retropié, mediopié, antepié y de los desplazamientos del COP.

La baropodometría sirve para investigar la relación que el cuerpo tiene con el suelo al caminar, saltar o mantener una postura de pie, de manera que sea posible obtener datos pertinentes a la oscilación postural, área de contacto de los pies con el suelo, presión máxima de contacto, y otras variables. Se sabe que tales variables son útiles para detectar alteraciones funcionales que pueden señalar ciertos factores de riesgo, como la inestabilidad del COP, la discrepancia en el área de contacto de los pies y el aumento excesivo de la presión plantar(69).

Las distribuciones de presión pueden relacionarse con la inestabilidad de la marcha en los ancianos y otras personas con problemas de equilibrio, y la información sobre la presión plantar del pie puede utilizarse para mejorar el equilibrio en los ancianos(70).

La baropodometría puede ser empleada en estudios de diferentes patologías como el Sever en niños(71–73).

La precisión de las mediciones baropodométricas con las plataformas fueron examinadas en diferentes estudios, en los que valoraron el pico de presión máxima con una precisión del 90%(74–76). En cuanto a la fiabilidad y repetibilidad de las mediciones de presiones plantares normales y patológicas también han sido estudiadas(77–79).

4.9 Estabilometría

La estabilometría es el método que empleamos con frecuencia a la hora de realizar el análisis del equilibrio postural en seres humanos, normalmente con fines médicos, fisiológicos y en el campo de la rehabilitación obteniendo datos cuantificables de la evolución en una lesión con afectación del equilibrio. Estas pruebas nos permiten evaluar de forma objetiva el control postural(80).

La estabilometría (figura 2) mide la posición media del CG de un sujeto y su dispersión, lo cual no significa medir su “equilibrio”, sino su “estabilidad”, siendo ésta la propiedad de un cuerpo, apartado de su equilibrio, de volver a su estado inicial. Sin embargo, el equilibrio es un estado límite ideal hacia el que tiende un sujeto en bipedestación. La estabilometría mide las oscilaciones del CG de un individuo con un error de un 1% respecto al CG(41,81).

Hay estudios que buscan definir cuál es la mejor postura a la hora de medir el balance postural en estática(82) y de cuánto tiempo debe ser la medición. En la actualidad la Sociedad Internacional para la Investigación de la Postura y la Marcha concluyó en 2013 que para un estudio postural estático sería necesario un tiempo entre 25-40 segundos(83).

Existen multitud de estudios que han analizado la fiabilidad test-retest de los parámetros del COP en grupos homogéneos. Por ejemplo, algunos valoran la lesión medular incompleta, osteoartritis de cadera, artrosis de rodilla, estudios en personas ancianas sanas, estudios que valoran trastornos musculoesqueléticos, sujetos que han sobrevivido a ictus y sujetos sanos de diferentes edades(84–89).

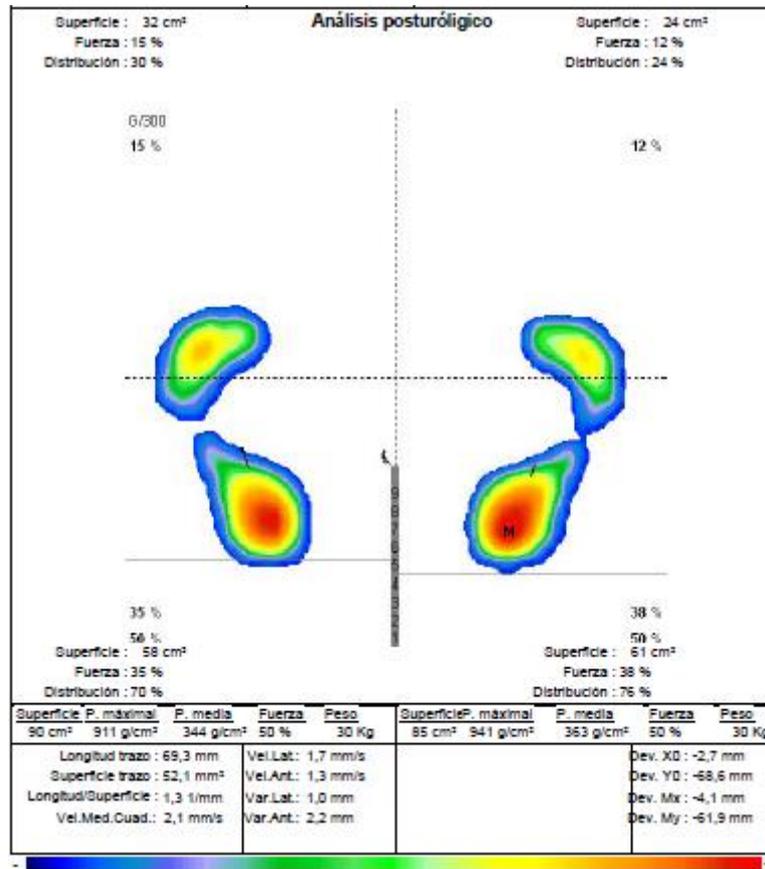


Figura 2. Estabilometría con la plataforma (Fuente propia).

4.10 Calzado

El calzado proporciona la única interfaz entre el cuerpo y el suelo al estar en posición bípeda, las alteraciones en el calzado pueden influir en las fuerzas que actúan a través del cuerpo, la postura y el movimiento(90), así como proporcionar la protección necesaria contra los traumatismos en el pie y dándole mayor adherencia al suelo.

A pesar de que el calzado ofrece una mayor estabilidad, pueden debilitar los músculos encargados de generar la estabilidad estática y dinámica(91).

El material con el que está fabricado el calzado puede alterar la estabilidad y el tiempo de contacto con el suelo en las diferentes fases de la marcha(92).

La actividad de la musculatura, como el tríceps sural y el tibial anterior, también puede verse modificada según el material empleado en la fabricación del calzado y las diferentes fases de la marcha. En este estudio(93) hallaron una disminución de los patrones de la actividad muscular respecto a los sujetos descalzos en algunas de las fases de la marcha.

El peroneo lateral corto y el peroneo lateral largo, tienen un papel importante en el soporte y en la estabilidad dinámica(94,95), Roca-Dols(96) comparó la actividad de los peroneos medida con electromiografía, usando diferentes modelos de calzado y concluyó que el patrón de actividad de los músculos peroneos puede depender del tipo de calzado que usemos.

Se ha demostrado que diferencias en los diseños de calzado pueden generar fatiga e incomodidad(97,98), la activación muscular y presiones plantares(13,99), siendo factores relacionados con trastornos musculoesqueléticos, por lo que usar un calzado adecuado a las características del puesto de trabajo tiene el potencial de reducir el riesgo de sufrir patologías del sistema motriz y protección ante traumatismos.

Una de las primeras aplicaciones de la presión plantar fue la evaluación del calzado. Lavery et al determinaron la efectividad de los zapatos terapéuticos y deportivos con y sin plantillas viscoelásticas utilizando la presión plantar máxima media como el parámetro de evaluación(100). Desde entonces ha habido muchos otros estudios de medición de la presión del pie, Mueller(101) estudió la presión plantar en el diseño de calzado en personas sanas.

Praet y Louwerens(102) obtuvo que el método más eficaz para reducir la presión debajo de un antepié neuropático es usar zapatos con suela de balancín y afirmó que el balancín disminuiría la presión en el primer y quinto radio.

Según Nigg et al (10), la estabilidad de la postura es muy importante para caminar y es necesario llevar calzado adecuado que de soporte, además de caminar y reforzar la fuerza de las piernas para mejorar la estabilidad al caminar.

Los zapatos utilizados para caminar o hacer ejercicio están diseñados generalmente para mejorar la estabilidad de la postura y la marcha. Sin embargo, se teme que el período largo del uso de estos zapatos induce una disminución en la fuerza de las piernas(103,104).

El calzado que está diseñado para mejorar el rango de flexión dorsal del tobillo mejora el equilibrio, provocando mejoras a corto plazo(105).

Creando un calzado que los trabajadores se adhirieran a usar con las características de seguridad correctas y un diseño ergonómico, serían posibles los mecanismos de prevención de lesiones ya que podría mejorar seguridad(106) y reducir los trastornos musculoesqueléticos(107,108).

López López et al(109) en su estudio mostró la necesidad que puede surgir de usar diferentes tamaños de calzado para cada pie como medida preventiva de la aparición de deformidades y afecciones del pie.

Está demostrado que uno de los factores etiológicos de las lesiones hiperqueratósicas en los pies es el uso de un calzado inadecuado o defectuoso(110,111).

En pacientes con artritis reumatoide es necesario detectar de forma temprana si el calzado, haciendo hincapié en si el tamaño que emplean, es el adecuado para sus características morfológicas, de forma individualizada, con el fin optimizar la salud del pie en este tipo de pacientes(112).

Schwarzkopf comprobó con su estudio que una gran proporción de los sujetos de estudio utilizaban una talla de calzado que no se adaptaba a la longitud de sus pies, pudiendo provocar dolor, limitaciones funcionales y caídas. Este tipo de lesiones podría evitarse con un asesoramiento adecuado por parte de los profesionales sanitarios encargados de la salud del pie(113).

4.11 Calzado inestable

El calzado inestable ha estado disponible desde la década de 1990. Nigg et al. lo define como un dispositivo que está diseñado para proporcionar un entrenamiento que use la inestabilidad como mecanismo para mejorar el control neuromuscular y/o fortalecer los músculos del sistema locomotor humano(114).

Este tipo de calzado tiene un diseño que intenta simular una superficie inestable, por lo que requiere la activación continua de importantes músculos estabilizadores de la extremidad inferior para mantener el equilibrio adecuado.

Existe evidencia de que el uso de calzado inestable puede contribuir a una reducción significativa del dolor de rodilla y lumbar(115,116) y que aumenta la actividad neuromuscular de los músculos del tronco(117).

Stéphane Armand(118) obtuvo en su estudio resultados que sugieren que el uso de zapatos inestables durante 6 semanas disminuye significativamente el dolor lumbar en pacientes que sufren dolor crónico lumbar, pero no tuvo un efecto significativo en la calidad de vida.

También se ha encontrado que el calzado en balancín produce un desplazamiento posterior del tronco respecto al CG cuando los sujetos se encuentran en bipedestación estática y refieren que esto puede ser beneficioso(119) ya que se ha demostrado que el desplazamiento anterior del tronco puede provocar tensión postural y estar asociado a lesiones de la espalda(120,121).

Khoury-Mireb sugiere en su estudio, tras valorar diferentes diseños de calzado inestable que puede tener un gran potencial como herramienta clínica para el reentrenamiento de la marcha y para mejorar la estabilidad dinámica y articular(122).

4.12 Calzado laboral en personal sanitario

Según el puesto de trabajo que desempeñe el profesional sanitario que acude a nuestra consulta, debemos especificar cuáles son las características más adecuadas del tipo de calzado que es recomendable, con el fin de prevenir posibles lesiones musculoesqueléticas derivadas de su actividad y disminuir en la medida de lo posible, la fatiga y sobrecarga muscular.

Tres cuartas partes de las jornadas laborales de los profesionales sanitarios se realiza en posición bípeda, y una parte considerable de ese porcentaje se lleva a cabo caminando (cargando con material de trabajo pesado, subiendo y bajando escaleras, y movilizandopacientes con la camilla). Son razones suficientes para concluir que precisan de un calzado adecuado que retrase la fatiga en los miembros inferiores, en especial el pie(20).

Una revisión sistemática obtuvo que las enfermeras experimentaron dolor lumbar(55%), dolor de cuello(42%) y dolor en las extremidades inferiores(36%) en el último año trabajado, pudiendo ser una causa de pérdida de motivación para trabajar, baja por enfermedad y prejubilación en personal de enfermería(123,124).

El dolor de pie y tobillo en enfermeras se ha estudiado pero no lo suficiente en comparación con el dolor lumbar y de cuello, aunque si está demostrado que puede causar problemas importantes en el trabajo diario del personal sanitario(125).

En la población general existe una prevalencia de dolor incapacitante de pie y tobillo de un 30%(126,127), siendo común en mujeres que trabajan como personal sanitario, de entre 21 y 40 años, y es asociado a el uso de un calzado inadecuado(128).

En trabajadoras enfermeras se comprende el estrés sufrido en los pies debido a que suelen realizar turnos de 12 horas, en las que pasan largas estancias de tiempo en estática y caminan alrededor de 8 a 9,6 Km durante su turno de trabajo(129).

Bahk et al(130) obtuvo en su estudio que el calzado sin tacón redujo la prevalencia de venas varicosas, pero no los calambres nocturnos en las piernas tras una estática prolongada mayor de 4 horas al día.

Se sabe que comúnmente las características del calzado pueden influir en la salud humana. La plantilla interior normalmente sirve a la función de apoyo para los pies y debe permitir la ventilación. Las plantillas de los zapatos con un diseño arqueado pueden dar soporte a los arcos longitudinales de los pies, minimizando la tensión de la aponeurosis plantar, tener efectos positivos sobre la fascitis plantar y disminuir la fatiga de los elementos estructurales que soportan el Arco longitudinal interno(131–133).

Las funciones de la entresuela y la suela exterior son principalmente para proporcionar absorción de impactos, fricción y adherencia al suelo, y para reducir la fuerza de impacto del pie al caminar. El material y el grosor de la suela del zapato influyen en la efectividad de la absorción del impacto y al equilibrio(13,134,135).

El uso de material viscoelástico en las suelas puede aliviar dolor de espalda, piernas y pies para trabajadores que pasan tiempos prolongados de pie. La altura del empeine, la profundidad de la pala superior y la amplitud del antepié también afecta a la comodidad del calzado(11).

Además, la altura del talón también tiene un efecto sobre la distribución de la presión del pie y el impacto de la fuerza vertical(136,137). La altura del tacón alto genera mayor fuerza de impacto vertical, mientras que los zapatos planos tienden a producir menor fuerza de impacto(137).

La altura del tacón afecta el movimiento de la articulación del tobillo, la actividad muscular, el centro de gravedad y los patrones de las fuerzas reactivas del suelo(137,138).

La elevación del talón afecta a parámetros específicos de las extremidades inferiores, que pueden ser beneficiosas para el manejo de trastornos del tendón de Aquiles y de la musculatura del compartimento posterior de la pierna(139).

Frances Wan(140) realizó una comparativa del desplazamiento del COP entre calzado con diferentes alturas de tacón, y obtuvo que la elevación del talón produce un mayor desplazamiento en los planos AP y ML, pero que a mayor experiencia adquirida con el uso del tacón se obtenía una mejora del control del equilibrio.

Pocos estudios han examinado los factores relacionados con el calzado, que se consideren importantes a la hora de tomar medidas preventivas en el dolor de pie y tobillo en enfermeras(3,13,141,142).

Tojo et al(123) demostró con una muestra de enfermeras en Japón, las zonas del pie donde sufren más problemas las enfermeras, siendo el mediopié y el hallux los que más frecuencia mostraron y valoró el confort del calzado que empleaban, quedando asociado un mayor confort de calzado a una disminución del dolor(143). Sin embargo, Robbins(144) muestra en su estudio sobre la resiliencia ofrecida por el material de la suela del calzado, que una mayor dureza y menor resiliencia, aporta mayor estabilidad que una suela con menor dureza y mayor resiliencia, siendo esta última la que suele proporcionar mayor confort.

No hay suficiente literatura que estudie el calzado en enfermeras, no obstante sí que podemos afirmar que el calzado inadecuado muestra un potencial lesivo en el sistema musculoesquelético(90,145).

5. Hipótesis y objetivos del estudio

En este apartado se procederá a resumir el contexto que nos lleva a hacernos la pregunta de la que parte la investigación desarrollada en la tesis, como a definir la misma y los objetivos que nos marcamos.

5.1 Problema de investigación

Tras revisar la bibliografía existente en lo referente al estudio de las presiones plantares y del equilibrio en estática mediante la plataforma de presiones, y como se ve afectado por la interacción entre el calzado empleado por personal sanitario y el pie, viendo su relación con la estática prolongada con diferentes patologías de miembros inferiores y espalda lumbar, nos planteamos la siguiente pregunta de investigación:

¿Es el calzado empleado por el personal sanitario el más adecuado para su puesto de trabajo?

5.2 Hipótesis:

Las mediciones del equilibrio estático muestran variaciones cuando los sujetos usan zapato sanitario profesional en comparación con los sujetos descalzos.

5.2.1 Hipótesis nula:

Las mediciones del equilibrio estático no muestran variaciones cuando los sujetos usan zapato sanitario profesional en comparación con los sujetos descalzos.

5.2.2 Hipótesis alternativa:

Las mediciones del equilibrio estático sí muestran variaciones cuando los sujetos usan zapato sanitario profesional en comparación con los sujetos descalzos.

5.3 Objetivos:

5.3.1 Objetivo principal:

- Evaluar cómo afectan los tres modelos de calzado sanitario en el estudio posturoológico y baropodométrico en sujetos sanos de mediana edad.

5.3.2 Objetivos específicos:

- Evaluar el equilibrio estático de sujetos descalzos, usando tres modelos de calzado sanitario con los ojos abiertos.
- Evaluar el equilibrio estático de sujetos descalzos, usando tres modelos de calzado sanitario con los ojos cerrados.

- Analizar la distribución de las presiones plantares en estática con los tres modelos de calzado sanitario con los ojos abiertos.
- Analizar la distribución de las presiones plantares en estática con los tres modelos de calzado sanitario con los ojos cerrados.
- Valorar la fiabilidad y repetibilidad de las mediciones con la plataforma de presiones Podoprint para investigación científica.

6. Material y métodos

6.1 Tipo de diseño

Ensayo clínico cuasi-experimental cruzado.

6.2 Población de estudio

Se obtuvo un total de 26 sujetos (10 mujeres y 16 hombres) que cumplían con los criterios de inclusión.

La investigación se llevó a cabo en la clínica de Podología López del Amo, situada en C/Jaime 1º, Murcia, los sujetos fueron seleccionados de los asistentes a dicha consulta y se les solicitó la firma de un consentimiento informado (anexo 1). Fue llevado a cabo durante un periodo de 2 meses, que comprende desde diciembre de 2018 a enero de 2019. Además, esta investigación se llevó a cabo siguiendo las pautas y la lista de verificación de la Plantilla para la Descripción y Replicación de la Intervención (TIDieR)(146).

La selección de los pacientes del estudio se realizó mediante un muestreo consecutivo no aleatorizado y se evaluaron mediante medidas repetidas.

Los criterios de inclusión y exclusión fueron los siguientes:

6.3 Criterios de inclusión

- Aceptación y firma del consentimiento informado.
- Personas con edad comprendida entre 25-35 años.
- Personas con una altura comprendida entre 1,50 y 1,90m.
- Enfermero/as sin antecedentes médicos y otra historia familiar de enfermedad.
- Que no hayan realizado ejercicio físico intenso en las últimas veinticuatro horas.

6.4 Criterios de exclusión

- Personas con antecedentes quirúrgicos de miembros inferiores.
- Personas con patología/algia sistémica que pueda alterar el patrón estático fisiológico.
- Deformidades congénitas o adquiridas en edad infantil.
- Si tras una exploración completa en decúbito, sedestación, bipedestación estática y dinámica de la marcha se detectaba cualquier anomalía que pudiera influir negativamente en la adquisición de datos para el estudio.
- Pacientes que no acepten ni firmen el consentimiento informado.
- Traumatismo relacionado con antecedentes médicos de lesiones de pie y tobillo.
- Alteraciones vasculares.
- Trastornos neurológicos.
- Deterioro musculoesquelético.
- Imposibilidad de seguir instrucciones: discapacidad, deterioro cognitivo, idioma.
- La negativa a seguir el protocolo de nuestra investigación.

6.5 Método de recogida de datos

El equilibrio de pie se midió como balanceo postural en las direcciones antero-posterior (AP) y medio-laterales (ML). El balanceo postural (oscilaciones alrededor del centro de masa) es requerido para mantener el equilibrio en posición erguida de reposo. En el presente estudio, el balanceo postural se expresa en términos de la distancia recorrida, o excursión (cm), del COP en direcciones AP y ML. Las medidas fueron tomadas con una posición erguida de reposo con los ojos abiertos (EO) y los ojos cerrados (EC) con la plataforma Podoprint®. La plataforma Podoprint® es una plataforma de suelo de bajo perfil que consta de 1.4 sensores / cm² con una frecuencia de muestreo de 40Hz. Para la comparación entre mediciones se emplearon dos tipos diferentes de calzado sanitario de la marca Dian y un calzado con suela en balancín de la marca Gym step (147) (Tabla1).

Todos los ensayos se realizaron en bipedestación. Cada participante se situó directamente en la superficie de la plataforma de pie en su ángulo de la marcha y base de sustentación. Para asegurarse de que la posición del pie fuera la estándar para cada ensayo, se dibujó una plantilla con ángulo de 30° de base de sustentación. Esta plantilla se colocó sobre la superficie en relieve antes de cada prueba y luego se eliminó una vez que los pies se habían colocado correctamente (148).

En ambas condiciones visuales, se pidió a cada participante que se centrara en una marca blanca de 2 cm de diámetro, posicionada en una pantalla a 2 m delante de ellos al nivel de sus ojos. Esto se realizó para estandarizar la recogida de datos y minimizar cualquier variación en la estabilidad postural provocada por los cambios en el campo visual. Se pidió a cada participante que permaneciera en este puesto durante un período de 30 segundos, mientras los datos eran recogidos. Se realizaron tres repeticiones para cada condición para obtener un valor medio. El estado sobre el calzado y ojos abiertos / cerrados fue aleatorio para reducir el efecto de aprendizaje. Por otro lado para reducir la fatiga, a cada participante se le permitió descansar durante 5 minutos entre los cambios de calzado (147).

En el caso de que los participantes se movieran o perdieran el equilibrio, los datos se descartaron, y la prueba fue repetida hasta que se obtuvieran los datos correctos, es decir, cuando el candidato permaneciera quieto. Exceptuando esos casos, no se permitieron ensayos de práctica (149).

6.6 Material empleado

6.6.1 Plataforma de presiones Podoprint®.

6.6.1.1 Análisis de estática:

Cartografía de estática detallada, múltiples visualizaciones (termografía, isopresiones, porcentaje, 3D), comparativa de los exámenes, valores obtenidos en antepie, diferenciando entre los dos pies, superficie de apoyo, porcentaje de carga de cada miembro, centro de presiones de cada pie, proyección de la línea de carga. Función de Podoscopio.

6.6.1.2 Análisis de posturología:

Datos numéricos y gráficos de la estabilometría, espectro, trazo. Estudio de las oscilaciones.

6.6.1.3 Análisis dinámica:

Adquisición multipaso, captación de 200 imágenes por segundo.

6.6.1.4 Características técnicas:

- Estructura completa de aluminio.
- Espesor de zona de trabajo de 4 mm.
- Superficie activa 400 X 400 mm.
- Peso 2 Kg.
- Captores resistivos autocalibrables.

- Grosor del sensor 0.15 mm.
- Presión mínima/máxima por sensor de 0.4 N a 100 N.
- Frecuencia de captura de 100 imágenes por segundo.

6.6.1.5 Eva Plus Ultralight®

El primer modelo de calzado sanitario mostró las siguientes características:

- Una pieza anatómica de látex sin antideslizante.
- Lavado a máquina a menos de cuarenta grados.
- Correa trasera plegable.
- Perforado en los laterales para contribuir a la transpiración, para evitar la penetración directa de líquidos y facilitar la limpieza.
- Suela con microagujeros y plantilla de espuma de poliuretano con Carbón activo y tratamiento antibacteriano.
- Ultraligeras con un peso de 180 gr.



Figura 3. Zapatos Sanitarios: (A) Eva Plus Ultralight® (Fuente propia).

6.6.1.6 Milán-SCL Liso®

El segundo modelo de calzado sanitario mostró las siguientes características:

- Calzado con cierre de velcro.
- Lavado a máquina a menos de cuarenta grados.
- Interior de microfibra muy transpirable, absorbe rápidamente la humedad y de fácil secado.
- Estructura anatómica recta y forma redondeada en la zona de los dedos del pie.
- Contrafuerte para sujetar el talón.
- Plantilla acolchada de espuma de poliuretano con Carbón activo y tratamiento antibacteriano.



Figura 4. Zapatos Sanitarios: (B) Milán-SCL Liso® (Fuente propia).

6.6.1.7 Gym Step®

El tercer modelo de calzado mostró las siguientes características:

- Cámara de aire.
- Suela antideslizante y tecnología de balanceo.
- Empeine anti-lesiones y acolchado.



Figura 5. Zapatos Sanitarios: (C) Gym Step® (Fuente propia).

En la tabla 1 vemos recogidas de forma resumida las características más importantes de los tres modelos de calzado empleado en el estudio.

Tabla 1. Las especificaciones de los tres modelos de calzado sanitario.

Calzado	Peso(Kg/par)	Suela					Arco ^b	Corte superior
		Altura(cm)		Parte material ^a				
		MP ^c	Talón	Suela exterior	Mediasuela	Suela		
A	1.8	0.9	1.8	EVA	EVA	Latex foam	-	Rígido
B	2.2	1.5	3.5	PU	PU	EVA	+	Flexible
C	2.3	3.9	5.5	PU	PU	EVA	+	Flexible

^aLa parte inferior se divide en suela exterior (parte inferior en contacto con el suelo), mediasuela (capa media de la parte inferior), y suela (parte interior que está en contacto con el pie).

^b“+” indica con soporte en arco “-” indica sin soporte en el arco.

^cMP distancia vertical desde el primer metatarsiano hasta el suelo.

PU, Poliuretano; EVA, etil-vinil-acetato.

6.7 Descripción de las variables

En la tabla 2 se muestra la definición del concepto de cada variable y su medida de estudio.

Tabla 2: Descripción conceptual de las variables.

VARIABLES	DEFINICIÓN CONCEPTUAL	MEDIDA
Edad	Edad de los pacientes sometidos a estudio entre 25 y 35 años.	Variable cuantitativa continua (agrupado en rangos de edad).
Sexo	Sexo de los pacientes sometidos a estudio (hombre/mujer).	Variable cualitativa nominal dicotómica (hombre/mujer).
Estatura	Altura del paciente de los pies a la cabeza.	Variable cuantitativa
Peso	Peso de los pacientes medido en Kg	Variable cuantitativa
IMC	Peso por altura al cuadrado	Variable cuantitativa
Medida Estática antepie superficie cm ²	Superficie de contacto del antepie medida en cm ²	Variable cuantitativa
Medida Estática antepie Fuerza (%)	Fuerza de presión de antepie medido en porcentaje	Variable cuantitativa
Medida Estática antepie Distribución (%)	Distribución de la presión plantar en antepie medida en porcentaje	Variable cuantitativa
Medida Estática retropie superficie cm ²	Superficie de contacto del retropie medida en cm ²	Variable cuantitativa
Media Estática retropie Fuerza (%)	Fuerza de presión de retropie medido en porcentaje	Variable cuantitativa
Medida Estática retropie Distribución (%)	Distribución de la presión plantar en retropie medida en porcentaje	Variable cuantitativa
Medida Estática superficie cm ²	Superficie total del pie en contacto con la plataforma medido en cm ²	Variable cuantitativa
Media Estática Fuerza (%)	Fuerza de presión total del pie medido en porcentaje	Variable cuantitativa
Medida Estática P.max g/cm ²	Pico de presión máximo medido en gramos por cm ²	Variable cuantitativa

Medida Estática media g/cm ²	Media de presión medido en gramos por cm ²	Variable cuantitativa
Medida Estática Peso kg	Medida del peso en Kg que genera un pie sobre la plataforma	Variable cuantitativa
Longitud del trazo	Longitud recorrida por el centro de presiones COP, conformando un trazo denominado ovillo oscilatorio. En mm	Variable cuantitativa
Superficie del trazo	Área de la elipse más pequeña capaz de englobar al ovillo oscilatorio. En mm	Variable cuantitativa
Relación entre la Longitud/ superficie	Valor resultante de la relación entre las dos medidas anteriores	Variable cuantitativa
Velocidad media de oscilación	Velocidad media que alcanza el desplazamiento del centro de presiones	Variable cuantitativa
Velocidad lateral	Velocidad media de oscilación en su eje de ordenadas	Variable cuantitativa
Velocidad anterior	Velocidad media de oscilación en su eje de abscisas	Variable cuantitativa
Desplazamiento medio en el eje X	Media de los desplazamientos realizados por el centro de presiones en el eje de ordenadas	Variable cuantitativa
Desplazamiento medio en el eje Y	Media de los desplazamientos realizados por el centro de presiones en el eje de abscisas	Variable cuantitativa

Abreviaturas: P.max, pico de presión máxima; P.media g/cm², media de la presión máxima.

6.8 Autorización del centro donde se realiza el estudio

El estudio ha sido autorizado por la Dirección de la clínica de Podología López del Amo, situada en C/Jaime 1º, Murcia.

6.9 Cálculo del tamaño muestral

El tamaño de la muestra se calculó con el software de la Unidad de Epidemiología Clínica y Bioestadística. Complejo Hospitalario Universitario de A Coruña. (www.fisterra.com).

Los cálculos se basaron en un estudio similar previo en el cual se investigó el efecto del calzado sobre la estabilidad en la población adulta sana(150) el valor obtenido en la población en el área de estabilidad general de oscilación (cm) en equilibrio estático y descalzo fue de 6.13 ± 3.39 y con calzado fue de 3.4 ± 2.00 , así como para las prueba de 2 colas, a un nivel de 0.05 y un análisis de potencia deseado de 80% con un nivel de β del 20%.

El tamaño de muestra deseado estimado fue calculado para ser al menos 16 sujetos.

6.10 Aspectos éticos y legales

El Comité de Ética de investigación de la Universidad Rey Juan Carlos (Madrid-España) aprobó este estudio con número de registro interno 1402201803718.

La ley de protección de datos carácter personal, ley orgánica 15/1999, de 13 de diciembre fue contemplada y respetada en el estudio. Para tal efecto se le entregó a cada participante el consentimiento informado con la información en lenguaje comprensivo. En el se explica la intervención con detalle y la posibilidad de firmar la renuncia del consentimiento en el momento que consideren oportuno, así como los posibles riesgos al estudio, que en este caso es nulo.

En base a la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal, a cada participante en el estudio se le entregó un consentimiento informado que contiene la información detallada en lenguaje comprensivo de la intervención a realizar y la posibilidad de renunciar en cualquier momento a la participación en el estudio así como los posibles riesgos inherentes al estudio, que en este es nulo.

El estudio fue registrado en la página elaborada por el Instituto Nacional de Salud de los Estados Unidos, donde se recogen los ensayos clínicos y observacionales, denominada ClinicalTrials.gov, siendo asignado el número de registro (NCT03764332).

Las bases éticas y legales del presente estudio son las exigidas por el RD 223/2004 de Ensayos Clínicos, la Ley 41/2002 de Autonomía del paciente, la Ley 15/1999 de protección de datos de carácter personal y el Cumplimiento de las normas de Buena Práctica Clínica.

6.11 Análisis estadístico

Todos los datos fueron explorados con normalidad usando la prueba de Shapiro Wilks, los datos se consideraron normalmente repartidos si $p > 0.05$. El análisis estadístico descriptivo se realizó usando media \pm SD y un intervalo de seguridad del 95% (IC95%).

El coeficiente de correlación intra-clase (CCI) un modelo de efectos aleatorios bidireccionales, se utilizaron medidas únicas y se necesitó un consenso absoluto para expresar la fiabilidad y para evaluar la fiabilidad test-retest de cada parámetro(151). La interpretación del valor CCI se categorizó como pobre (CCI < 0.40), justo (CCI = $0.40-0.59$), bueno (CCI = $0.60-0.74$) y excelente (CCI = $0.75-1.0$)(152). Según Portney y Watkins(153), los coeficientes de confiabilidad con un CCI > 0.90 mejoran la probabilidad de las mediciones clínicas disponibles.

Para comparar grupos, se usó una prueba t-test independiente o prueba de Kruskal Wallis según la distribución normal o no de los datos. Además, se realizaron pruebas t-test simultáneas/emparejadas o pruebas de rango con signo de Wilcoxon para evaluar las diferencias sistemáticas entre las sesiones, según si los datos tienen una distribución normal o no normal.

Los efectos de interacción de las cuatro condiciones del calzado y las dos condiciones de los ojos en el equilibrio postural de AP y ML fueron analizadas por separado, utilizando un análisis de divergencia de dos vías (ANOVA), siempre y cuando las variables mostraron una distribución normal o la prueba de Kruskal Wallis para una distribución no normal de las variables. Para los casos donde ocurrieron efectos principales significativos para las condiciones del calzado, se usaron análisis post-hoc Tukey para establecer dónde ocurrieron (147).

Todos los datos se llevaron a cabo usando Statistical Package for Social Sciences (SPSS, version 20.0) con el nivel alfa establecido en 0.05.

7. Resultados

En la tabla 3 se muestran los datos descriptivos de la muestra estudiada por género y muestra total, expresados con la media \pm DS y el IC95% de cada variable. Las variables edad, altura, peso e IMC se han comparado según el género de los participantes. Se puede observar que los resultados de la edad son de 30.06 ± 4.15 años para los hombres y de 29.50 ± 3.50 años para las mujeres, encontrándose que no existen diferencias estadísticamente significativas entre ambos ($p=0.725$). Tampoco se han obtenido diferencias en el IMC, pero sí que encontramos diferencias significativas entre el peso y la altura ($p=0.001$).

Tabla 3. Características descriptivas de los participantes en el estudio.

	Hombre (n=16) Media \pm DS (IC95%)	Mujer (n=10) Media \pm DS (IC95%)	Total (n=26) Media \pm DS (IC95%)	P-Valor
Edad (años)	30.06 \pm 4.15 (28.47-31.66)	29.50 \pm 3.50 (28.15-30.85)	29.85 \pm 3.85 (28.36-31.33)	0.725
Peso (kg)	74.00 \pm 14.49 (68.43-79.57)	56.20 \pm 4.96 (54.29-58.11)	67.15 \pm 14.59 (61.55-72.76)	0.001
Altura (cm)	1.75 \pm 0.05 (1.72-1.77)	1.63 \pm 0.03 (1.61-1.64)	1.70 \pm 0.07 (1.67-1.73)	0.001
IMC (kg/m²)	24.30 \pm 4.66 (22.51-26.09)	21.32 \pm 2.23 (20.46-22.17)	23.15 \pm 4.13 (21.57-24.74)	0.072

Abreviaturas: DS. Desviación estándar ; IC 95%. Intervalo de Confianza al 95%; kg/m². Kilogramo por metro al cuadrado; cm. centímetros. IMC. Índice de masa corporal

En la tabla 4 se muestra la distribución de la normalidad de las variables de baropodometría con ojos abiertos en los 26 participantes, de la que obtenemos la conclusión de que la distribución de las variables es normal.

Tabla 4: Distribución de la normalidad de baropodometría con ojos abiertos.

Variables baropodometría con ojos abiertos	Estadístico Chi cuadrado	P- Valor
Estática P.I antepie superficie (cm ²)	0.981	0.898
Estática P.I antepie Fuerza (%)	0.986	0.973
Estática P.I antepie Distribución (%)	0.974	0.741
Estática P.I retropie superficie (cm ²)	0.951	0.249
Estática P.I retropie Fuerza (%)	0.971	0.650
Estática P.I retropie Distribución (%)	0.980	0.869
Estática P.I superficie (cm ²)	0.792	0.001
Estática P.I Fuerza (%)	0.965	0.500
Estática P.I P.max (g/cm ²)	0.974	0.725
Estática P.I P.media (g/cm ²)	0.972	0.675
Estática P.I Peso (kg)	0.965	0.495
Estática PD antepie superficie (cm ²)	0.966	0.532
Estática PD antepie Fuerza (%)	0.965	0.495
Estática P.D antepie Distribución (%)	0.953	0.269
Estática P.D retropie superficie (cm ²)	0.941	0.139
Estática P.D retropie Fuerza (%)	0.983	0.932
Estática P.D retropie Distribución (%)	0.969	0.594
Estática P.D superficie (cm ²)	0.963	0.450
Estática P.D Fuerza (%)	0.965	0.500
Estática P.D P.max (g/cm ²)	0.428	0.001
Estática P.D P.media (g/cm ²)	0.964	0.487
Estática P.D Peso (kg)	0.927	0.064

Abreviaturas: P. valor de p; P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo; P.max. Presión máxima; P.media g/cm². Presión media.
. P valorada con Shapiro Wilks con significación estadística para un valor p<0.05 con un intervalo de confianza del 95%.

En la tabla 5 se muestra la distribución normal de las variables de estabilometría con ojos abiertos.

Tabla 5: Distribución normal de las variables de estabilometría con ojos abiertos

VARIABLES ESTABILOMETRÍA CON OJOS ABIERTOS	ESTADÍSTICO CHI CUADRADO	P - VALOR
Media longitud trazo (mm)	0.821	0.001
Media superficie trazo (mm ²)	0.785	0.001
Media Longitud/superficie (mm)	0.811	0.001
Media Velocidad media de oscilación (mm/s)	0.834	0.001
Media velocidad lateral (mm/s)	0.916	0.036
Media velocidad anterior (mm/s)	0.731	0.001
Media desplazamiento medio eje X (mm)	0.980	0.868
Media desplazamiento medio eje Y (mm)	0.952	0.264

Abreviaturas: P. valor de p; P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo; P.max. Presión máxima; P.media g/cm². Presión media; mm. Milímetros; mm². Milímetros cuadrados; mm/s. milímetros por segundo. P valorada con Shapiro Wilks con significación estadística para un valor p<0.05 con un intervalo de confianza del 95%.

La tabla 6 muestra distribución de la normalidad de las variables estudiadas de la baropodometría con ojos cerrados.

Tabla 6: Distribución normal de las variables de baropodometría con ojos cerrados.

Variables baropodometría con ojos cerrados	Estadístico Chi cuadrado	P - Valor
Estática P.I antepie superficie (cm ²)	0.969	0.588
Estática P.I antepie Fuerza (%)	0.948	0.206
Estática P.I antepie Distribución (%)	0.969	0.585
Estática P.I retropie superficie (cm ²)	0.951	0.248
Estática P.I retropie Fuerza (%)	0.973	0.715
Estática P.I retropie Distribución (%)	0.968	0.564
Estática P.I superficie (cm ²)	0.964	0.479
Estática P.I Fuerza (%)	0.984	0.951
Estática P.I P.max (g/cm ²)	0.957	0.337
Estática P.I P.media (g/cm ²)	0.970	0.631
Estática P.I Peso (kg)	0.970	0.626
Estática PD antepie superficie (cm ²)	0.957	0.329
Estática PD antepie Fuerza (%)	0.962	0.431
Estática P.D antepie Distribución (%)	0.957	0.338
Estática P.D retropie superficie (cm ²)	0.943	0.154
Estática P.D retropie Fuerza (%)	0.941	0.141
Estática P.D retropie Distribución (%)	0.968	0.585
Estática P.D superficie (cm ²)	0.949	0.221
Estática P.D Fuerza (%)	0.986	0.968
Estática P.D P.max (g/cm ²)	0.930	0.078
Estática P.D P.media (g/cm ²)	0.934	0.098
Estática P.D Peso (kg)	0.931	0.083

Abreviaturas: P. valor de p; P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo; P.max. Presión máxima; P.media g/cm². Presión media. P valorada con Shapiro Wilks con significación estadística para un valor p<0.05 con un intervalo de confianza del 95%.

La tabla 7 muestra la distribución normal de las variables de estabilometría obtenidas con los sujetos con ojos cerrados.

Tabla 7: Distribución normal de las variables de estabilometría con ojos cerrados.

VARIABLES ESTABILOMETRÍA CON OJOS CERRADOS	ESTADÍSTICO CHI CUADRADO	P - VALOR
Media longitud trazo (mm)	0.907	0.023
Media superficie trazo (mm ²)	0.855	0.002
Media Longitud/superficie (mm)	0.777	0.001
Media Velocidad media de oscilación (mm/s)	0.896	0.013
Media velocidad lateral (mm/s)	0.920	0.046
Media velocidad anterior (mm/s)	0.873	0.004
Media desplazamiento medio eje X (mm)	0.963	0.462
Media desplazamiento medio eje Y (mm)	0.982	0.917

Abreviaturas: P. valor de p; P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo; P.max. Presión máxima; P.media g/cm². Presión media; mm. Milímetros; mm². Milímetros al cuadrado; mm/s. Milímetros por segundo. P valorada con Shapiro Wilks con significación estadística para un valor $p < 0.05$ con un intervalo de confianza del 95%.

En la tabla 8 se muestran los valores de fiabilidad de las mediciones de baropodometría con ojos abiertos y con cada una de las condiciones de calzado valoradas en el estudio. Las variables que presentan mayor fiabilidad son las que recogen la superficie, la P.max g/cm², la P.media g/cm² y el Peso. Los CCI de los datos podobarométricos estáticos con los ojos abiertos variaron de una confiabilidad justa a excelente (CCI = 0.437-0.990) con las 4 condiciones de calzado.

Tabla 8: Fiabilidad de las variables medidas en cm² de baropodometría estática con ojos abiertos.

Variables en estática Ojos abiertos	Descalzo CCI(LI-LS)	Calzado eva plus ultralight [®] CCI(LI-LS)	Calzado milan-scl liso [®] CCI(LI-LS)	Gym step [®] CCI(LI-LS)
Superficie antepie Izdo (cm ²)	0.579 (0.197-0.797)	0.673 (0.381-0.842)	0.616 (0.259-0.816)	0.791 (0.596-0.900)
P.I retropie superficie (cm ²)	0.940 (0.885-0.971)	0.949 (0.902-0.975)	0.972 (0.946-0.986)	0.960 (0.923-0.981)
P.I superficie (cm ²)	0.698 (0.416-0.856)	0.856 (0.726-0.931)	0.848 (0.709-0.927)	0.868 (0.746-0.937)
P.I P.max (g/cm ²)	0.948 (0.901-0.975)	0.961 (0.925-0.981)	0.941 (0.887-0.972)	0.894 (0.796-0.949)
P.I P.media (g/cm ²)	0.974 (0.951-0.988)	0.974 (0.949-0.987)	0.956 (0.915-0.979)	0.853 (0.719-0.930)
P.I Peso (kg)	0.984 (0.969-0.992)	0.990 (0.981-0.995)	0.989 (0.979-0.995)	0.984 (0.969-0.992)
P.D retropie superficie (cm ²)	0.947 (0.898-0.974)	0.942 (0.889-0.972)	0.960 (0.922-0.981)	0.963 (0.929-0.982)
PD antepie superficie (cm ²)	0.647 (0.325-0.830)	0.743 (0.513-0.875)	0.749 (0.516-0.880)	0.772 (0.559-0.891)
P.D superficie (cm ²)	0.869 (0.751-0.937)	0.866 (0.745-0.935)	0.885 (0.780-0.945)	0.871 (0.752-0.938)
P.D P.max (g/cm ²)	0.904 (-0.727-0.570)	0.942 (0.889-0.972)	0.961 (0.926-0.981)	0.927 (0.861-0.965)
P.D P.media (g/cm ²)	0.974 (0.949-0.987)	0.969 (0.940-0.985)	0.962 (0.927-0.982)	0.925 (0.857-0.964)
P.D Peso (kg)	0.990 (0.982-0.995)	0.993 (0.987-0.997)	0.990 (0.981-0.995)	0.989 (0.980-0.995)

Abreviaturas: CCI (LI-LS). Índice de correlación intraclase (límite superior-límite inferior); P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo. P.max (g/cm²). presión máxima; P.media (g/cm²). Presión media. cm²; centímetros al cuadrado. Kg; kilogramos.

En la tabla 9 se muestran los valores de fiabilidad de las mediciones de baropodometría con ojos abiertos y con cada una de las condiciones de calzado valoradas en el estudio. Las variables que presentan mayor fiabilidad son las que recogen la fuerza y la distribución. Los CCI de los datos podobarométricos estáticos con los ojos abiertos variaron de una confiabilidad justa a excelente (CCI = 0.437-0.822) con las 4 condiciones de calzado.

Tabla 9: Fiabilidad de las variables medidas en % de baropodometría en estática con ojos abiertos.

Variables en estática Ojos abiertos	Descalzo CCI(LI-LS)	Calzado eva plus ultralight® CCI(LI-LS)	Calzado milan-scl liso® CCI(LI-LS)	Gym step® CCI(LI-LS)
Fuerza antepie izdo (%)	0.752 (0.531-0.880)	0.519 (0.070-0.770)	0.707 (0.439-0.859)	0.839 (0.690-0.923)
P.I antepie Distribución (%)	0.762 (0.550-0.885)	0.460 (-0.042-0.741)	0.709 (0.442-0.860)	0.851 (0.713-0.928)
P.I retropie Fuerza (%)	0.795 (0.611-0.901)	0.511 (0.060-0.765)	0.730 (0.479-0.871)	0.688 (0.394-0.851)
P.I retropie Distribución (%)	0.744 (0.516-0.876)	0.437 (-0.083-0.730)	0.671 (0.363-0.842)	0.851 (0.715-0.929)
P.I Fuerza (%)	0.822 (0.661-0.914)	0.813 (0.645-0.910)	0.790 (0.602-0.899)	0.598 (0.241-0.805)
PD antepie Fuerza (%)	0.783 (0.583-0.896)	0.294 (-0.321-0.656)	0.767 (0.553-0.888)	0.854 (0.721-0.930)
P.D antepie Distribución (%)	0.804 (0.626-0.905)	0.486 (0.027-0.751)	0.768 (0.555-0.888)	0.825 (0.665-0.916)
P.D retropie Fuerza (%)	0.785 (0.590-0.896)	0.740 (0.509-0.874)	0.768 (0.557-0.888)	0.814 (0.643-0.911)
P.D retropie Distribución (%)	0.765 (0.556-0.886)	0.657 (0.356-0.833)	0.806 (0.626-0.907)	0.821 (0.658-0.914)
P.D Fuerza (%)	0.822 (0.661-0.914)	0.813 (0.645-0.910)	0.790 (0.602-0.899)	0.496 (0.028-0.759)

Abreviaturas: CCI (LI-LS). Índice de correlación intraclase (límite superior-límite inferior); P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo. P.max. presión máxima; P.media g/cm². Presión media.

La tabla 10 representa los valores de fiabilidad de las mediciones en estabilometría con ojos abiertos. La variable que presenta mayor fiabilidad es la de desplazamiento en el eje Y siendo el CCI mayor de 0.81, excelente, seguido del desplazamiento en el eje X, mostrando datos de entre bueno (0.61 a 0.80) y excelente(>0.81) con el calzado cerrado. En general los CCI de los datos de estabilometría con los ojos abiertos variaron de una confiabilidad de pobre a excelente (CCI = 0.050–0.962).

Tabla 10: Fiabilidad de las variables de estabilometría con ojos abiertos.

Variables en estática Ojos abiertos	Descalzo CCI(LI-LS)	Calzado eva plus ultralight® CCI(LI-LS)	Calzado milan-scl liso® CCI(LI-LS)	Gym step® CCI(LI-LS)
Media longitud trazo (mm)	0.517 (0.067-0.768)	0.256 (-0.427-0.642)	0.576 (0.204-0.794)	0.674 (0.381-0.842)
Media superficie trazo (mm ²)	0.309 (-0.349-0.671)	0.309 (-0.313-0.666)	0.050 (-0.868-0.549)	0.734 (0.489-0.872)
Media Longitud/superficie (mm)	0.108 (-0.739-0.575)	0.447 (-0.55-0.733)	0.169 (-0.618-0.604)	0.483 (0.006-0.752)
Media Velocidad media de oscilación (mm/s)	0.496 (0.040-0.757)	0.349 (-0.239-0.686)	0.578 (0.208-0.794)	0.651 (0.339-0.831)
Media velocidad lateral (mm/s)	0.430 (-0.073-0.723)	0.246 (-0.470-0.640)	0.608 (0.263-0.809)	0.646 (0.334-0.827)
Media velocidad anterior (mm/s)	0.459 (-0.024-0.738)	0.529 (0.117-0.771)	0.507 (0.070-0.760)	0.672 (0.378-0.841)
Media desplazamiento medio eje X (mm)	0.758 (0.539-0.883)	0.721 (0.466-0.866)	0.905 (0.818-0.954)	0.617 (0.273-0.815)
Media desplazamiento medio eje Y (mm)	0.926 (0.858-0.964)	0.946 (0.898-0.974)	0.919 (0.845-0.961)	0.962 (0.926-0.982)

Abreviaturas: CCI (LI-LS). Índice de correlación intraclass (límite superior-límite inferior); P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo. P.max. presión máxima; P.media g/cm². Presión media. mm. Milímetros; mm². Milímetros al cuadrado; mm/s. Milímetros por segundo.

En las tablas 11 y 12 se recoge la comparación de las variables baropodométricas estudiadas con ojos abiertos. Las comparaciones entre los grupos de los datos baropodométricos estáticos con los ojos abiertos mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$). En las variables de antepié se observa que el Gym Step® disminuye la superficie ($p=0.003$), fuerza ($p=0.001$) y distribución ($p=0.001$) del apoyo plantar sobre la plataforma.

El calzado milan-scl liso® mejora de forma significativa los parámetros baropodométricos de fuerza ($p=0.008$) y distribución en antepié ($p=0.002$).

El Pico de fuerza máximo se ve mejorado con los tres modelos de calzado de forma significativa, siendo la mejora más notable en el calzado eva plus ultralight® ($p=0.001$).

Las variables de retropié superficie ($p=0.001$), fuerza ($p=0.001$) y distribución ($p=0.001$) se ven aumentadas con el calzado Gym Step®.

Tabla 11: Comparación de las variables de baropodometría estática con ojos abiertos entre grupos.

Variable	Descalzo Media \pm ds (IC95%) n= 26	Calzado eva plus ultralight [®] me dia \pm ds (IC95%) n= 26	Calzado milan- scl liso [®] Media \pm ds (IC95%) n= 26	Gym step [®] Media \pm ds (IC95%) n= 26	Valor p comparando descalzo vs calzado eva plus ultralight [®]	Valor p comparando descalzo vs calzado milan- scl liso [®]	Valor p comparando descalzo vs gym step [®]
P.I antepie superficie (cm ²)	37.28 \pm 11.86 (32.72-41.84)	53.782 \pm 14.17 (48.33-59.23)	41.69 \pm 15.61 (35.69-47.69)	26.10 \pm 16.89 (19.61-32.60)	0.001	0.023	0.003
P.I retropie superficie (cm ²)	62.78 \pm 19.93 (55.12-70.44)	68.92 \pm 10.00 (65.08-72.77)	74.27 \pm 15.85 (68.18-80.36)	83.23 \pm 18.76 (76.02-90.44)	0.071	0.002	0.001
P.I superficie (cm ²)	104.37 \pm 39.19 (89.31-119.44)	122.44 \pm 21.55 (114.15-130.72)	115.92 \pm 23.82 (106.77-125.08)	109.24 \pm 20.20 (101.48-117.01)	0.001	0.006	0.154
P.I P.max (g/cm ²)	848.67 \pm 224.00 (762.57-934.77)	578.69 \pm 122.27 (531.69-625.69)	723.46 \pm 177.87 (655.09-791.83)	728.92 \pm 125.37 (680.73-777.11)	0.001	0.003	0.003
P.I P.media (g/cm ²)	360.00 \pm 99.38 (321.80-398.20)	290.08 \pm 61.35 (266.49-313.66)	315.04 \pm 76.46 (285.65-344.43)	344.03 \pm 64.74 (319.14-368.91)	0.001	0.001	0.313
P.I Peso (kg)	32.46 \pm 6.37 (30.01-34.91)	32.72 \pm 6.57 (30.19-35.24)	33.27 \pm 7.09 (30.54-36.00)	32.68 \pm 6.33 (30.25-35.11)	0.410	0.146	0.784
PD antepie superficie (cm ²)	37.71 \pm 13.05 (32.69-42.72)	55.36 \pm 16.21 (49.13-61.59)	42.74 \pm 17.22 (36.12-49.36)	25.54 \pm 16.65 (19.14-31.94)	0.001	0.089	0.001
P.D retropie superficie (cm ²)	68.27 \pm 18.59 (61.12-75.42)	69.14 \pm 9.83 (65.36-72.92)	72.83 \pm 15.13 (67.02-78.65)	86.21 \pm 17.84 (79.35-93.06)	0.501	0.029	0.001
P.D superficie (cm ²)	106.45 \pm 26.73 (96.18-116.72)	124.76 \pm 23.89 (115.58-133.94)	115.01 \pm 26.32 (104.90-125.13)	111.44 \pm 19.28 (104.02-118.85)	0.001	0.004	0.258
P.D P.max (g/cm ²)	940.94 \pm 642.72 (693.89-187.99)	620.65 \pm 142.52 (565.87-675.44)	753.29 \pm 209.11 (672.92-833.67)	770.04 \pm 171.70 (704.04-836.04)	0.001	0.004	0.063

Resultados

P.D P.media (g/cm ²)	366.65± 95.16 (330.08-403.23)	305.90±70.61 (278.76-333.04)	328.08±80.34 (297.20-358.96)	356.45±59.89 (333.43-379.47)	0.001	0.001	0.778
P.D Peso (kg)	34.41± 8.08 (31.31-37.52)	34.76±8.28 (31.58-37.94)	33.37±7.64 (30.44-36.31)	35.36±7.84 (32.34-38.37)	0.114	0.024	0.925

Abreviaturas: DS. Desviación estándar; IC 95%. Intervalo de Confianza al 95%; P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo; P.max (g/cm²). Presión máxima; P.media (g/cm²). Presión media. P valorada con Wilcoxon con significación estadística para un valor $p < 0.05$ con un intervalo de confianza del 95%.

Tabla 12: Comparación de las variables de baropodometría estática con ojos abiertos entre grupos.

Variable	Descalzo Media \pm ds (IC95%) n= 26	Calzado eva plus ultralight [®] m edia \pm ds (IC95%) n= 26	Calzado milan-scl liso [®] Media \pm ds (IC95%) n= 26	Gym step [®] Media \pm ds (IC95%) n= 26	Valor p comparando descalzo vs calzado eva plus ultralight [®]	Valor p comparando descalzo vs calzado milan-scl liso [®]	Valor p comparando descalzo vs gym step [®]
P.I antepie Fuerza (%)	15.79 \pm 4.41 (14.10-17.49)	17.40 \pm 2.83 (16.31-18.48)	13.86 \pm 4.88 (11.98-15.73)	8.71 \pm 6.20 (6.32-11.09)	0.124	0.008	0.001
P.I antepie Distribución (%)	32.81 \pm 9.20 (29.27-36.35)	36 \pm 5.73 (33.80-38.20)	28.15 \pm 9.55 (24.48-31.82)	18.06 \pm 13.14 (13.01-23.12)	0.146	0.002	0.001
P.I retropie Fuerza (%)	32.33 \pm 4.94 (30.43-34.23)	31.10 \pm 3.18 (29.88-32.33)	35.26 \pm 4.86 (33.39-37.13)	38.92 \pm 6.91 (36.27-41.58)	0.451	0.001	0.001
P.I retropie Distribución (%)	67.06 \pm 8.97 (63.62-70.51)	64.03 \pm 5.62 (61.87-66.18)	71.54 \pm 9.74 (67.79-75.28)	81.99 \pm 13.16 (76.93-87.04)	0.142	0.003	0.001
P.I Fuerza (%)	48.00 \pm 2.65 (46.98-49.02)	48.47 \pm 2.19 (47.63-49.32)	49.13 \pm 2.30 (48.24-50.01)	48.10 \pm 1.78 (47.42-48.79)	0.406	0.109	0.951
PD antepie Fuerza (%)	17.36 \pm 5.21 (15.36-19.36)	19.78 \pm 3.68 (18.37-21.20)	15.35 \pm 5.07 (13.40-17.30)	9.50 \pm 7.13 (6.76-12.24)	0.049	0.022	0.001
P.D antepie Distribución (%)	33.26 \pm 10.10 (29.38-37.14)	37.37 \pm 6.07 (35.04)	30.23 \pm 10.15 (26.33-34.13)	18.59 \pm 13.63 (13.35-28.83)	0.08	0.054	0.001
P.D retropie Fuerza (%)	34.88 \pm 5.44 (32.80-36.97)	32.06 \pm 3.97 (30.54-33.59)	35.37 \pm 5.46 (33.27-37.47)	42.18 \pm 7.06 (39.47-44.89)	0.06	0.581	0.001
P.D retropie Distribución (%)	65.94 \pm 10.96 (61.72-70.15)	62.18 \pm 6.78 (59.57-64.79)	69.79 \pm 9.87 (66.00-73.59)	81.51 \pm 13.73 (76.23-86.79)	0.109	0.022	0.001

Resultados

P.D Fuerza (%)	52.00±2.65 (50.98-53.02)	51.53±2.19 (50.68-52.37)	50.87±2.30 (49.99-51.76)	51.79±1.89 (51.07-52.52)	0.406	0.109	0.855
----------------	-----------------------------	-----------------------------	-----------------------------	-----------------------------	-------	-------	-------

Abreviaturas: DS. Desviación estándar; IC 95%. Intervalo de Confianza al 95%; P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo; P.max. Presión máxima; P.media g/cm². Presión media. P valorada con Wilcoxon con significación estadística para un valor p<0.05 con un intervalo de confianza del 95%.

En la tabla 13 se recoge la comparación de las variables estabilométricas estudiadas con ojos abiertos. Las comparaciones de los datos de estabilometría con los ojos abiertos mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$). En la tabla se puede observar que el calzado Gym Step® genera un aumento de las medias en todas las variables de forma significativa, excepto en el desplazamiento medio en el eje X respecto a descalzo. En el desplazamiento medio en el eje Y, los tres modelos de calzado muestran un aumento de las medias respecto al estado descalzo, siendo el calzado Gym Step® el que mayor aumento ha producido ($p=0.019$).

El calzado eva plus ultralight® y el calzado Gym Step® aumentan de forma significativa la media de longitud de la superficie de trazo y de la velocidad anterior y muestran una reducción significativa de la media de desplazamiento del eje Y.

Tabla 13: Comparación de las variables de estabilometría con ojos abiertos entre grupos.

Variable	Descalzo Media \pm ds (IC95%) n= 26	Calzado eva plus ultralight [®] medi a \pm ds (IC95%) n= 26	Calzado milan- scl liso [®] Media \pm ds (IC95%) n= 26	Gym step [®] Media \pm ds (IC95%) n= 26	Valor p comparan do descalzo vs calzado eva plus ultralight [®]	Valor p comparan do descalzo vs calzado milan-scl liso [®]	Valor p comparando descalzo vs gym step [®]
Media longitud trazo (mm)	87.01 \pm 44.54 (69.89-104.13)	100.37 \pm 47.04 (82.29-118.45)	97.63 \pm 45.78 (80.04-115.23)	163.85 \pm 76.47 (134.45-193.24)	0.052	0.008	0.001
Media superficie trazo (mm ²)	82.76 \pm 83.81 (50.54-114.98)	118.38 \pm 133.40 (67.10-169.66)	109.51 \pm 107.56 (68.16-150.85)	185.51 \pm 124.50 (137.65-233.37)	0.238	0.032	0.001
Media Longitud/superficie (mm)	2.39 \pm 1.53 (1.81-2.98)	1.63 \pm 0.72 (1.35-1.91)	1.94 \pm 0.93 (1.59-2.30)	1.11 \pm 0.38 (0.96-1.25)	0.017	0.178	0.001
Media Velocidad media de oscilación (mm/s)	2.11 \pm 1.16 (1.66-2.55)	2.39 \pm 1.16 (1.95-2.84)	2.25 \pm 1.08 (1.83-2.66)	5.04 \pm 2.41 (4.11-5.97)	0.104	0.071	0.001
Media velocidad lateral (mm/s)	1.94 \pm 0.75 (1.66-2.23)	1.98 \pm 0.83 (1.66-2.30)	2.00 \pm 0.74 (1.72-2.28)	3.44 \pm 1.50 (2.86-4.02)	0.737	0.309	0.001
Media velocidad anterior (mm/s)	1.87 \pm 1.36 (1.34-2.39)	2.36 \pm 1.54 (1.77-2.95)	2.18 \pm 1.27 (1.69-2.67)	3.56 \pm 2.01 (2.79-4.34)	0.056	0.006	0.001
Media desplazamiento medio eje X (mm)	4.24 \pm 5.44 (2.14-6.33)	2.95 \pm 4.32 (1.29-4.61)	2.53 \pm 6.56 (0.00-5.05)	4.12 \pm 4.88 (2.24-5.99)	0.073	0.131	0.989
Media desplazamiento medio eje Y (mm)	-54.02 \pm 14.87 (-59.74- -48.31)	-46.07 \pm 9.59 (-49.75- -42.38)	-48.82 \pm 15.09 (-54.61- -43.02)	-43.23 \pm 23.15 (-52.13- -34.33)	0.049	0.023	0.019

Abreviaturas: DS. Desviación estándar; IC 95%. Intervalo de Confianza al 95%; P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo; P.max. Presión máxima; P.media g/cm². Presión media. mm. Milímetros; mm². Milímetros al cuadrado; mm/s. Milímetros por segundo. P valorada con Wilcoxon con significación estadística para un valor p<0.05 con un intervalo de confianza del 95%.

En las tablas 14 y 15 se recoge la comparación de las variables baropodométricas estudiadas con ojos cerrados. Donde se puede apreciar que todas las variables muestran una mejora significativa respecto a la fiabilidad de las mediciones con ojos abiertos mostrando datos de CCI de Bueno a excelente (CCI = 0.653-0.995).

Tabla 14: Fiabilidad de las variables de baropodometría estática con ojos cerrados.

Variables en estática Ojos abiertos	Descalzo CCI(LI-LS)	Calzado eva plus ultralight® CCI(LI-LS)	Calzado milan-scl liso® CCI(LI-LS)	Gym step® CCI(LI-LS)
Fuerza antepie izdo (%)	0.843 (0.700-0.925)	0.653 (0.326-0.834)	0.857 (0.725-0.932)	0.901 (0.811-0.952)
P.I antepie Distribución (%)	0.875 (0.760-0.940)	0.688 (0.398-0.850)	0.856 (0.723-0.931)	0.892 (0.793-0.948)
P.I retropie Fuerza (%)	0.852 (0.717-0.929)	0.815 (0.648-0.910)	0.834 (0.681-0.920)	0.909 (0.826-0.956)
P.I retropie Distribución (%)	0.875 (0.760-0.940)	0.668 (0.357-0.841)	0.850 (0.711-0.928)	0.902 (0.812-0.953)
P.I Fuerza (%)	0.756 (0.530-0.883)	0.887 (0.781-0.946)	0.818 (0.650-0.912)	0.814 (0.646-0.910)
PD antepie Fuerza (%)	0.869 (0.750-0.937)	0.627 (0.287-0.821)	0.900 (0.809-0.952)	0.893 (0.796-0.949)
P.D antepie Distribución (%)	0.866 (0.744-0.935)	0.665 (0.336-0.835)	0.897 (0.804-0.950)	0.883 (0.775-0.944)
P.D retropie Fuerza (%)	0.876 (0.763-0.940)	0.603 (0.231-0.810)	0.905 (0.819-0.954)	0.852 (0.716-0.929)
P.D retropie Distribución (%)	0.843 (0.701-0.924)	0.657 (0.341-0.835)	0.895 (0.800-0.950)	0.896 (0.801-0.950)
P.D Fuerza (%)	0.759 (0.535-0.884)	0.890 (0.786-0.947)	0.811 (0.639-0.909)	0.814 (0.646-0.910)

Abreviaturas: P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo; P.max. Presión máxima; P.media g/cm². Presión media. P valorada con Wilcoxon con significación estadística para un valor p<0.05 con un intervalo de confianza del 95%.

Tabla 15: Fiabilidad de las variables de baropodometría estática con ojos cerrados.

Variables en estática Ojos abiertos	Descalzo CCI(LI-LS)	Calzado eva plus ultralight® CCI(LI-LS)	Calzado milan-scl liso® CCI(LI-LS)	Gym step® CCI(LI-LS)
P.I superficie antepie (cm ²)	0.935 (0.873-0.969)	0.915 (0.837-0.959)	0.900 (0.808-0.952)	0.895 (0.799-0.949)
P.I retropie superficie (cm ²)	0.944 (0.894-0.973)	0.940 (0.886-0.971)	0.961 (0.925-0.981)	0.968 (0.939-0.985)
P.I superficie (cm ²)	0.935 (0.873-0.969)	0.915 (0.837-0.959)	0.900 (0.808-0.952)	0.895 (0.799-0.949)
P.I P.max (g/cm ²)	0.995 (0.915-0.979)	0.927 (0.859-0.965)	0.971 (0.944-0.986)	0.932 (0.869-0.967)
P.I P.media (g/cm ²)	0.976 (0.952-0.989)	0.973 (0.947-0.987)	0.990 (0.982-0.995)	0.935 (0.877-0.969)
P.I Peso (kg)	0.987 (0.974-0.994)	0.994 (0.988-0.997)	0.994 (0.989-0.997)	0.974 (0.950-0.987)
PD antepie superficie (cm ²)	0.881 (0.773-0.943)	0.805 (0.628-0.906)	0.877 (0.763-0.941)	0.792 (0.603-0.900)
P.D retropie superficie (cm ²)	0.946 (0.897-0.974)	0.961 (0.926-0.981)	0.946 (0.896-0.974)	0.969 (0.941-0.989)
P.D superficie (cm ²)	0.948 (0.900-0.975)	0.927 (0.860-0.965)	0.925 (0.857-0.964)	0.867 (0.746-0.936)
P.D P.max (g/cm ²)	0.955 (0.914-0.978)	0.970 (0.943-0.985)	0.984 (0.970-0.993)	0.949 (0.901-0.975)
P.D P.media (g/cm ²)	0.975 (0.953-0.988)	0.978 (0.958-0.989)	0.992 (0.985-0.996)	0.929 (0.865-0.966)
P.D Peso (kg)	0.991 (0.983-0.996)	0.996 (0.991-0.998)	0.994 (0.988-0.997)	0.992 (0.984-0.996)

Abreviaturas: CCI (LI-LS). Índice de correlación intraclase (límite superior-límite inferior); P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo. P valorada con Shapiro Wilks con significación estadística para un valor $p < 0.05$ con un intervalo de confianza del 95%.

En la tabla 16 se recoge la comparación de las variables estabilométricas estudiadas con ojos cerrados. Los CCI de los datos de estabilometría con los ojos cerrados variaron de una confiabilidad pobre a excelente (CCI = 0.010–0.954), donde se puede apreciar una fiabilidad satisfactoria con los tres modelos de calzado sin embargo en el estado descalzo, presenta peores datos de fiabilidad. Las variables que presentan una mayor tasa de fiabilidad son el desplazamiento en eje X y en el eje Y (CCI >0. 81). Coincidiendo con los datos obtenidos con los sujetos con ojos abiertos.

Tabla 16: Fiabilidad de las variables de estabilometría con ojos cerrados.

VARIABLES EN ESTÁTICA OJOS CERRADOS	DESCALZO CCI(LI-LS)	Calzado eva plus ultralight® CCI(LI-LS)	Calzado milan- sci liso® CCI(LI-LS)	Gym step® CCI(LI-LS)
Media longitud trazo (mm)	0.127 (-0.604-0.569)	0.885 (0.780-0.944)	0.629 (0.307-0.819)	0.938 (0.882-0.970)
Media superficie trazo (mm ²)	0.544 (0.143-0.778)	0.844 (0.703-0.925)	0.110 (-0.743-0.577)	0.941 (0.887-0.972)
Media Longitud/superficie (mm)	0.010 (-0.801-0.509)	0.566 (0.161-0.792)	0.353 (-0.254-0.691)	0.428 (-0.097-0.725)
Media Velocidad media de oscilación (mm/s)	0.125 (-0.605-0.568)	0.906 (0.820-0.955)	0.636 (0.319-0.822)	0.936 (0.878-0.969)
Media velocidad lateral (mm/s)	0.155 (-0.542-0.582)	0.901 (0.811-0.953)	0.716 (0.466-0.862)	0.885 (0.780-0.945)
Media velocidad anterior (mm/s)	0.074 (-0.703-0.544)	0.867 (0.746-0.936)	0.583 (0.220-0.796)	0.945 (0.895-0.973)
Media desplazamiento medio eje X (mm)	0.865 (0.742-0.935)	0.921 (0.849-0.962)	0.862 (0.735-0.934)	0.704 (0.438-0.857)
Media desplazamiento medio eje Y (mm)	0.829 (0.672-0.917)	0.851 (0.714-0.928)	0.927 (0.861-0.965)	0.954 (0.913-0.978)

Abreviaturas: CCI (LI-LS). Índice de correlación intraclase (límite superior-límite inferior); P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo. mm. Milímetros; mm². Milímetros al cuadrado; mm/s. Milímetros por segundo. P valorada con Shapiro Wilks con significación estadística para un valor $p < 0.05$ con un intervalo de confianza del 95%.

En las tablas 17 y 18 se encuentra la comparación de las variables baropodométricas con ojos cerrados. Las comparaciones entre grupos de los datos baropodométricos estáticos con los ojos cerrados mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$) para el uso de los diferentes modelos de calzado sanitario con respecto a la condición de pies descalzos. Observamos que existe un aumento de todas las medias respecto a los datos obtenidos en la condición de ojos abiertos (tabla 6). Siendo destacables las mismas variables.

Tabla 17: Comparación de las variables de baropodometría estática con ojos cerrados entre grupos.

Variable	Descalzo Media \pm ds (IC95%) n= 26	Calzado eva plus ultralight [®] media \pm ds (IC95%) n= 26	Calzado milan- scl liso [®] Media \pm ds (IC95%) n= 26	Gym step [®] Media \pm ds (IC95%) n= 26	Valor p comparan do descalzo vs calzado eva plus ultralight [®]	Valor p compara ndo descalzo vs calzado milan-scl liso [®]	Valor p compara ndo descalzo vs gym step [®]
Estatica P.I antepie superficie (cm ²)	37.22 \pm 12.17 (32.54-41.90)	53.00 \pm 13.30 (47.89-58.11)	43.08 \pm 17.16 (36.48-49.67)	31.19 \pm 18.20 (24.20-38.19)	0.001	0.006	0.135
Estatica P.I retropie superficie (cm ²)	65.21 \pm 18.68 (58.02-72.39)	68.35 \pm 11.13 (64.07-72.63)	76.63 \pm 15.22 (70.78-82.48)	92.41 \pm 13.96 (87.04-97.78)	0.298	0.001	0.001
Estatica P.I superficie (cm ²)	103.53 \pm 24.78 (93.00-112.05)	121.60 \pm 21.82 (113.22-129.99)	119.64 \pm 24.27 (110.31-128.97)	123.65 \pm 21.91 (115.23-132.08)	0.001	0.001	0.001
Estatica P.I P.max (g/cm ²)	839.72 \pm 180.94 (770.17-909.27)	571.06 \pm 120.69 (524.67-617.46)	718.77 \pm 183.06 (648.40-789.14)	768.92 \pm 165.73 (705.22-832.63)	0.001	0.001	0.048
Estatica P.I P.media (g/cm ²)	346.82 \pm 86.55 (313.55-380.09)	288.87 \pm 64.36 (264.13-313.61)	303.83 \pm 67.74 (277.79-329.87)	339.64 \pm 60.44 (316.41-362.87)	0.001	0.001	0.778
Estatica P.I Peso (kg)	32.42 \pm 6.56 (29.90-34.94)	32.85 \pm 6.54 (30.33-35.36)	32.85 \pm 7.16 (30.09-35.60)	33.17 \pm 7.09 (30.44-35.89)	0.379	0.170	0.201
Estatica PD antepie superficie (cm ²)	36.81 \pm 12.58 (31.97-41.64)	54.19 \pm 15.16 (48.36-60.02)	45.22 \pm 18.01 (38.29-52.14)	29.64 \pm 19.24 (22.24-37.04)	0.001	0.002	0.045
Estatica P.D retropie superficie (cm ²)	71.65 \pm 18.40 (64.58-78.73)	69.79 \pm 12.18 (70.29-82.15)	76.22 \pm 15.42 (70.29-82.15)	95.24 \pm 15.53 (89.27-101.21)	0.861	0.063	0.001
Estatica P.D superficie (cm ²)	108.26 \pm 26.05 (98.24-118.27)	124.46 \pm 24.41 (115.08-133.85)	121.32 \pm 25.24 (111.62-131.02)	124.85 \pm 23.41 (115.85-133.84)	0.001	0.001	0.003
Estatica P.D P.max (g/cm ²)	824.73 \pm 160.00 (763.23-886.23)	619.82 \pm 154.77 (560.33-679.31)	758.78 \pm 213.68 (676.65-840.92)	769.19 \pm 195.24 (694.14-844.24)	0.001	0.008	0.096
Estatica P.D P.media (g/cm ²)	358.21 \pm 88.87 (324.05-392.37)	302.26 \pm 70.26 (275.25-329.26)	321.94 \pm 77.33 (292.21-351.66)	351.65 \pm 63.74 (327.15-376.16)	0.001	0.001	0.509
Estatica P.D Peso (kg)	35.38 \pm 7.99 (32.31-38.45)	34.99 \pm 8.03 (31.90-38.07)	34.92 \pm 7.33 (32.11-37.74)	34.88 \pm 7.28 (32.09-37.68)	0.449	0.144	0.512

Abreviaturas: DS. Desviación estándar; IC 95%. Intervalo de Confianza al 95%; P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo; P.max. Presión máxima; P.media g/cm². Presión media. P valorada con Wilcoxon con significación estadística para un valor p<0.05 con un intervalo de confianza del 95%.

Tabla 18: Comparación de las variables de baropodometría estática con ojos cerrados entre grupos.

Variable	Descalzo Media \pm ds (IC95%) n= 26	Calzado eva plus ultralight [®] m edia \pm ds (IC95%) n= 26	Calzado milan-scl liso [®] Media \pm ds (IC95%) n= 26	Gym step [®] Media \pm ds (IC95%) n= 26	Valor p comparando descalzo vs calzado eva plus ultralight [®]	Valor p comparand o descalzo vs calzado milan-scl liso [®]	Valor p comparand o descalzo vs gym step [®]
Estatica P.I antepie Fuerza (%)	15.67 \pm 4.26 (14.03-17.30)	17.94 \pm 2.60 (12.16-15.91)	14.04 \pm 4.88 (12.16-15.91)	9.17 \pm 5.62 (7.01-11.33)	0.013	0.042	0.001
Estatica P.I antepie Distribución (%)	32.42 \pm 9.15 (28.91-35.94)	36.95 \pm 5.66 (34.77-39.12)	28.77 \pm 9.67 (25.05-32.49)	18.85 \pm 11.50 (14.43-23.26)	0.021	0.025	0.001
Estatica P.I retropie Fuerza (%)	32.38 \pm 4.81 (30.54-34.23)	30.81 \pm 3.82 (29.34-32.28)	34.29 \pm 4.29 (32.65-35.94)	39.51 \pm 5.64 (37.35-41.68)	0.128	0.022	0.001
Estatica P.I retropie Distribución (%)	67.63 \pm 9.30 (64.05-71.20)	62.94 \pm 5.49 (60.82-65.05)	71.17 \pm 9.49 (67.52-74.81)	81.04 \pm 11.36 (76.67-85.40)	0.021	0.025	0.001
Estatica P.I Fuerza (%)	47.79 \pm 2.23 (46.94-48.65)	48.60 \pm 2.25 (47.74-49.47)	48.40 \pm 1.99 (47.63-49.16)	48.68 \pm 1.74 (48.01-49.35)	0.170	0.128	0.235
Estatica PD antepie Fuerza (%)	16.77 \pm 5.40 (14.69-18.85)	19.76 \pm 3.17 (18.54-20.98)	15.87 \pm 5.66 (13.70-18.05)	10.08 \pm 6.64 (7.53-12.63)	0.003	0.231	0.001
Estatica P.D antepie Distribución (%)	32.18 \pm 10.22 (28.25-36.11)	38.40 \pm 6.27 (35.99-40.81)	30.88 \pm 11.01 (26.65-35.11)	19.29 \pm 12.45 (14.51-24.08)	0.002	0.388	0.001
Estatica P.D retropie Fuerza (%)	35.41 \pm 5.85 (33.16-37.66)	31.72 \pm 3.42 (30.40-33.03)	35.81 \pm 6.29 (33.39-38.23)	41.40 \pm 6.39 (38.94-43.85)	0.007	0.786	0.001
Estatica P.D retropie Distribución (%)	67.55 \pm 9.64 (63.85-71.26)	61.71 \pm 6.73 (59.12-64.29)	69.08 \pm 10.92 (64.88-73.27)	80.45 \pm 12.38 (75.69-85.21)	0.002	0.374	0.001
Estatica P.D Fuerza (%)	52.18 \pm 2.24 (51.32-53.04)	51.40 \pm 2.24 (50.54-52.26)	51.55 \pm 2.01 (50.78-52.33)	51.32 \pm 1.77 (50.64-52.00)	0.198	0.128	0.258

Abreviaturas: DS. Desviación estándar; IC 95%. Intervalo de Confianza al 95%; P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo; P.max. Presión máxima; P.media g/cm². Presión media. P valorada con Wilcoxon con significación estadística para un valor p<0.05 con un intervalo de confianza del 95%.

En la tabla 19 se encuentra la comparación de las variables estabilométricas con ojos cerrados. Las comparaciones de los datos de estabilometría con los ojos cerrados mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.05$). Observamos que todos los modelos de calzado estudiados disminuyeron la media de desplazamiento del eje Y respecto a la condición de pies descalzos.

El calzado Milan-SCL Liso ® y el calzado Gym Step ® disminuyeron de forma significativa la media de longitud/superficie, mientras que la media de la velocidad media de oscilación se incrementó con el calzado Gym Step ® y se redujo con el calzado Milan-SCL Liso ® con respecto a la condición de pies descalzos.

El calzado Gym Step ® aumentó la media de velocidad lateral, mientras que esta se vio reducida con los otros dos modelos de calzado sanitario respecto a la condición de pies descalzos.

El calzado Gym Step ® aumentó la media de superficie de trazo y la velocidad anterior con respecto a la condición de pies descalzos.

Por último, se determinaron diferencias estadísticamente significativas similares con respecto a las mediciones de ojos abiertos (tabla 7), que muestran valores medios mayores que en mediciones de resultados similares.

Tabla 19. Comparación de las variables de estabilometría con ojos cerrados

Variable	Descalzo Media \pm ds (IC95%) n= 26	Calzado eva plus ultralight [®] me dia \pm ds (IC95%) n= 26	Calzado milan-scl liso [®] Media \pm ds (IC95%) n= 26	Gym step [®] Media \pm ds (IC95%) n= 26	Valor p comparando descalzo vs calzado eva plus ultralight [®]	Valor p comparand o descalzo vs calzado milan-scl liso [®]	Valor p comparando descalzo vs gym step [®]
Media longitud trazo (mm)	151.16 \pm 86.96 (117.74-184.59)	113.54 \pm 53.54 (92.96-134.12)	126.51 \pm 52.19 (106.45-146.57)	350.56 \pm 66.98 (334.81-386.30)	0.006	0.316	0.001
Media superficie trazo (mm ²)	137.56 \pm 119.18 (91.75-183.37)	176.22 \pm 259.11 (76.62-275.82)	169.38 \pm 174.01 (102.49-236.27)	837.22 \pm 200.34 (760.21-914.22)	0.166	0.395	0.001
Media Longitud/superficie (mm)	2.12 \pm 1.64 (1.49-2.75)	1.53 \pm 0.82 (1.22-1.85)	1.49 \pm 0.74 (1.20-1.77)	0.88 \pm 0.65 (0.63-1.13)	0.137	0.016	0.001
Media Velocidad media de oscilación (mm/s)	4.73 \pm 2.83 (3.64-5.82)	3.46 \pm 1.70 (2.81-4.12)	3.91 \pm 1.62 (3.29-4.54)	11.18 \pm 2.05 (10.39-11.97)	0.005	0.278	0.001
Media velocidad lateral (mm/s)	3.14 \pm 1.67 (2.50-3.79)	2.21 \pm 0.91 (1.86-2.56)	2.45 \pm 0.97 (2.08-2.82)	6.37 \pm 1.22 (5.90-6.84)	0.001	0.025	0.001
Media velocidad anterior (mm/s)	3.42 \pm 2.30 (2.53-4.30)	2.63 \pm 1.42 (2.08-3.17)	3.00 \pm 1.37 (2.48-3.53)	9.04 \pm 1.70 (8.39-9.70)	0.243	0.889	0.001
Media desplazamiento medio eje X (mm)	3.11 \pm 6.13 (0.75-5.46)	3.38 \pm 5.39 (1.31-5.45)	4.41 \pm 5.62 (2.25-6.57)	2.24 \pm 5.28 (0.21-4.27)	0.732	0.990	0.657
Media desplazamiento medio eje Y (mm)	-53.16 \pm 18.08 (-60.11- -46.21)	-44.83 \pm 16.70 (-51.25- -38.41)	-45.65 \pm 16.96 (-51.01- -40.28)	-43.58 \pm 15.44 (-49.51- -37.64)	0.005	0.030	0.043

Abreviaturas: DS. Desviación estándar; IC 95%. Intervalo de Confianza al 95%; OC. ojos cerrados; P.D. pie derecho; P.I. pie izquierdo; P.max. presión máxima; P.media g/cm². presión media. mm. Milímetros; mm². Milímetros al cuadrado; mm/s. Milímetros por segundo. P valorada con Wilcoxon con significación estadística para un valor p<0.05. con un intervalo de confianza del 95%.

8. Discusión

El objetivo de este estudio fue valorar la estabilidad que ofrecían los tres modelos de calzados sanitarios elegidos y la repercusión que puede tener en la estática de los profesionales sanitarios que permanecen de pie de forma prolongada debido a su trabajo. Dicha valoración consistió en comparar cada modelo con los valores obtenidos con el sujeto descalzo en estática empleando el Sistema de baropodometría y estabilimetría de la plataforma Podoprint®.

El calzado es esencial para las enfermeras, con el fin de mejorar la salud general y reducir las altas tasas de prevalencia de trastornos musculoesqueléticos. Los zapatos inadecuados pueden producir un mayor riesgo de trastornos del pie en los trabajadores de la salud(3,75).

Aunque algunas investigaciones han evaluado la eficacia de las intervenciones de calzado adecuadas en enfermeras (13,76) estudios anteriores no han estudiado los efectos del calzado en el control postural relacionado con los diferentes zapatos sanitarios.

Hemos obtenido una muestra de 26 sujetos con un mayor número de hombres que de mujeres con una media de edad de 29 años. En la bibliografía existen estudios similares pero con características sociodemográficas distintas(147,154–156).

8.1 Análisis de los datos de Baropodometría

Con los calzados Eva plus ultralight ® y Milan-SCL Liso ® se aumenta de forma significativa la superficie de contacto en antepié, no obstante, tanto la fuerza como la distribución de estas se ven disminuidas cuando los sujetos usaban el calzado Milan-SCL Liso ®.

Hay estudios que muestran el efecto del drop del calzado sobre el reparto de presiones plantar(157,158), y nos indica que este dato puede ser debido a la diferencia de altura de talón de los modelos empleados, generando un reparto de cargas más equitativo entre antepié y retropié.

Por otro lado el calzado Gym Step ® muestra una disminución de la superficie de antepié y un mayor apoyo en retropié de forma significativa respecto a la condición de pies descalzos. Esto puede ser debido al quebrante de putera empleado en el diseño del calzado inestable, fabricado con una suela redondeada en el plano antero-posterior, el cual permite que esta zona del pie no mantenga contacto con el suelo, mientras el sujeto se mantenga en posición estática(159).

Se han obtenido datos significativos a favor de los sujetos descalzos al compararlo con el calzado Milan-SCL Liso ® en las variables de superficie, distribución y fuerza en retropie. Al contrario que los datos obtenidos en antepie, el calzado Eva plus ultralight ® en retropie, presenta mejoras en los parámetros de reparto de presiones que el calzado Milan-SCL Liso ®.

Los modelos de calzado sanitario Eva plus ultralight ® y Milan-SCL Liso ® mejoran la variable de Pico máximo de presión (P.max) de forma significativa respecto a descalzo. La suela de EVA del calzado Eva plus ultralight ® presenta mejores resultados en la disminución del P.max. en comparación con la suela de poliuretano del calzado Milan-SCL Liso ® coincidiendo con la literatura(11).

Observamos que al tomar la medida con ojos cerrados aumentan las medias de los datos obtenidos siendo un valor esperado ya que la información somatosensorial se ve afectada en la condición de ojos cerrados coincidiendo con otros estudios realizados (11,160).

8.2 Análisis de los datos de la estabilometría

El análisis de las variables del centro de presiones nos permite conocer la evolución de algunas patologías(161–163), siendo este un método de evaluación del equilibrio a tener en cuenta en la práctica clínica diaria(160).

Existen multitud de estudios que comparan diferentes modelos de calzado y cómo afecta al equilibrio(11,154,156), no obstante, no hemos encontrado ninguno que compare los tres modelos empleados en el presente estudio.

Se han obtenido datos significativos tanto en la longitud como en la superficie de trazo y ninguno de los modelos de calzado mejora estas dos variables en comparación con descalzo, siendo destacable y esperado que el calzado Gym Step® sea el que mayor longitud y superficie de trazo ha generado, coincidiendo con estudios similares(10,156,164).

El calzado Gym Step® provoca de forma significativa un aumento de la velocidad media de desplazamiento anterior y lateral del COP, siendo sorprendente que se produzca el aumento del desplazamiento lateral, esto podría ser debido al material con el que está fabricada la suela(165).

Por otro lado, hemos encontrado una mayor estabilidad antero-posterior y medio-lateral en el desplazamiento del centro de presiones con Eva plus ultralight ® y Milan-SCL Liso ® en comparación con descalzo, coincidiendo con estudios previos(166,167).

En los dos planos de movimiento el Milan-SCL Liso ® ha mejorado el desplazamiento del centro de presiones de forma significativa lo que nos indica que es más recomendable que el Eva plus ultralight ® y Gym Step ® a la hora de mejorar la estabilidad.

Con ojos cerrados hemos obtenido como esperábamos que las medias aumentaban en todas las variables. Y que los dos modelos de calzado Eva plus ultralight ® y Milan-SCL Liso ® mejoran la media de desplazamiento del centro de presiones.

En este caso solo el Eva plus ultralight ® mejoraba los datos de manera significativa en el plano frontal, con lo que los datos obtenidos en este caso se contraponen a los obtenidos con ojos abiertos.

8.3 Fiabilidad de las mediciones con la plataforma Podoprint.

Existen en la bibliografía numerosos estudios sobre la fiabilidad de las mediciones con las plataformas de presiones, en diferentes situaciones y empleando diferentes modelos de calzado y descalzo(12,74,168–170).

No obstante no existe ningún estudio que analice la fiabilidad y repetibilidad de las mediciones de la plataforma Podoprint®.

8.3.1 Fiabilidad de las mediciones de baropodometría

Los CCI son una determinación matemática de la replicación entre múltiples conjuntos de números y se usan comúnmente para mediciones científicas que representan la repetibilidad de la medición(171,172).

En nuestro estudio se obtuvo una fiabilidad de las variables de baropodometría de justa a excelente(CCI = 0.437-0.990), siendo datos que se asemejan a los obtenidos en un estudio similar(173). Se ha sugerido que los ICC superiores a 0,75 se considera buena fiabilidad y valores de 0,75 o menos se consideran confiabilidad de moderada a pobre(172). Otros autores sugieren que para que un CCI sea excelente debe superar los 0.85(174,175).

Destacamos la pobre fiabilidad (0.294) en el calzado Eva plus ultralight ® en la variable antepie fuerza, dato que proponemos analizar obteniendo una muestra mayor de estudio, ya que, con los demás modelos de calzado y descalzo, ha mostrado una confiabilidad alta para la misma variable.

En general las variables que son medidas en cm² y g/cm² (Superficie, pico de presión y peso) han obtenido una fiabilidad en las mediciones mayor que las variables que son medidas en porcentaje (distribución y fuerza).

8.3.2 Fiabilidad de las mediciones de estabilometría

En los estudios de análisis test-retest, se requiere que los participantes realicen dos sesiones en días diferentes o separados por al menos una hora entre cada medición. Cuando las medidas se toman en una sola sesión, como es el caso de nuestro estudio, se realizan medidas múltiples promediadas(84,85,87,88,176).

En nuestro estudio hemos realizado la toma de mediciones con ojos abiertos y ojos cerrados en bipedestación en adultos jóvenes sanos, la novedad aportada son las comparaciones entre los diferentes modelos de calzado empleados y la plataforma usada para recabar datos de desplazamiento del COP. Gergely en su estudio empleó un protocolo similar, pero como novedad añadió la toma de datos con los sujetos en posición unipodal sobre la pierna dominante(177).

En nuestro estudio se obtuvo una fiabilidad de las variables de estabilometría de pobre a excelente (CCI = 0.050-0.962).

Existen estudios previos que valoran cuantos ensayos son precisos para obtener un CCI más aceptable. Lafond(86) obtuvo con dos ensayos un CCI superior a 0.90 en las direcciones anteroposterior y mediolateral. Corriveau(178) diseñó su estudio de acuerdo con modelo estadístico para determinar el número de ensayos a promediar para obtener una media confiable de la estabilidad postural. Finalmente concluyó que se requiere un promedio de cuatro ensayos.

En general, en todas las variables se ha obtenido un rango de CCI de pobre a bueno, salvo en las variables de desplazamiento medio del eje X e Y, siendo esta última la que ha obtenido un CCI excelente, datos que se asemejan a los obtenidos en un estudio similar(86). Esto puede ser debido a que en este plano de movimiento presenta una mayor estabilidad, tanto descalzo como con cada uno de los modelos de calzado empleados en el estudio.

Con ojos cerrados los CCI han sido ligeramente más elevados, no obstante en algunas de las variables se han obtenido datos de CCI pobre. Destacamos la baja fiabilidad obtenida con los sujetos descalzos respecto a los sujetos con calzado.

8.4 Limitaciones del estudio.

En primer lugar, esta investigación descartó a los trabajadores de la salud que usaban calzado o plantillas personalizados. En segundo lugar, una muestra más diversa (sujetos de otros países del mundo) y de mayor tamaño podría mejorar el poder de esta investigación. Finalmente, el modelo de calzado sanitario Milan-SCL Liso mostró algunos valores CCI bajos en la confiabilidad de la estabilometría con los ojos abiertos y cerrados. Se necesitan más estudios para aclarar la razón de esta poca confiabilidad en algunos parámetros de estabilometría. De hecho, las diferencias anatómicas en pies masculinos y femeninos pueden afectar la estabilidad o la preferencia por usar un tipo de zapato u otro(179,180).

8.5 Futuras líneas de investigación.

Basándonos en el análisis del centro de presiones pudimos comprobar que la estabilidad de los sujetos sufría variaciones entre los tres tipos de calzado empleados para el estudio, lo que nos da información para poder realizar recomendaciones basadas en la evidencia a profesionales sanitarios sobre que calzado es el más adecuado y poder prevenir patologías asociadas a la estática prolongada.

En base a los resultados obtenidos con sujetos sanos de edad media, nos planteamos la posibilidad de continuar la línea de investigación con sujetos de otros rangos de edad y/o con patologías que puedan ser asociadas a un calzado inadecuado.

Por otro lado, planteamos el presente estudio realizando toma de muestras en varias sesiones, con el objetivo de validar la fiabilidad y repetibilidad de las mediciones, con la plataforma de presiones Podoprint®.

9. Conclusión

El Calzado Eva plus ultralight ® es la mejor elección a la hora de generar una mejora en el pico máximo de presión y en la distribución de las presiones plantares en retropié de forma significativa.

El Calzado Eva plus ultralight ® mejora la estabilidad en comparación con los sujetos descalzos.

El Calzado Milan-SCL Liso® presenta mejoras significativas respecto a descalzo en el reparto de cargas en antepié y en el desplazamiento del centro de presiones tanto en antero-posterior como medio-lateral. Lo que nos indica que debido a la mayor firmeza del material empleado en la suela, genera mayor superficie de apoyo y mayor estabilidad.

El Calzado Milan-SCL Liso® presentó datos que indican una mejora de la estabilidad en comparación con los dos modelos de calzado y con los sujetos descalzos, siendo el modelo que mayor estabilidad proporciona.

El calzado Gym step® aumentó la superficie de contacto en retropié.

El calzado Gym step® generó mayor longitud y superficie de trazo. En estas dos variables ningún modelo de calzado mejoró las medias obtenidas en comparación con descalzo.

El calzado Gym step® provocó un aumento del desplazamiento anterior y lateral del COP de forma significativa. Este resultado puede ser debido al material deprimible empleado en la fabricación de la suela.

Con ojos cerrados todas las medias se vieron aumentadas y los CCI calculados mostraron una confiabilidad excelente (>0.75).

Se pueden recomendar para uso en ensayos clínicos futuros, siendo la prueba con ojos cerrados más confiable que con ojos abiertos.

10. Bibliografía

1. Westcott SL, Lowes LP, Richardson PK. Evaluation of postural stability in children: current theories and assessment tools. *Phys Ther.* 1997 Jun;77(6):629–45.
2. Tuchsén F, Krause N, Hannerz H, Burr H, Kristensen TS. Standing at work and varicose veins. *Scand J Work Environ Heal.* 2000;26(5):414–20.
3. Reed LF, Battistutta D, Young J, Newman B. Prevalence and risk factors for foot and ankle musculoskeletal disorders experienced by nurses. 2014;1–7.
4. Trinkoff AM, Lipscomb JA, Geiger-brown J, Storr CL, Brady BA. Perceived Physical Demands and Reported Musculoskeletal Problems in Registered Nurses. 2003;24(3).
5. Richard D, Sato M, Miyajima T, Mizutani T. Musculoskeletal disorders self-reported by female nursing students in central Japan : a complete cross-sectional survey. 2003;40:725–9.
6. Nealy R, McCaskill C, Conaway MR, Burns SM. The aching feet of nurses - an exploratory study. *Medsurg Nurs.* 2012;21.
7. Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG, Myklebust BM. Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1996 Sep;43(9):956–66.
8. Bizzo G, Guillet N, Patat A, Gagey PM. Specifications for building a vertical force platform designed for clinical stabilometry. *Med Biol Eng Comput.* 1985 Sep;23(5):474–6.
9. Hijmans JM, Geertzen JHB, Dijkstra PU, Postema K. A systematic review of the effects of shoes and other ankle or foot appliances on balance in older people and people with peripheral nervous system disorders. *Gait Posture.* 2007 Feb;25(2):316–23.
10. Nigg B, Hintzen S, Ferber R. Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006 Jan;21(1):82–8.
11. Basford JR, Smith MA. Shoe insoles in the workplace. *Orthopedics.* 1988

- Feb;11(2):285–8.
12. Bauer C, Gröger I, Rupprecht R, Gaßmann KG. Intrasession Reliability of Force Platform Parameters in Community-Dwelling Older Adults. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(10):1977–82.
 13. Chiu MC, Wang MJJ. Professional footwear evaluation for clinical nurses. *Appl Ergon.* 2007;38(2):133–41.
 14. Meijssen P, Knibbe HJ. Work-related musculoskeletal disorders of perioperative personnel in the Netherlands. *AORN J.* 2007;86:193–208.
 15. Sousa ASP, Macedo R, Santos R, Sousa F, Silva A, Manuel J, et al. Influence of prolonged wearing of unstable shoes on upright standing postural control. *Human Movement Science.* 2016;45:142–53.
 16. Ramiro J, et al. Guía de recomendaciones para el diseño de calzado. Valencia: Instituto Biomecánico de Valencia.1995. pp. 375. In.
 17. Menz H., Morris M., Lord S.; “Footwear characteristics and risk of indoor and outdoor falls in older people”. *Gerontology.*;52 (3):174-80. 2006.
 18. Hennesy K, Burns J, Penkala S. “Reducing plantar pressure in rheumatoid arthritis: A comparison of running versus off-the-shelf orthopaedic footwear.” *Clin Biomech (Bristol, Avon).* Oct;22(8):917-23. 2007.
 19. Anderson J, Williams AE, Nester C. An explorative qualitative study to determine the footwear needs of workers in standing environments. 2017;1–10.
 20. Caballero E. El calzado laboral en el medio sanitario. *Med Segur Trab.* 2009;55(216):71–6.
 21. Voegeli AV. Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie. 2003;30(9):469–77.
 22. Bonnel F, Teissier P. Anatomía topográfica del pie Retropié : cuello del pie. 2013;1–13.
 23. Putz R, Pabst R. Sobotta. Atlas de anatomía humana. 21.^a ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana, 2005.
 24. Codes MC, Martínez ADD. Revisiones Síndromes dolorosos del pie en el niño. 2001;67–84.

25. Kapandji AI. Fisiología Articular. 5.^a ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana, 2004.
26. Bergmark A. Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1989;230:1–54.
27. Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord.* 1992 Dec;5(4):383–9; discussion 397.
28. Gris H et al. Anatomía de Gray: la base anatómica de la práctica clínica 39^a ed. Nueva York : Elsevier Churchill Livingtone , 2005.
29. Mckeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system : a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. 2015;
30. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. The plantar sole is a “dynamometric map” for human balance control. *Neuroreport.* 1998 Oct;9(14):3247–52.
31. Hoch MC, McKeon PO, Andreatta RD. Plantar vibrotactile detection deficits in adults with chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc.* 2012 Apr;44(4):666–72.
32. Eils E, Nolte S, Tewes M, Thorwesten L, Volker K, Rosenbaum D. Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. *J Biomech.* 2002 Oct;35(10):1307–13.
33. Kavounoudias A, Roll R, Roll JP. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *J Physiol.* 2001 May;532(Pt 3):869–78.
34. McKeon PO, Hertel J. Diminished plantar cutaneous sensation and postural control. *Percept Mot Skills.* 2007 Feb;104(1):56–66.
35. López Elvira JL (2008). Control y análisis del equilibrio y la estabilidad en la actividad física y el deporte. En Izquierdo M (Coord). Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte. Madrid. Médica Panamericana: 259-279.
36. Gutierrez M (1999). Biomecánica deportiva. Madrid: Síntesis.
37. Pauwels F. Biomecanique de l'appareil moteur. Contributions a l'étude de l'anatomie fonctionelle. Berlin: Springer-Verlag; 1979. In.

38. Genot C., Neiger H., Leroy A. Kinesioterapia.Evaluaciones.Técnicas pasivas y activas del aparato locomotor. 1ª Ed. Madrid: Medica Panamericana; 2000.
39. Viladot R, Cohio O, Clavell S. Ortesis y prótesis del aparato locomotor 2.1. Extremidad inferior. 1ª Ed. Barcelona: Masson; 1997.
40. Kendall F. Músculos y pruebas funcionales. Madrid: Marban; 2000.
41. Gagey P, Weber B. Posturología. Regulación y alteraciones de la bipedestación. Barcelona: Masson; 2000.
42. Peterka RJ, Honeycutt CF, Nichols TR, Pardasaney PK, Slavin MD, Wagenaar RC, et al. Sensorimotor Integration in Human Postural Control. 2014;1097–118.
43. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ. What is balance? 2016;2155(December 1998):402–6.
44. Rajendran V, Glory F. Postural control , motor skills , and health-related quality of life in children with hearing impairment : a systematic review. 2012;1063–71.
45. Roth S. NEUROSCIENCES AND NEUROANAESTHESIA Perioperative visual loss : what do we know , what can we do ? 2009;103:31–40.
46. Whitcraft CJ. Motoric engramming for sensory deprivation or disability. Except Child. 1972 Feb;38(6):475–8.
47. Zijlstra A, Mancini M, Chiari L, Zijlstra W. Biofeedback for training balance and mobility tasks in older populations: a systematic review. J Neuroeng Rehabil. 2010 Dec;7:58.
48. Kao C-L, Chen L-K, Chern C-M, Hsu L-C, Chen C-C, Hwang S-J. Rehabilitation outcome in home-based versus supervised exercise programs for chronically dizzy patients. Arch Gerontol Geriatr. 2010;51(3):264–7.
49. Kristinsdottir EK, Baldursdottir B. Effect of multi-sensory balance training for unsteady elderly people: pilot study of the “Reykjavik model”. Disabil Rehabil. 2014;36(14):1211–8.
50. Soto-Varela A, Gayoso-Diz P, Rossi-Izquierdo M, Faraldo-Garcia A,

- Vaamonde-Sanchez-Andrade I, del-Rio-Valeiras M, et al. Reduction of falls in older people by improving balance with vestibular rehabilitation (ReFOVeRe study): design and methods. *Aging Clin Exp Res*. 2015 Dec;27(6):841–8.
51. Rossi-Izquierdo M, Gayoso-Diz P, Santos-Perez S, Del-Rio-Valeiras M, Faraldo-Garcia A, Vaamonde-Sanchez-Andrade I, et al. Short-term effectiveness of vestibular rehabilitation in elderly patients with postural instability: a randomized clinical trial. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2017 Jun;274(6):2395–403.
 52. Nigg, Benno M, Walter Herzog: *Biomechanics of the musculoskeletal system*, 2^o edition. John Wiley and sons, New York, 1999, p. 252.
 53. Fuller EA. Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *JAMPA*, 89 (6):278-291, 1999.
 54. Sandor BI: *Engineering Mechanics: Statics and Dynamics*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1983.
 55. Hicks JH: The mechanics of the foot: IV. the action of muscles on the foot in standing. *Acta Anat* 27: 180, 1956.
 56. Gosselin G, Fagan M. Foam pads properties and their effects on posturography in participants of different weight. 2015;1–8.
 57. Terekhov Y. Stabilometry as a diagnostic tool in clinical medicine. *Can Med Assoc J*. 1976; 115: 631±3.
 58. Kapteyn TS, Bles W, Njikiktjien CJ, Kodde L, Massen CH, Mol JM. Standardization in platform stabilometry being a part of posturography. *Agressol Rev Int physio-biologie Pharmacol Appl aux Eff l'agression*. 1983; 24: 321±6.
 59. Levy Benasuly AE., Cortés Barragan JM. *Ortopodología y aparato locomotor. Ortopedia de pie y tobillo*. Barcelona: Masson, 2003.
 60. Soames RW. Foot pressure patterns during gait. *J Biomed Eng*. 1985;7(2):120–6.
 61. Klimiec E, Zaraska K, Piekarski J, Guzdek P, Kołasczyński G, Jasiewicz B. Durable sensors for measurement of foot plantar pressure with

- piezoelectric polyvinylidene fluoride foil. *Sensors Actuators A Phys.* 2016;247:504–13.
62. Skopljak A, Muft M, Sukalo A, Masic I. Pedobarography in Diagnosis and Clinical Application. 2014;22(March):374–8.
63. Eia R. Descripción de un sistema para la medición de las presiones plantares por medio del procesamiento de imágenes Fase I. 2006;43–55.
64. Hadi A, Razak A, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. 2012;9884–912.
65. Chaudhry H, Bukiet B, Zhiming J, Finkley T. Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods – A brief review. *Journal of Bodywork & movement Therapies.* 2011; 15: 82-91.
66. Williams BA Mac, Armstrong PF, Rd F. Clinical Applications of Plantar Pressure Measurement in Pediatric Orthopedics. 2000;143–50.
67. Luo ZP, Berglund LJ, An KN. Validation of F-Scan pressure sensor system: a technical note. *J Rehabil Res Dev.* 1998 Jun;35(2):186–91.
68. Sánchez-Rodríguez R, Martínez-Nova A, Escamilla-Martínez E, Pedrera-Zamorano JD. Can the Foot Posture Index or their individual criteria predict dynamic plantar pressures? *Gait Posture.* 2012;36(3):591–5.
69. Oliveira D De, Zanelli M, Souza D, Belissa S, Imaculada M, Montebelo DL, et al. Immediate and lasting improvements in weight distribution seen in baropodometry following a high-velocity , low-amplitude thrust manipulation of the sacroiliac joint. 2011;16:495–500.
70. Khan YD, Khan NS, Farooq S, Abid A, Khan SA, Ahmad F, et al. An Efficient Algorithm for Recognition of Human Actions. 2014;2014.
71. Becerro de Bengoa Vallejo R, Losa Iglesias ME, Rodríguez Sanz D, Prados Frutos JC, Salvadores Fuentes P, Chicharro JL. Plantar pressures in children with and without sever's disease. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2011;101(1):17–24.
72. Rodríguez-sanz D, Becerro-de-bengoa-vallejo R, López-lópez D, Calvolobo C, Martínez-jiménez EM, Perez-boal E, et al. Slow velocity of the center of pressure and high heel pressures may increase the risk of Sever

- 's disease : a case-control study. 2018;1–7.
73. Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME, Rodriguez-Sanz D. Static and dynamic plantar pressures in children with and without sever disease: a case-control study. *Phys Ther.* 2014 Jun;94(6):818–26.
 74. Becerro de Bengoa Vallejo R, Losa Iglesias ME, Zeni J, Thomas S. Reliability and repeatability of the portable EPS-platform digital pressure-plate system. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2013;103(3):197–203.
 75. Hafer JF, Lenhoff MW, Song J, Jordan JM, Hannan MT, Hillstrom HJ. Reliability of plantar pressure platforms. *Gait Posture.* 2013 Jul;38(3):544–8.
 76. Pataky TC. Spatial resolution in plantar pressure measurement revisited. *J Biomech.* 2012 Aug;45(12):2116–24.
 77. Nova AM, Rodríguez RS, Carlos J, García C. Patrón de presiones plantares en el pie normal : Análisis mediante sistema Biofoot de plantillas instrumentadas. 2007;7120(August).
 78. Martínez-Nova A, Cuevas-García JC, Pascual-Huerta J, Sánchez-Rodríguez R. BioFoot® in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability. *Foot.* 2007;17(4):190–6.
 79. Martinez-Nova A, Pascual Huerta J, Sanchez-Rodriguez R. Cadence, age, and weight as determinants of forefoot plantar pressures using the Biofoot in-shoe system. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2008;98(4):302–10.
 80. Yamamoto M, Ishikawa K, Aoki M, Mizuta K, Ito Y, Asai M, et al. Japanese standard for clinical stabilometry assessment: Current status and future directions. *Auris Nasus Larynx.* 2018 Apr;45(2):201–6.
 81. Hugon M. Du centre de forces au centre de gravité en posturographie statique. En: *Posture et Équilibre. Entrées sensorielles, méthodes d'exploration et applications.* Montpellier: Sauramps Médical; 1999. 89-106.
 82. Mcllroy WE, Pm BEM. Preferred placement of the feet during quiet stance : development of a standardized foot placement for balance testing. 1997;12(1):66–70.

83. Scoppa F, Capra R, Gallamini M, Shiffer R. Gait & Posture Clinical stabilometry standardization Basic definitions – Acquisition interval – Sampling frequency. 2013;37:290–2.
84. Laroche D, Kubicki A, Stapley PJ, Gremeaux V, Mazalovic K, Maillefert JF, et al. Test-retest reliability and responsiveness of centre of pressure measurements in patients with hip osteoarthritis. *Osteoarthr Cartil.* Elsevier Ltd; 2015; 23: 1357±1366.
85. Takacs J, Carpenter MG, Garland SJ, Hunt MA. Test re-test reliability of centre of pressure measures during standing balance in individuals with knee osteoarthritis. *Gait Posture.* Elsevier B.V.; 2014; 40: 270±273.
86. Lafond D, Corriveau H, Hebert R, Prince F. Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004; 85: 896±901.
87. Salavati M, Hadian MR, Mazaheri M, Negahban H, Ebrahimi I, Talebian S, et al. Salavati, M., Hadian, M. R., Mazaheri, M., Negahban, H., Ebrahimi, I., Talebian, S., ... Parnianpour, M. (2009). Test-retest reliability of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders. *Gait Posture.* 2009 Apr;29(3):460–4.
88. Gray VL, Ivanova TD, Garland SJ. Reliability of center of pressure measures within and between sessions in individuals post-stroke and healthy controls. *Gait Posture.* Elsevier B.V.; 2014; 40: 198±203.
89. Geurts a C, Nienhuis B, Mulder TW. Intrasubject variability of selected force-platform parameters in the quantification of postural control. *Arch Phys Med Rehabil.* 1993; 74: 1144±1150.
90. Anderson J, Williams AE, Nester CJ: A narrative review of musculoskeletal problems of the lower extremity and back associated with the interface between occupational tasks, feet, footwear and flooring. *Musculoskeletal Care* 2016; doi:10.1002/msc.1174.
91. Jackman RW, Kandarian SC. The molecular basis of skeletal muscle atrophy. *American Journal of Physiology-Cell Physiology* 2004;287:C834-C43.

92. Roca-dols A, Losa-iglesias ME, Sánchez-gómez R, Becerro-de-bengoa-vallejo R, López-lópez D, Rodríguez-sanz D, et al. Effect of the cushioning running shoes in ground contact time of phases of gait. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;88(July):196–200.
93. Roca-dols A, Losa-iglesias ME, Sánchez-gómez R, Becerro-de- R, López-lópez D, Rodríguez-sanz D, et al. Electromyography activity of triceps surae and tibialis anterior muscles related to various sports shoes. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;
94. Brodsky JW, Zide JR, Kane JM. Acute Peroneal Injury. *Foot Ankle Clin.* 2017 Dec;22(4):833–41.
95. Wang X-T, Rosenberg ZS, Mechlin MB, Schweitzer ME. Normal Variants and Diseases of the Peroneal Tendons and Superior Peroneal Retinaculum: MR Imaging Features. *RadioGraphics.* 2005 May;25(3):587–602.
96. Roca-dols A, Losa-iglesias ME, Sánchez-gómez R, López-lópez D, Becerro-de-bengoa-vallejo R, Calvo- C, et al. Electromyography comparison of the effects of various footwear in the activity patterns of the peroneus longus and brevis muscles. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2018;
97. Lin CL, Wang MJ, Drury CG. Biomechanical, physiological and psychophysical evaluations of clean room boots. *Ergonomics.* 2007;50:481–96.
98. Orlando AR, King PM. Relationship of demographic variables on perception of fatigue and discomfort following prolonged standing under various flooring conditions. *J Occup Rehabil.* 2004;14:63–76.
99. Kersting UG, Janshen L, Bohm H, Morey-Klapsing GM, Bruggemann GP. Modulation of mechanical and muscular load by footwear during catering. *Ergonomics.* 2005;48:380–98.
100. Foot N. Reducing Plantar Pressure in the. 1997;20(11):1706–10.
101. Mueller M. Application of Plantar Pressure Assessment in Footwear and Insert Design. 29(12):747–55.
102. Raet STFEP. The Influence of Shoe Design on Plantar Pressures in

- Neuropathic Feet. 2003;26(2).
103. Waddington G, Seward H, Wrigley T, Lacey N, Adams R, Act G, et al. Comparing Wobble Board and Jump-landing Training Effects on Knee and Ankle Movement Discrimination. 2000;(1985):449–59.
 104. Waddington GS, Adams RD. The Effect of a 5-Week Wobble-Board Exercise Intervention on Ability to Discriminate Different Degrees of Ankle Inversion , Barefoot and Wearing Shoes : A Study in Healthy Elderly. 2004;573–6.
 105. Rougier PR, Lachaume F, Bourse J, Rogeon M, Monti A, Regueme SC. Wearing shoes increasing dorsiflexion improves short-term but not long-term balance control in young healthy adults. *J Biomech.* 2009 Oct;42(14):2268–72.
 106. Verma SK, Chang WR, Courtney TK, Lombardi DA, Huang Y-H, Brennan MJ, Mittleman MA, Ware JH, Perry MJ. A prospective study of floor surface, shoes, floor cleaning and slipping in US limited-service restaurant workers. *Occup Environ Med.* 2011;68:279–85.
 107. Gell N, Werner RA, Hartigan A, Wiggermann N, Keyserling WM. Risk factors for lower extremity fatigue among assembly plant workers. *Am J Ind Med.* 2011;54:216–23.
 108. King PM. A comparison of the effects of floor mats and shoe in-soles on standing fatigue. *Appl Ergon.* 2002;33:477–84.
 109. Lopez Lopez D, Losa Iglesias ME, Becerro de Bengoa Vallejo R, Palomo Lopez P, Morales Ponce A, Soriano Medrano A, et al. Optimal choice of footwear in the elderly population. *Geriatr Nurs.* 2015;36(6):458–61.
 110. Palomo-Lopez P, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME, Rodriguez-Sanz D, Calvo-Lobo C, Lopez-Lopez D. Footwear used by older people and a history of hyperkeratotic lesions on the foot: A prospective observational study. *Medicine (Baltimore).* 2017 Apr;96(15):e6623.
 111. Freeman DB. Corns and calluses resulting from mechanical hyperkeratosis. *Am Fam Physician.* 2002 Jun;65(11):2277–80.
 112. Tovaruela-Carrion N, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME,

- Palomo-Lopez P, Munuera-Martinez PV, Perez-Garcia S, et al. Accurately Determining Proper Shoe Size in Patients With Rheumatoid Arthritis. *Rehabil Nurs*. 2018;43(5):285–9.
113. Schwarzkopf R, Perretta DJ, Russell TA, Sheskier SC. Foot and shoe size mismatch in three different New York City populations. *J Foot Ankle Surg*. 2011;50(4):391–4.
114. Nigg B, Federolf PA, von Tscharnner V, Nigg S. Unstable shoes: functional concepts and scientific evidence. *Footwear Sci* 2012;4(2):73–82.
115. Nigg BM, Davis E, Lindsay D, Cat C, Emery C. The Effectiveness of an Unstable Sandal on Low Back Pain and Golf Performance. 2009;(C):464–70.
116. Nigg BM, Emery C, Hiemstra LA. Unstable shoe construction and reduction of pain in osteoarthritis patients. *Med Sci Sports Exerc*. 2006 Oct;38(10):1701–8.
117. Salvador-Coloma P, Arguisuelas MD, Domenech-Fernandez J, Sanchez-Zuriaga D, Amer-Cuenca JJ, Martinez-Gramage J, et al. Effects of unstable shoes on trunk muscle activity in patients with chronic low back pain. *Gait Posture*. 2018 Jul;64:165–8.
118. Armand S, Tavcar Z, Turcot K, Allet L, Hoffmeyer P. Effects of unstable shoes on chronic low back pain in health professionals : A randomized controlled trial. 2014;81:527–32.
119. Nueva P, Pearce J. Los efectos del calzado Masai Barefoot Technology en la postura: un estudio experimental diseñado . *Physiother Res Int* 2007; 12 : 202.
120. Hong Y, Cheung CK. La marcha y la postura respuestas a la mochila de carga durante el nivel de caminar en los niños . *Marcha y postura* 2003; 17 : 28-33.
121. Hoogendoorn WE, Bongers PM, de Vet HC, et al. La flexión y rotación del tronco y el levantamiento en el trabajo son factores de riesgo para el dolor lumbar: resultados de un estudio de cohorte prospectivo . *Columna vertebral* 2000; 25 : 3087-3092.

122. Khoury-mireb M, Solomonow-avnon D, Rozen N, Wolf A. The effect of unstable shoe designs on the variability of gait measures. *Gait Posture*. 2019;69(December 2018):60–5.
123. Tojo M, Yamaguchi S, Amano N, Ito A, Futono M, Sato Y, et al. Prevalence and associated factors of foot and ankle pain among nurses at a university hospital in Japan : A cross-sectional study. 2018;132–9.
124. Lagerstrom M, Wenemark M, Hagberg M, Hjelm EW. Occupational and individual factors related to musculoskeletal symptoms in five body regions among Swedish nursing personnel. *Int Arch Occup Environ Health*. 1995;68(1):27–35.
125. Nealy R, McCaskill C, Conaway MR, Burns SM. The aching feet of nurses: an exploratory study. *Medsurg Nurs*. 2012;21(6):354–9.
126. Molgaard C, Lundbye-Christensen S, Simonsen O. High prevalence of foot problems in the Danish population: a survey of causes and associations. *Foot (Edinb)*. 2010 Mar;20(1):7–11.
127. Thomas MJ, Roddy E, Zhang W, Menz HB, Hannan MT, Peat GM. The population prevalence of foot and ankle pain in middle and old age: a systematic review. *Pain*. 2011 Dec;152(12):2870–80.
128. Chua YP, Tan WJ, Yahya TSTA, Saw A. Prevalence of nontraumatic foot pain among urban young working women and its contributing factors. *Singapore Med J*. 2013 Nov;54(11):630–3.
129. Welton JM, Decker M, Adam J, Zone-Smith L. How far do nurses walk? *Medsurg Nurs*. 2006 Aug;15(4):213–6.
130. Kang M-H, Kim G-M, Kwon O-Y, Weon J-H, Oh J-S, An D-H. Relationship Between the Kinematics of the Trunk and Lower Extremity and Performance on the Y-Balance Test. *PM R*. 2015 Nov;7(11):1152–8.
131. Hillstrom, H.J., Whitney, K., McGuire, J., 1996. Biomechanical assay of specially designed insole for plantar fasciitis/heel spur syndrome. *Gait Posture* 4, 167–208.
132. Kogler, G.F., Solomonidis, S.E., Paul, J.P., 1996. Biomechanics of longitudinal arch support mechanisms in foot orthoses and their effect on

- plantar aponeurosis strain. *Clin. Biomech.* 11, 243–252.
133. Burgess, S., Jordan, C., Bartleet, R.M., 1997. The influence of a small insert in the footbed of a shoe upon plantar pressure distribution. *Clin. Biomech.* 12, s5–s6.
134. Robbins S, Waked E. Balance and vertical impact in sports: role of shoe sole materials. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997 May;78(5):463–7.
135. Hamill J, Bates BT. A kinetic evaluation of the effects of in vivo loading on running shoes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1988;10(2):47–53.
136. Eisenhardt, J.R., Cook, D., Pregler, I., 1996. Changes in temporal gait characteristics and pressure distribution for bare feet versus various heel heights. *Gait Posture* 4, 280–286.
137. Stefanyshyn, D.J., Nigg, B.M., Fisher, V., 2000. The influence of highheeled shoes on kinematics, kinetics, and muscle EMG of normal female gait. *J. Appl. Biomech.* 16, 309–319.
138. Sekizawa, K., Sandrey, M.A., Ingersoll, C.D., 2001. Effect of shoe sole thickness on joint position sense. *Gait Posture* 13, 221–228.
139. Rabusin CL, Menz HB, McClelland JA, Tan JM, Whittaker GA, Evans AM, et al. Effects of heel lifts on lower limb biomechanics and muscle function : A systematic review. *Gait Posture.* 2019;69(January):224–34.
140. Wan FKW, Yick K-L, Yu WWM. Effects of heel height and high-heel experience on foot stability during quiet standing. *Gait Posture.* 2019 Feb;68:252–7.
141. Parker G, Mcever M, Fanning L, Siefke A. Do Shoes Matter ? A Story of Shoes in the Neonatal Intensive Care Unit. 2009;39(1):1–3.
142. Arvidsson I, Gremark Simonsen J, Dahlqvist C, Axmon A, Karlson B, Bjork J, et al. Cross-sectional associations between occupational factors and musculoskeletal pain in women teachers, nurses and sonographers. *BMC Musculoskelet Disord.* 2016 Jan;17:35.
143. Madeleine P, Voigt M, Arendt-Nielsen L. Subjective, physiological and biomechanical responses to prolonged manual work performed standing on hard and soft surfaces. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1998;77(1–

- 2):1–9.
144. Robbins S, Waked E, Krouglicof N. Improving balance. *J Am Geriatr Soc*. 1998 Nov;46(11):1363–70.
145. Speed G, Harris K, Keegel T. The effect of cushioning materials on musculoskeletal discomfort and fatigue during prolonged standing at work : A systematic review. 2018;70(February):300–14.
146. Hoffmann TC, Glasziou PP, Barbour V, Macdonald H. Better reporting of interventions : template for intervention description and replication (TIDieR) checklist and guide. 2014;1687(March):1–12.
147. Brenton-Rule A, Bassett S, Walsh A, Rome K. The evaluation of walking footwear on postural stability in healthy older adults: An exploratory study. *Clin Biomech*. 2011;26(8):885–7.
148. Hatton AL, Dixon J, Martin D, Rome K. The effect of textured surfaces on postural stability and lower limb muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009 Oct;19(5):957–64.
149. Losa Iglesias M, Becerro de Bengoa R, Peña D. Impact of Soft and Hard Insole Density on Postural Stability in Older Adults. *Geriatr Nurs*. 2012 Mar 7;33:264–71.
150. Smith BS, Burton B, Johnson D, Kendrick S, Meyer E, Yuan W. Effects of wearing athletic shoes, five-toed shoes, and standing barefoot on balance performance in young adults. *Int J Sports Phys Ther* [Internet]. 2015;10(1):69–74. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4325290&tool=pmcentrez&rendertype=abstract%5Cnhttp://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25709865%5Cnhttp://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4325290>
151. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977 Mar;33(1):159–74.
152. Hallgren, K.A. Computing Inter-Rater Reliability for Observational Data: An Overview and Tutorial. *Tutor. Quant. Methods Psychol*. 2012, 8, 23–34.
153. Portney, L.; Watkins, M. *Foundations of Clinical Research: Applications to*

- Practice, 3rd ed.; Prentice Hall: Upper Saddle River, NJ, USA, 2009.
154. Alghadir AH, Zafar H, Anwer S. Effect of footwear on standing balance in healthy young adult males. *J Musculoskelet Neuronal Interact*. 2018;18(1):71–5.
155. Smith BS, Burton B, Johnson D, Kendrick S, Meyer E, Yuan W. Effects of wearing athletic shoes, five-toed shoes, and standing barefoot on balance performance in young adults. *Int J Sports Phys Ther* [Internet]. 2015;10(1):69–74. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=4325290&tool=pmcentrez&rendertype=abstract><http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25709865><http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4325290>
156. Plom W, Strike SC, Taylor MJD. The effect of different unstable footwear constructions on centre of pressure motion during standing. *Gait Posture*. 2014;40(2):305–9.
157. Herbaut A, Chavet P, Roux M, Guéguen N, Gillet C, Barbier F, et al. The influence of shoe drop on the kinematics and kinetics of children tennis players. *Eur J Sport Sci*. 2016;16(8):1121–9.
158. Besson T, Morio C, Rossi J. Effects of shoe drop on running mechanics in women. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2017;20(November):19–20.
159. Horsak B, Baca A. Effects of toning shoes on lower extremity gait biomechanics. *Clin Biomech (Bristol Avon)* 2013;28(March (3)):344–9.
160. Mazaheri M, Negahban H, Salavati M, Sanjari MA, Parnianpour M. Reliability of recurrence quantification analysis measures of the center of pressure during standing in individuals with musculoskeletal disorders. *Med Eng Phys*. 2010;32(7):808–12.
161. Martín-Casado L, Avendaño-Coy J, López Elvira JL, Fernández Rodríguez JM, Alegre LM, Aguado X. Diferencias en test de equilibrio estático entre las extremidades con y sin bostezo articular de tobillo. *Apunt Med l'Esport*. 2010;45(167):161–8.

162. López Valls I, Martínez-Gramage J. Efectividad del calzado inestable sobre la osteoartritis de cadera y rodilla. Revisión sistemática. *Fisioterapia*. 2013;35(2):73–81.
163. Cavalcante RC, Fernanda P, Lucas C De, Trento S, Antonini F, Luis N, et al. How do rocker-sole shoes influence the knee adduction moment in people with knee osteoarthritis_ An analysis of biomechanical mechanisms. 2017;
164. Landry SC, Nigg BM, Tecante KE. Standing in an unstable shoe increases postural sway and muscle activity of selected smaller extrinsic foot muscles. *Gait Posture* 2010;32(June (2)):215–9.
165. Romkes J, für Bewegungsuntersuchungen L, beider Basel U-K. Statische Gleichgewichtskontrolle mit dem MBT-Schuh. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie* 2008;56(2):61.
166. Lord SR, Bashford GM. Shoe characteristics and balance in older women. *J Am Geriatr Soc*. 1996;44(4):429–33.
167. Brenton-rule A, Almeida SD, Bassett S, Carroll M, Dalbeth N, Rome K. *Clinical Biomechanics* The effects of sandals on postural stability in patients with rheumatoid arthritis : An exploratory study. *Jclb [Internet]*. 2013;29:10–3. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.12.006>
168. Elena M, Iglesias L, Becerro R, Vallejo DB. Impact of Soft and Hard Insole. 33(4):264–71.
169. Reguera-garcía MM, Souza-teixeira F De, Antonio J, Fernández DP. Test-retest reliability of static postural control in people with multiple sclerosis. 2017;1399–404.
170. Santos BR, Delisle A, Lariviere C, Plamondon A, Imbeau D. Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. *Gait Posture*. 2008 Apr;27(3):408–15.
171. Denegar CR, Ball DW: Assessing reliability and precision of measurement: an introduction to intraclass correlation and standard error of measurement. *J Sport Rehabil* 2: 35, 1993.

172. Shrout PE, Fleiss JL: Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 86: 420, 1979.
173. Izquierdo-renau M, Pérez-soriano P, Ribas-garcía V, Queralt A. Gait & Posture Intra and intersession repeatability and reliability of the S-Plate 1 pressure platform. 2017;52:224–6.
174. Laurencelle L. The orie et techniques de la mesure instrumentale. Ste-Foy (QC): Presse de l'Universite´ du Quebec; 1998.
175. Weiner EA, Stewart BJ. Assessing individuals. Boston: Little Brown; 1984.
176. Pinsault N, Vuillerme N. Test-retest reliability of centre of foot pressure measures to assess postural control during unperturbed stance. *Med Eng Phys*. 2009; 31: 276±286.
177. Orlovits Z, Kiss RM, Nagyma G. Reliability analysis of a sensitive and independent stabilometry parameter set. 2018;1–14.
178. Corriveau H, Hebert R, Prince F, Raiche M. Intrasession reliability of the “center of pressure minus center of mass” variable of postural control in the healthy elderly. *Arch Phys Med Rehabil* 2000;81:45-8.
179. Domínguez G, Munuera P V. Metatarsus Adductus Angle in Male and Female Feet. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2008 Sep;98(5):364–9.
180. Ferrari J, Hopkinson DA, Linney AD. Size and shape differences between male and female foot bones: is the female foot predisposed to hallux abducto valgus deformity? *J Am Podiatr Med Assoc*. 2004;94(5):434–52.

11. Producción científica

- **Sánchez-Saez JM**, Palomo-Lopez P, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Calvo-Lobo C, Losa-Iglesias ME, Lopez-Del-Amo-Lorente A, et al. Stability of Three Different Sanitary Shoes on Healthcare Workers: A Cross-Sectional Study. *Int J Environ Res Public Health*. 2019 Jun;16(12). doi: 10.3390/ijerph16122126.
- **Sánchez-Sáez JM**, López del Amo A, Bañuls J, Silvestre JF, Eczema en los pies en una consulta de alergia cutánea: estudio retrospectivo de 13 años. *Actas Dermosifiliográficas*. Junio 2019. <https://doi.org/10.1016/j.ad.2019.04.002>
- Curso: Bases de datos bibliográficas y redes sociales. Actividad formativa 1 contemplada en la memoria de verificación del programa de doctorado en Salud y Motricidad humana. Julio 2019.
- Curso: Estilos para la elaboración de referencias bibliográficas. Actividad formativa 2 contemplada en la memoria de verificación del programa de doctorado en Salud y Motricidad humana. Julio 2019.
- Curso de farmacoterapéutica aplicada en Podología. Avances en farmacoterapéutica podológica. Consejo general del colegio de podólogos de España. Madrid. 9 de Julio de 2019.

- Participación con dos comunicaciones escritas en el VI Congreso internacional de investigación en salud y envejecimiento y IV congreso internacional de investigación en salud. Madrid. 4 y 5 de Julio de 2019.
- Publicación de comunicación escrita: Evaluación de la estabilidad en estática en dos modelos de calzado sanitario: ensayo clínico cruzado. 5 de jul. de 2019. VI congreso internacional en Salud. Volumen III. ISBN: 978-84-09-12796-2 y Depósito Legal: AL 1605-2019.
- Publicación de comunicación escrita: Eczema en los pies: estudio observacional. 5 de jul. de 2019. VI Congreso Internacional de Investigación en Salud. Volumen III. ISBN: 978-84-09-12796-2 y Depósito Legal: AL 1605-2019.
- Asistencia a 2º Jornadas de actualización en Podología Quirúrgica. 2 de febrero de 2019. Universidad Miguel Hernández. San Juan. Alicante.
- Seminario usos de K-laser en Podología. 18/01/2020.