

Universidad
Rey Juan Carlos

TESIS DOCTORAL

“Fiabilidad y repetibilidad de los parámetros espacio-temporales medidos con un sistema de análisis óptico de la marcha en dos dimensiones”

“Reliability and Repeatability of spatio-temporal parameters measured with an optical measurement gait system in two dimensional”

AUTORA:

Julia Carbajales López

DIRECTORES:

Prof. Dra. Marta Losa Iglesias

Prof. Dr. Ricardo Becerro de Bengoa Vallejo

Programa de doctorado en ciencias de la salud.

Escuela internacional de doctorado

MADRID 2022

Julia Carbajales López
Podoclínica Carbajales: C/ Príncipe de Vergara 94, Esc. A, 1ºIzq.
28006-Madrid
Tlf.: 652481037
Podoclinicacarbajales@gmail.com
DNI: 53177833Q
Tipo de Tesis Doctoral: cuantitativo.

AGRADECIMIENTOS

A mis directores de tesis el Dr. Ricardo Becerro De Bengoa y la Dra. Marta Losa Iglesias por su paciencia, ayuda e implicación en esta investigación durante estos años. Por el apoyo que me han proporcionado para llegar hasta aquí.

A todas las personas que me han ayudado de manera desinteresada para poder realizar el estudio y la recopilación de datos.

A la Universidad Rey Juan Carlos por facilitarme el uso del sistema Optogait® y sus instalaciones.

A mi marido Miguel por estar siempre a mi lado.

INDICE

I.	RESUMEN	Pág.5
II.	INTRODUCCIÓN.....	Pág.10
III.	PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN.....	Pág.63
IV.	HIPOTESIS.....	Pág.63
V.	OBJETIVOS.....	Pág.65
	➤ OBJETIVO GENERAL	
	➤ OBJETIVOS ESPECÍFICOS	
VI.	MATERIAL Y METODOS.....	Pág.67
	➤ CONSIDERACIONES ÉTICAS	
	➤ ANÁLISIS ESTADÍSTICO	
VII.	RESULTADOS.....	Pág.79
VIII.	DISCUSION.....	Pág.108
	➤ LIMITACIONES DEL ESTUDIO	
	➤ FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN	
IX.	CONCLUSIONES.....	Pág.119
X.	BIBLIOGRAFIA.....	Pág.121
XI.	ANEXOS.....	Pág.131
	➤ COMITÉ DE ÉTICA	
	➤ CONSENTIMIENTO INFORMADO	
	➤ AUTORIZACIONES DE LAS IMÁGENES.	



RESUMEN

I. RESUMEN

✚ **Introducción.** La cinemática de la marcha humana es fundamental en la actualidad para comprender muchos procesos fisiológicos y patológicos que ocurren en la extremidad inferior. Diferentes sistemas de medición son desarrollados en la actualidad para mejorar la forma de explorar a los pacientes, y se hace necesaria la evaluación de fiabilidad y repetibilidad de dichos sistemas. El propósito de este estudio fue evaluar la fiabilidad del sistema cinemático Optogait® en dos dimensiones (Microgate®, Bolzano, Italia.).

✚ **Objetivos:** determinar que variables presentan mayor fiabilidad y repetibilidad y su asimetría. Definir los valores normales de cada variable para una población sana que presenten unas características antropométricas similares.

✚ **Material y métodos:** Ochenta y siete individuos sanos realizaron las pruebas que conformaron el estudio. Seis ensayos se llevaron a cabo durante dos sesiones diferentes para determinar la fiabilidad intrasesión e intersesión. Para evaluar la fiabilidad del sistema en cada paciente se utilizó el coeficiente de correlación intraclase (ICC) y el error estándar de medición (SEM).

✚ **Discusión:** Al analizar los datos del pie derecho en primera sesión, segunda sesión e intersesión se han obtenido buenos datos de fiabilidad exceptuando en la variable Ancho de paso, donde sí que se han encontrado diferencias significativas ($P < 0,05$) entre los resultados

obtenidos en la primera sesión al compararlos con los valores obtenidos en la segunda sesión. Tanto el análisis de los datos del pie izquierdo en todas las sesiones como en el análisis de ambos pies se han obtenido buenos datos de fiabilidad en todas las variables.

✚ **Conclusiones:** Los hallazgos obtenidos en este estudio sugieren que las medidas espacio-temporales obtenidas por este sistema óptico de análisis en dos dimensiones se puede utilizar para evaluar las diferencias entre los sujetos, así como en diferentes sesiones sin que existan variación ni diferencias significativas entre las sesiones.

✚ **Palabras clave:** cinemática, repetibilidad, fiabilidad, optogait®, espacio-temporal.

I. ABSTRACT

✚ **Introduction.** The kinematics of human walking is essential now to understand many physiological and pathological processes that occur in the lower extremity. Different measurement systems are currently developed to improve the way of exploring the patients, and it is necessary to evaluate reliability and repeatability of these systems. The purpose of this study was to evaluate the reliability of the kinematic system Optogait® in two dimensional (Microgate®, Bolzano, Italy).

✚ **Objectives:** to determine which variables present greater reliability and repeatability and their asymmetry. Define the normal values of each variable for a healthy population that present similar anthropometric characteristics.

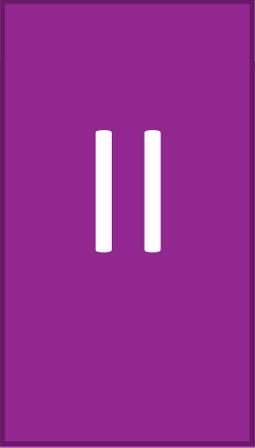
✚ **Material and methods:** Eighty-seven healthy subjects performed the tests that made up the study. Six trials were conducted during two different sessions to determine intrasession and intersession reliability. To assess the reliability of the system in each patient used the intraclass correlation coefficient (ICC) and the standard error of measurement (SEM).

✚ **Discussion:** When analyzing the data of the right foot in the first, second session and intercession, good reliability data were obtained except in the variable Ancho de paso, where significant differences were found ($P < 0.05$) between the results obtained in the first session when buying them with the values obtained in the second session. Both the analysis of data

of left foot in all the sessions and in the analysis of both feet have been obtained good data of reliability in all the variables.

✚ **Conclusions:** The findings obtained in this study suggest that the spatio-temporal measurements obtained by this optical system of two-dimensional analysis can be used to evaluate the difference between the subjects, as well as in different sessions without there being variation or significant differences between the subjects. sessions.

✚ **Keywords:** kinematics, repeatability, reliability, optogait®, spatio-temporal.



INTRODUCCIÓN

II. INTRODUCCIÓN

La biomecánica es el área de conocimiento que se interesa por el movimiento del ser humano que permite el desplazamiento del cuerpo mediante movimientos de las extremidades inferiores y del tronco a través del sistema locomotor (1). La capacidad de caminar, trotar o correr para el hombre es una de las habilidades más importantes que posee ya que sin ella supondría una pérdida de la calidad de vida; por ello es tan importante comprender su mecanismo (2).

Llamamos análisis de la marcha al instrumento que nos permite estudiar el movimiento del cuerpo humano, con ello podemos analizar el equilibrio, la física, la resistencia y los mecanismos lesivos que puede tener un paciente en su cuerpo debido a una marcha patológica (3).

El ciclo de la marcha es la secuencia completa de todas las funciones de una extremidad al caminar desde el contacto inicial del talón hasta el siguiente contacto inicial del talón contralateral. De este modo empezamos con un contacto de talón inicial continuando con una flexión plantar hasta el despegue digital para realizar el siguiente paso. Tenemos que tener en cuenta también las fuerzas de reacción del suelo denominadas COP cuyo proceso se mueve desde el talón hasta la primera articulación metatarsiana (4).

Hemos hablado en el ciclo de la marcha de la secuencia del movimiento y del COP, pero también tenemos que tener en cuenta dos variables importantes que son la cinemática y la cinética (5).

El análisis cinemático de la marcha se describe como el movimiento articular del cuerpo en su conjunto, así como los movimientos relativos de las partes del

cuerpo durante las diferentes fases de la deambulación registrando la longitud del paso y la velocidad del movimiento (5).

Las variables cinéticas son aquellas fuerzas que el cuerpo humano va a utilizar para poder desplazarse como son la fuerza de la gravedad y de reacción, la inercia y la mínima fuerza del músculo. Nos permite estudiar la oscilación del centro de gravedad de nuestro cuerpo (CoG) y analizar la absorción de fuerza de las articulaciones producidas por la acción muscular de nuestro cuerpo (5).

El ciclo de la marcha se divide en dos periodos denominados fase de apoyo y fase de balanceo. La fase de apoyo corresponde a aquella fase en la que el pie está en contacto con el suelo mientras que la fase de balanceo corresponde a aquella fase en la que el pie está en el aire para poder así avanzar la extremidad y poder generar el movimiento de deambulación (6).

La fase de apoyo corresponde al 60% del ciclo de la marcha, es este periodo el pie permanece en contacto con el suelo siendo su comienzo con el contacto inicial de talón y finaliza con el despegue del antepié (7).

La fase de oscilación corresponde al 40% del ciclo de la marcha, aquí el pie se encuentra en el aire a medida que avanza como preparación para el siguiente apoyo. Esta fase transcurre desde el despegue del antepié hasta el siguiente contacto del talón con el suelo (8).

A continuación, mostramos un esquema de las fases de la marcha adaptado de Vaughan et al 1992.



La deambulaci3n humana es un movimiento repetitivo y coordinado de las extremidades inferiores (9). Para ello vamos a utilizar las fases de la marcha para describir el an3lisis cl3nico de la marcha junto con otros par3metros para diagnosticar la marcha patol3gica o para evaluar la marcha despu3s de la rehabilitaci3n (10).

Para la descripci3n de las fases de la marcha humana la terminolog3a dominante actualmente y muy popular a finales de la d3cada de 1980 ha sido la de Rancho Los Amigos (RLA) (11). Un ciclo de la marcha consta principalmente de dos fases con una pierna de referencia que son la fase de apoyo y la fase de balanceo y otras dos fases con ambas piernas de referencia denominadas postura simple y posturas dobles. Cada fase a su vez se compone de diferentes subfases (12).

La fase de apoyo consta de las siguientes subfases: contacto inicial, respuesta de carga, posici3n intermedia, posici3n terminal y pre-balanceo. La fase de balanceo consta de las siguientes subfases: Balanceo inicial, balanceo medio y balanceo final. Este es tambi3n un m3todo de clasificaci3n t3pico (12). Hasta ahora, se han propuesto varios modelos de partici3n de las fases de la marcha humana, con diferentes niveles de definici3n, dependiendo de los diferentes objetivos cl3nicos (13).

Vamos a hacer una ligera descripción de cómo se comporta la cadera, rodilla y tobillo en cada una de las fases de la marcha, con sus correspondientes acciones musculares.

FASE DE APOYO:

1. CONTACTO DE TALÓN: También denominada contacto inicial (CI) comprende el 2% del ciclo de la marcha (14) (IMAGEN 1).

IMAGEN 1: SIMULACIÓN FASE DE CONTACTO DE TALÓN (CI)



Imagen elaboración propia

TOBILLO: se encuentra en flexión dorsal con activación de los flexores dorsales principalmente el tibial anterior (IMAGEN 2) (15).

IMAGEN 2: ESQUEMA MÚSCULO TIBIAL ANTERIOR



Imagen tomada de <http://www.musculos.org>

RODILLA: En esta fase se encuentra en ligera o nula extensión con activación de los músculos isquiotibiales y cuádriceps (15) (IMAGEN 3).

IMAGEN 3: ESQUEMA MÚSCULOS ISQUIOTIBIALES Y CUÁDRICEPS

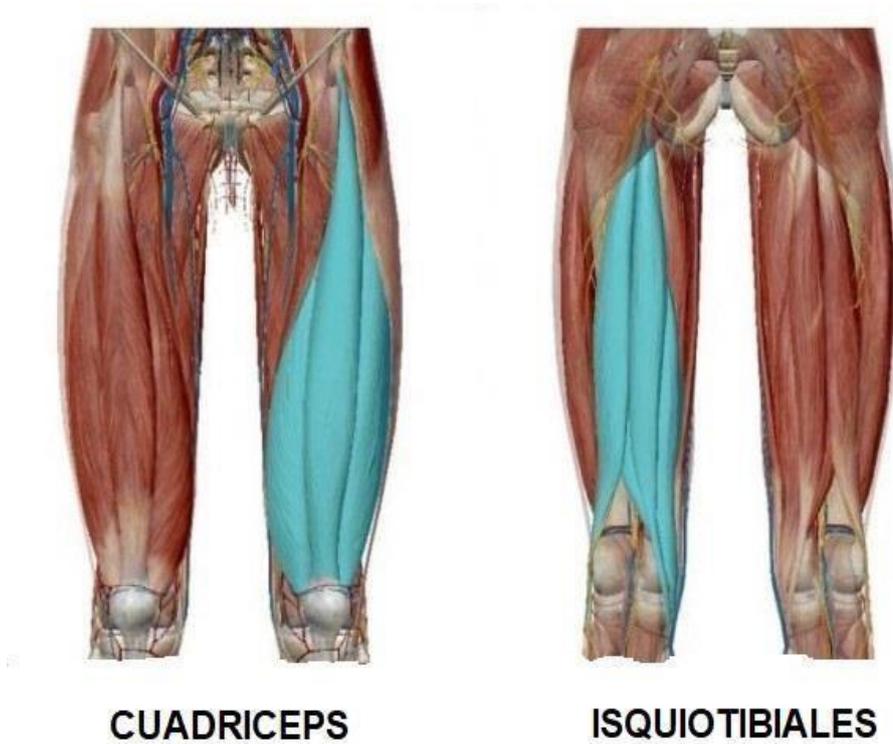
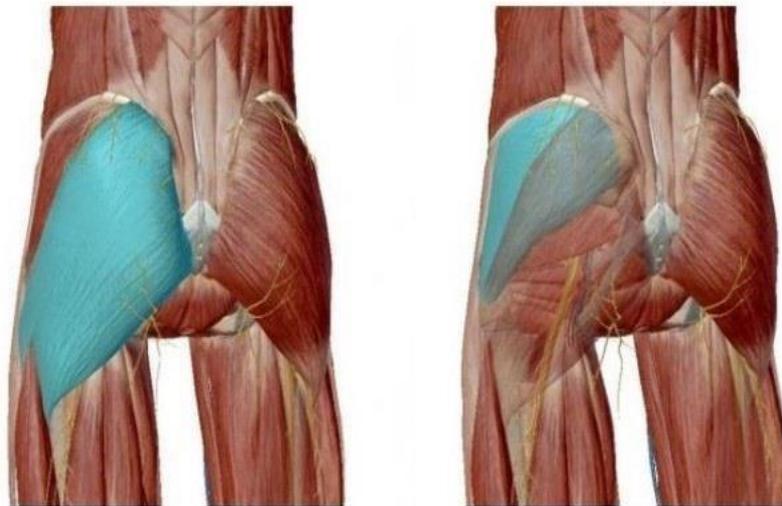


Imagen tomada de <http://www.musculos.org>

CADERA: Se encuentra en ligera o nula flexión con su respectiva contracción de los extensores de la cadera denominados glúteo mayor y medio (15) (IMAGEN4).

IMAGEN 4: ESQUEMA DEL GLÚTEO MAYOR Y MEDIO.



GLÚTEO MAYOR

GLÚTEO MEDIO

Imagen tomada de <http://www.musculos.org>

2. APOYO PLANTAR: También denominada fase inicial de apoyo (AI) el cual abarca el 10% del ciclo de la marcha donde se produce el primer doble apoyo (3) En esta fase se produce la deceleración (IMAGEN 5).

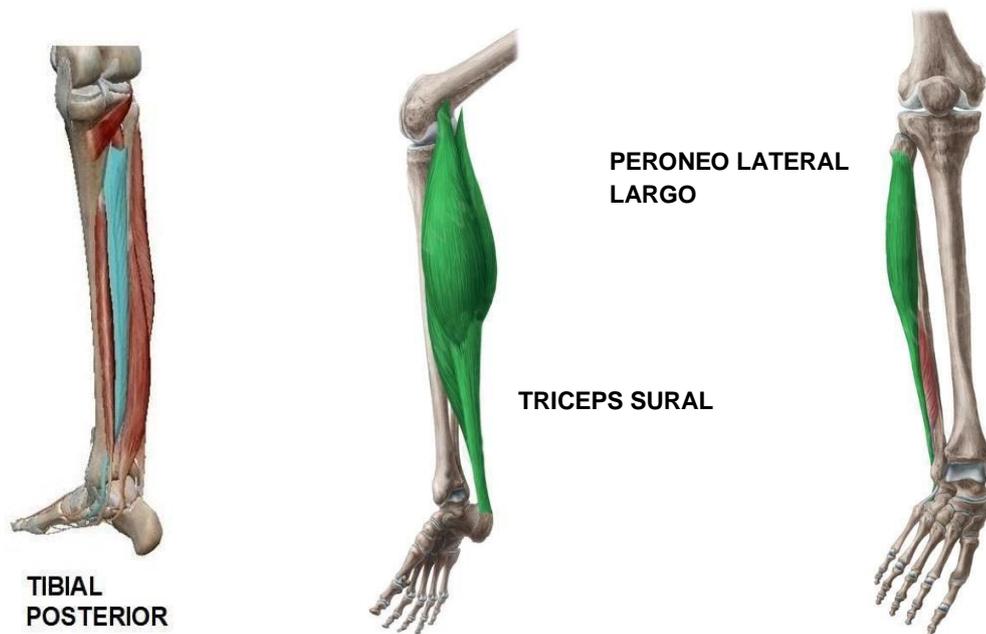
IMAGEN 5: SIMULACIÓN FASE INICIAL DE APOYO (AI)



Imagen elaboración propia

TOBILLO: El tobillo pasa a una flexión plantar lenta de unos 30° llevada a cabo por el tríceps sural, tibial posterior y peroneo lateral largo (15) (IMAGEN 6).

IMAGEN 6: ESQUEMA DE LA MUSCULATURA DE LA PIERNA



Imágenes tomadas de <http://www.musculos.org>

RODILLA: Se produce una ligera flexión de rodilla controlada por los isquiotibiales y cuádriceps (15).

CADERA: Sigue en contracción los extensores de cadera glúteo mayor y medio(15).

3. APOYO MEDIO (AM): comprende entre el 10% y 30% del ciclo de la marcha y corresponde a la fase de apoyo monopodal cuyo comienzo viene marcado por el apoyo de los dedos del miembro colateral (11) (IMAGEN 7).

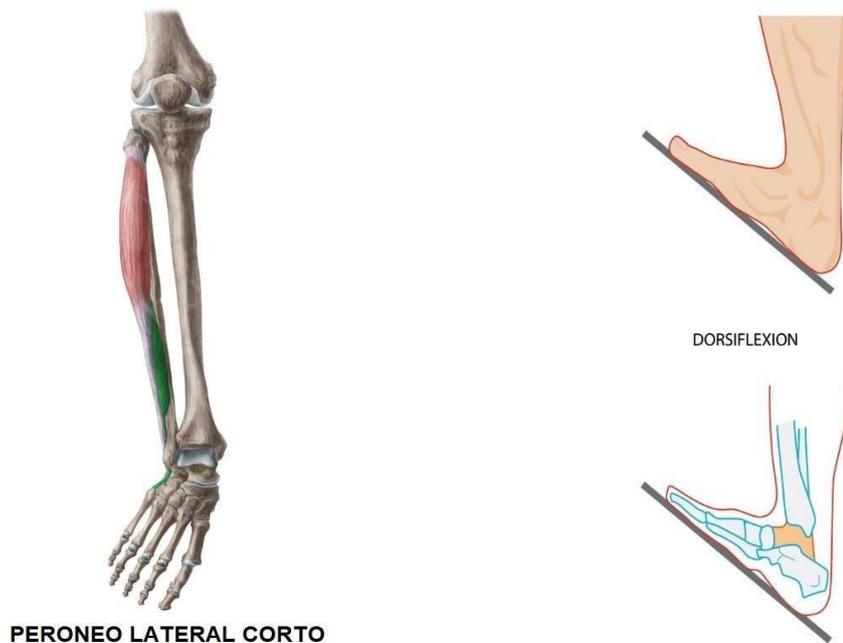
IMAGEN 7: SIMULACIÓN FASE DE APOYO MEDIO (AM)



Imagen elaboración propia

TOBILLO: la estabilidad del pie se mantiene gracias al tibial posterior y los peroneos tanto corto como largo. Se produce una dorsiflexión en el tobillo (15) (IMAGEN 8).

IMAGEN 8: ESQUEMA DEL MÚSCULO PERONEO LATERAL CORTO Y MOVIMIENTO DE DORSIFLEXIÓN DEL TOBILLO



Imágenes tomadas de <http://www.musculos.org>

RODILLA: En esta fase de apoyo medio la rodilla termina de flexionarse para iniciar la extensión. La hiperextensión de la rodilla está protegida por el ligamento ileofemoral en la cadera y en la rodilla por la capsula posterior y ligamentos cruzados por lo que el glúteo mayor, los isquiotibiales y el cuádriceps dejan de realizar su función; de este modo el sóleo estabiliza las tres articulaciones (16) (IMAGEN 9).

IMAGEN 9: ESQUEMA DEL MÚSCULO SÓLEO



Imagen tomada de <http://www.musculos.org>

CADERA: Se produce la extensión de la cadera (15).

4. APOYO FINAL (AF): Ocupa entre el 30% y el 50% del ciclo de la marcha coincidiendo con la segunda mitad del apoyo monopodal. Proporciona la aceleración y asegura una longitud de zancada adecuada (17) (IMAGEN 10).

IMAGEN 10: SIMULACIÓN FASE DE APOYO FINAL (AF)



Imagen elaboración propia

TOBILLO: Se produce una dorsiflexión del tobillo producida por el gemelo y el sóleo. El tríceps sural se contrae con potencia para que el talón se despegue del suelo (15).

RODILLA: Se produce la extensión completa (15).

CADERA: Alcanza su extensión completa al final de la fase. El equilibrio se mantiene debido a la acción de los abductores de cadera (principalmente el glúteo menor y medio) y al tensor de la fascia lata (15) (IMAGEN 11).

IMAGEN11: MÚSCULOS ABDUCTORES DE CADERA Y TENSOR DE LA FASCIA LATA

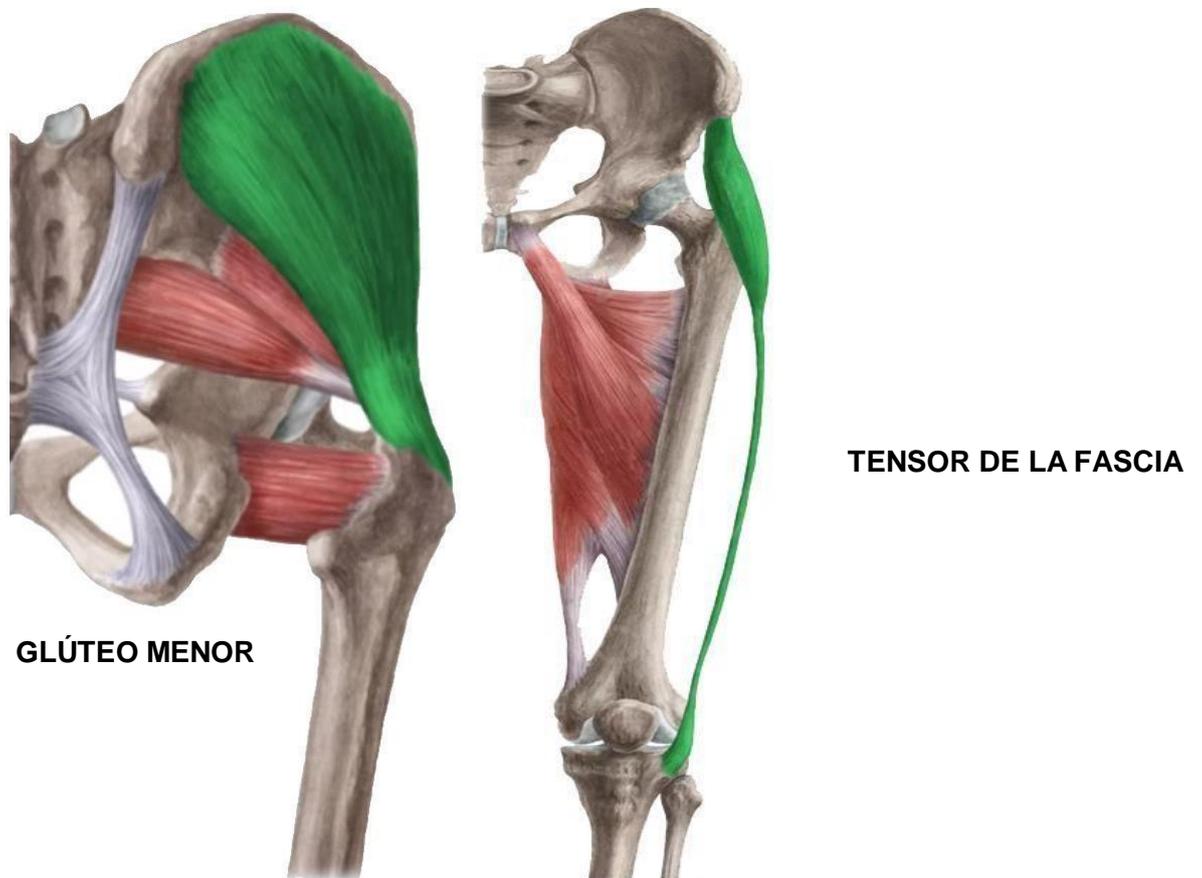


Imagen tomada de <http://www.musculos.org>

5. PREBALANCEO: También denominada fase previa de oscilación (OP). Esta fase comienza con el despegue del antepié y comprende aproximadamente el del 50% al 60% del ciclo. Se considera la fase para la preparación del miembro para la oscilación (18) (IMAGEN 12).

IMAGEN 12: SIMULACIÓN FASE POREVIA DE OSCILACIÓN (OP)



Imagen elaboración propia

TOBILLO: se produce una flexión plantar contrarrestada por el tibial anterior. A una cadencia normal se produce 27º de flexión plantar de tobillo (19).

RODILLA: Se produce una flexión de rodilla debido a los flexores plantares. A una cadencia normal se produce 45º de flexión de rodilla (19).

CADERA: Acción concéntrica de los flexores de cadera impulsando el muslo hacia delante. Con una cadencia normal la cadera se extiende 5º (19).

FASE DE OSCILACIÓN O BALANCEO

1. FASE INICIAL DE OSCILACIÓN (OI): Comienza con el despegue del antepié, el pie está en el aire y comprende entre 50% al 73% del ciclo de la marcha (15) (IMAGEN 13).

IMAGEN 13: SIMULACIÓN FASE INICIAL DE OSCILACIÓN (OI)



Imagen elaboración propia

TOBILLO: Se produce una flexión plantar contrarrestada por el Tibial Anterior(20).

RODILLA: Se produce flexión de rodilla en el que en una cadencia normal no actúan ningún grupo muscular ya que se produce el equilibrio (20).

CADERA: Los flexores de cadera aceleran el miembro en oscilación y contrarrestan la acción gravitatoria por los extensores donde actúan el psoas iliaco (20).

2. FASE MEDIA DE OSCILACIÓN (OM): Comprende entre el 73% y 87% del ciclo de la marcha cuya finalidad es mantener la separación entre el pie y el suelo (15). Se produce una mínima actividad muscular en este período (IMAGEN 14).

IMAGEN 14: SIMULACIÓN DE LA FASE MEDIA DE OSCILACIÓN (OM)



Imagen elaboración propia

TOBILLO: Se reduce la flexión plantar de tobillo mediante la acción del Tibial Anterior (15).

RODILLA: La flexión de rodilla se reduce al 30% alcanzando el pie a una posición neutra.

3. FASE FINAL DE OSCILACIÓN (OF): Los objetivos de esta fase es la deceleración y la preparación correcta del pie para estabilizar el contacto con el suelo. Comprende entre el 87% y el 100% del ciclo de la marcha humana (IMAGEN 15).

IMAGEN 15: SIMULACIÓN DE LA FASE FINAL DE OSCILACIÓN (OF):



Imagen elaboración propia

TOBILLO: Se produce una posición neutra del pie respecto a la pierna para realizar el contacto de talón y comenzar así el siguiente ciclo. El tibial

anterior resiste las fuerzas de reacción cuando se produce el contacto inicial (17).

RODILLA: Se produce una extensión completa de rodilla limitada por los isquiotibiales y la cápsula posterior de la rodilla que deceleran el muslo y la pierna. El cuádriceps resiste las fuerzas de reacción en el momento del contacto inicial (14).

CADERA: Alcanza su flexión máxima, los abductores de cadera intervienen para controlar la aducción en el contacto inicial siendo los extensores los que resisten las fuerzas de reacción (20).

A continuación, haremos un pequeño resumen posicional de las principales articulaciones en el ciclo de la marcha humana:

ARTICULACIÓN DEL TOBILLO: La amplitud de movimiento es de 35°, teniendo una flexión máxima cuando el talón despega del suelo de 15° hasta 20° de flexión plantar máxima en el momento de elevación del talón y despegue del pie (3).

ARTICULACIÓN DE LA RODILLA: La rodilla se encuentra en posición neutra en el contacto de talón y se flexiona 65° en la fase de balanceo (3).

ARTICULACIÓN DE LA CADERA: En el apoyo de talón se flexiona unos 30° pasando a una hiperextensión de 20° después del despegue de talón (3).

El pie es la estructura terminal de la extremidad inferior que lleva el peso del cuerpo y permite la locomoción; por ello es una de las estructuras ergonómicas más eficiente del cuerpo y puede sostener las enormes presiones generadas por las actividades dinámicas. Cuando se produce una alteración en los niveles normales de presión, los niveles pueden causar patologías del pie. Para ello las

clínicas ortopédicas; constan de aparatología validada para el estudio e investigación de la marcha humana (10).

Tradicionalmente para el análisis cinético de la marcha en ámbito clínico se ha estado utilizando la observación visual combinada en ocasiones con grabaciones de cronómetro, pero estos métodos han desaparecido. Es una técnica conveniente pero sólo moderadamente confiable ya que presenta una baja fiabilidad inter-observador (21). Lo que se pretende que los datos recogidos en un análisis cinético de la marcha se traduzcan en medidas válidas y confiables (22).

En la actualidad se han desarrollado instrumentos de medición para proporcionar datos válidos y fiables para el análisis de la marcha en el ámbito clínico fuera de los límites del estudio del movimiento tradicional (23). Entre estos instrumentos de medición se incluyen plataformas de fuerzas (Mickelborough et al., 1999), plataformas y pasarelas de presiones (24), plantillas instrumentadas inalámbricas (25), video-análisis de movimiento en 3D (26), acelerómetros (27) ...

Hemos encontrado diferentes investigaciones que han estudiado la repetibilidad (28) y la reproducibilidad (29) de parámetros espacio-temporales de la marcha con sistemas cinéticos de análisis de presiones plantares (24).

Cuando realizamos la función de la marcha, el pie humano ejerce una fuerza sobre la superficie subyacente y, a su vez, se ejerce una fuerza de igual magnitud y dirección opuesta sobre el pie (30). Esta fuerza se denomina comúnmente fuerza de reacción del suelo (31). Gracias a los avances tecnológicos en la detección de presión plantar, que permiten la cuantificación del componente

vertical de esta fuerza y el área de contacto en diferentes regiones debajo del pie, podemos encontrar dispositivos comerciales para la investigación y aplicaciones clínicas (32). Esto ha permitido conocer mejor las características de carga plantar del pie durante actividades funcionales como caminar y correr (33).

Uno de los factores factor causantes en el desarrollo de varias patologías del pie es cuando se produce o detecta una presión plantar elevada en ciertas zonas del pie, incluido el desarrollo de fracturas por estrés (34), callos plantares (35,36) y ulceración neuropática (37). Los factores que se ha demostrado que están asociados con presiones plantares elevadas incluyen deformidad del antepié (38), aumento de la rigidez de la almohadilla del talón (39) y menor deformidad del dedo del pie (40). El análisis de las fuerzas y presiones plantares también ha jugado un papel integral en el tratamiento de los trastornos de las extremidades inferiores. En concreto, modificaciones del calzado (41) y plantillas redistributivas (42) destinados a descargar áreas de alta presión propensas a ulceración se han evaluado para determinar su eficacia en pacientes con neuropatía periférica diabética.

Actualmente existen sistemas en el mercado que son empleados por médicos e investigadores de todo el mundo que evalúan las presiones plantares en dinámica con sistemas de medición que se incluyen en el propio zapato (Novel Pedar[®] , Tekscan F-Scan[®] , RS-Scan la plantilla[®] y IVB Biofoot[®]) y sistemas de plataforma de presiones (Novel Emed[®] y las RS-Scan footscan[®])(43). La validez de estos sistemas de medición se ha documentado a lo largo de la literatura, lo que sugiere que son capaces de cuantificar con precisión los patrones dinámicos de carga plantar del pie (44-48).

Vamos a destacar la validez del TekScan MatScan® cuyo fabricante ha informado que el sistema muestra una diferencia porcentual media del 1,9% en comparación con una plataforma de fuerza AMTI (TekScan Incorporated, comunicación personal, 26/02/2010) y también se ha demostrado que es muy preciso en un estudio independiente que comparó varios sistemas de medición de la presión plantar de uso común (49).

Hemos encontrado un estudio cuyo objetivo principal fue determinar la fiabilidad del Tekscan MatScan® sistema para evaluar las fuerzas y presiones plantares al caminar descalzo usando un análisis de la prueba-reprueba de treinta participantes sanos asintomáticos. El objetivo secundario de este estudio fue determinar si el cálculo de los valores medios o medianos de la presión y las fuerzas plantar son confiables entre los ensayos (50).

Fuerzas y presiones plantares se registraron caminando descalzo usando el sistema Tekscan MatScan® (Boston, MA, EE.UU.). El sistema consta de una alfombra de piso de 5 mm de espesor (432 × 368 mm), que consta de 2288 sensores resistivos (1,4 sensores / cm²) y datos de muestreo a una frecuencia de 40 Hertz (Hz). Los resultados de dicho estudio es que Tekscan MatScan® muestra una buena fiabilidad en sus resultados para evaluar las fuerzas y presiones plantares al caminar. Los resultados de este estudio indican que el sistema Tekscan MatScan® es un instrumento fiable para evaluar las fuerzas y presiones plantares al caminar descalzo en sujetos sanos tomado una semana de diferencia. El sistema generalmente mostró una fiabilidad de moderada a buena para las tres variables analizadas de fuerza máxima, presión máxima y presión promedio en las siete regiones evaluadas, con la excepción del valor de presión promedio para el medio pie.

Dada la fiabilidad ligeramente mayor obtenida al usar promedios en comparación con la media de tres ensayos repetidos, los autores sugieren que el valor de la media se use para el análisis. En general, el TekScan MatScan® es un sistema con una fiabilidad similar a otros sistemas de medición de presión plantar disponibles comercialmente y es adecuado para su uso en el ámbito clínico y de investigación (50).

La biomecánica de la carrera está hoy en día en auge y es realizada tradicionalmente en entornos de laboratorio, pero es posible que esto no refleje la marcha natural de carrera por lo que los sensores portátiles denominados wearables pueden ofrecer una alternativa (51). Los estudios que se realizan en el laboratorio analizan sólo de 5 a 15 pasos de la carrera de un sujeto debido a limitaciones en el almacenamiento y análisis de datos. Debido a los posibles cambios biomecánicos durante carreras largas necesitamos analizar una gran cantidad de pasos para obtener un análisis beneficioso de la carrera por lo que los sensores portátiles nos ofrecen la toma de 2000 pasos por milla. Los sensores portátiles son útiles tanto para los médicos que trabajan con corredores ya que pueden motorizarlos durante varias carreras como para los investigadores que estudian numerosas variables asociadas a la biomecánica de la carrera (51).

Los sensores portátiles pueden permitir la medición continua de la mecánica de la marcha en miles de pasos durante la carrera de entrenamiento típica de un corredor de fondo y, por lo tanto, pueden monitorear mejor varios aspectos de la biomecánica de la marcha al capturar información sobre cada paso (52,53). Los acelerómetros son el tipo de sensor más utilizado y aceptado para medir la actividad física fuera de los entornos de laboratorio tradicionales; sin embargo,

la biomecánica de la marcha está muy poco estudiada utilizando sensores portátiles (54). Se ha encontrado una fiabilidad test-retest de buena a excelente (coeficiente de correlación interclase (ICC) = 0,70-0,97) para los acelerómetros utilizados en la evaluación de la marcha en comparación con un sistema de análisis de movimiento en 3D (55). Mencionamos un estudio que analizó la validez concurrente de un acelerómetro con la pasarela electrónica GAITRite® en pacientes con enfermedad de Parkinson, se encontró una fiabilidad de buena a excelente (ICC = 0,76-0,99) para la velocidad de la marcha, la longitud de los pasos y la frecuencia de los pasos (56).

Los wearables ayudarán al corredor a cuantificar parámetros y métricas, analizarlas y guardarlas para mejorar y optimizar su rendimiento, minimizar el riesgo de lesiones y disfrutar de su deporte favorito el máximo de años posibles. Actualmente ahora se colocan sobre el pie, en la zapatilla de deporte para darnos una información muy específica sobre la técnica de carrera como por ejemplo es si apoyamos de antepié o retropié, tiempo de contacto con el suelo, grados de pronosupinación, zonas de mayor presión plantar entre otras muchas mediciones más por lo que su cuantificación nos va a permitir mejorar el entrenamiento del corredor (57).

Los wearables más destacados del mercado son los siguientes que vamos a describir a continuación:

1. **STRYD** (IMAGEN 16): Está compuesto por un acelerómetro triaxial, un giroscopio y un barómetro incrustado en un pequeño chip montado en un zapato. El Footpod calcula la potencia de carrera y mide el ritmo de carrera, la distancia, la oscilación vertical, la cadencia, la rigidez del resorte de las piernas

y el tiempo de contacto con el suelo (57). La mayoría de los corredores entrenan con la intensidad incorrecta por lo que tenemos que hablar de la economía de la carrera. Stryd te va a guiar para que corras con la intensidad adecuada para maximizar el tiempo de entrenamiento. Tiene en cuenta las colinas, el viento, la forma, la fatiga entre otras variables para entrenar con la máxima precisión donde sea que se produzca el entrenamiento funcionando de la misma manera en interiores que exteriores ya que no depende del GPS (58).

IMAGEN 16: DISPOSITIVO STRYD Y COLOCACIÓN SOBRE EL CALZADO



Imagen con permiso de Stryd® (ANEXO 1)

La economía de carrera se define como la demanda de energía necesaria para mantener una velocidad máxima (59). La economía de carrera en términos

de costo de transporte ($\text{ml O}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{km}^{-1}$) se calcula utilizando medidas del consumo de oxígeno en estado estacionario, la masa corporal del participante y la distancia recorrida (60,61). La economía de carrera también se puede calcular en términos de costo unitario calórico utilizando relaciones de intercambio respiratorio (62). Se considera un componente esencial del rendimiento de la carrera de distancia y está modulada por factores biomecánicos y fisiológicos (63,64). Dado que la economía de carrera está relacionada con el consumo de oxígeno a velocidades máximas (62), mejorar la economía de carrera significa reducir el consumo de oxígeno a una velocidad determinada, lo que puede conducir a un mejor rendimiento (65,66). Por lo tanto, es deseable que los corredores de distancia competitivos mejoren su economía reduciendo el coste energético de la carrera (67).

La economía de carrera está relacionada con factores biomecánicos que incluyen la oscilación vertical, el tiempo de contacto con el suelo, la longitud de la zancada y la frecuencia de la zancada (68,69). Se ha demostrado que la manipulación de la frecuencia de la zancada o la longitud de la zancada puede provocar un cambio en la economía de carrera (70,71,72). Más notablemente, De Ruyter et al. (71) midió una diferencia significativa en la economía de carrera entre la cadencia autoseleccionada y las cadencias alteradas en $\pm 6\%$, $\pm 12\%$ y $\pm 18\%$.

Stryd se engancha al zapato con un peso de 8 gramos por lo que no se nota que lo llevas puesto; inmediatamente comienza a capturar cada paso de la carrera con precisión de laboratorio para determinar la potencia de carrera. Es compatible con todas las marcas de relojes que son usados para optimizar el entrenamiento del deportista. Ayuda a comenzar con un plan de entrenamiento

guiado de dos semanas de “introducción a la potencia” que enseña al deportista todo lo necesario para optimizar la potencia de carrera. Al contabilizar los datos tiene en cuenta la velocidad, pendiente, forma de carrera, fatiga y viento (IMAGEN 17), para ofrecer un ritmo mejorado y manejable donde sea que se realice el entrenamiento y actualiza automáticamente los objetivos de entrenamiento de cada carrera (57).

IMAGEN 17: GRÁFICA DE DATOS STRYD

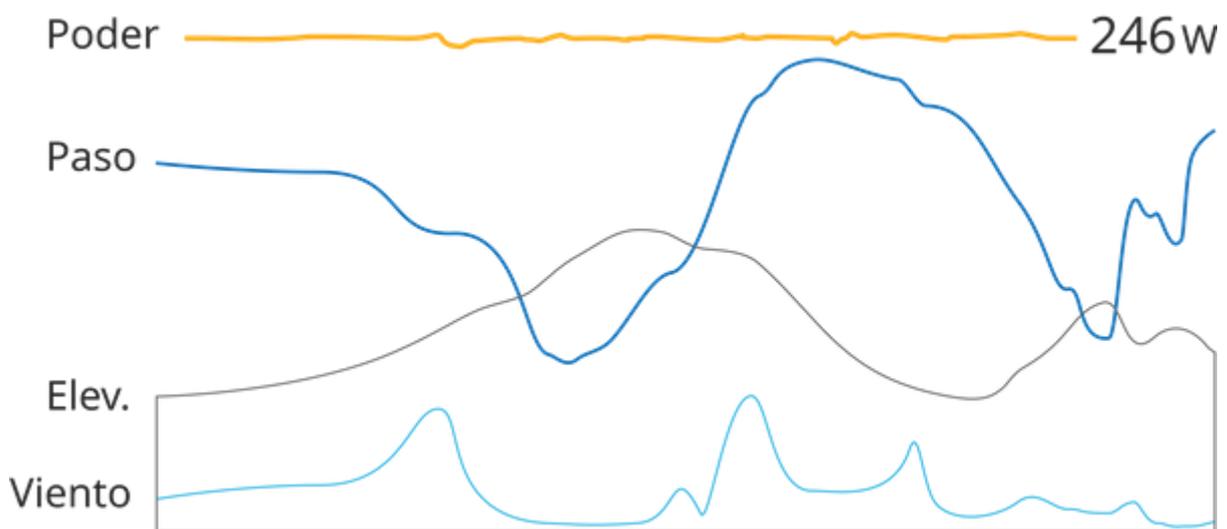


Imagen con permiso de Stryd® (ANEXO 1)

2. **SHFT** (IMAGEN 18): Es el primer entrenador virtual con inteligencia artificial programado por Intel®, empresa americana líder en la creación y fabricación de chips y sensores para dispositivos informáticos. Utiliza dos sensores uno situado en el pie y otro en el pecho que darán información a tiempo real al corredor informándole que tiene que hacer para correr de forma más eficiente, mejorar su técnica de carrera y sacar todo su potencial a la luz. Esta función la denominan retroalimentación a tiempo real ofreciendo una optimización de la carrera de forma inmediata. Los sensores toman 8000 lecturas por segundo y traducen los

datos en mediciones precisas y permite que el software le informe en vivo del entrenamiento mientras corre. Actualmente ofrece 12 métricas diferentes que incluyen: posición del pie en contacto con el suelo, pasos por minuto, tiempo de contacto del pie con el suelo, tiempo en el aire, ángulo del pie y el suelo en el contacto inicial y en el momento de despegue, longitud de los pasos, eficiencia de carrera, inclinación del tronco, efecto de frenado, energía y fuerza G al contactar con el suelo optimizando así cada métrica y ayudando a mejorar la carrera. Se conecta a través de bluetooth y está 100% a prueba de charcos, es ligero y fácil de colocar. Ofrece coaching en tiempo real, informes del entrenador, métricas de cuerpo completo, estadísticas completas de carrera y simulacros de entrenamiento. Puedes correr con el coaching activado o desactivado; va a medir de todas las maneras, pero al ir desactivado no te dará retroalimentación a tiempo real para poder mejorar el entrenamiento, después de cada carrera se recibirá un informe del entrenador que incluye un consejo médico informándole sobre la relevancia de las métricas. la aplicación Shft está disponible tanto para Android como para IOS tiene un perfil personalizado y posee un resumen de métricas y ejecuciones anteriores con videos de ejercicios técnicos (Shft® Copenhagen, Dinamarca, <http://www.shft.run>).

IMAGEN 18: DISPOSITIVO SHFT COLOCADO SOBRE EL CALZADO



Imagen con permiso de Shft® (ANEXO 2)

3. **RUNSCRIBE**: RunScribe™ (Scribe Labs, Inc., Half Moon Bay, CA, EE. UU.)

Es un pequeño dispositivo portátil que se ha comercializado para medir la biomecánica de la marcha al correr y se puede usar en el zapato del corredor. Este dispositivo portátil captura datos cinemáticos, cinéticos y espacio-temporales de cada paso individual y presenta una gran ventaja sobre los podómetros y acelerómetros tradicionales. Además, el corredor no puede sentir el sensor ya que está colocado directamente sobre el zapato. Esta ubicación les permite funcionar libremente en comparación con la configuración de laboratorio tradicional cuando se colocan marcadores o sensores en el individuo (51) (IMAGEN 19).

IMAGEN 19: ESQUEMA DEL DISPOSITIVO RUNSCRIBE



Imágenes decidadas por RunScribe® (ANEXO 3)

RunScribe es una plataforma integral de análisis de la marcha para correr, caminar y hacer senderismo proporcionando una vista detallada de la biomecánica de la marcha tanto en el laboratorio como al aire libre por lo que proporciona datos tanto para entrenadores como para médicos rehabilitadores, podólogos, fisioterapeutas y así poder optimizar el entrenamiento y la carrera de cada individuo evitando lesiones. Su objetivo es proporcionar información

detallada de cómo se mueve el pie de un corredor durante todo el ciclo de la carrera con el uso de un sensor de 9 ejes, frecuencia de muestreo de 500 Hz, memoria flash integrada de 16 MB midiendo un total de 13 métricas a tiempo real de eficiencia, movimiento, choque, simetría y potencia ofreciendo herramientas de visualización y análisis para comparar carreras pudiendo exportar los datos medidos y cuantificar así cualquier cambio producido en el entrenamiento. Las métricas son cuantificadas con simetría derecha e izquierda mostrando la progresión completa de la marcha desde el contacto inicial del talón hasta la fase de despegue. Posee una medición de ángulos pélvicos y oscilación vertical. Posee un peso y tamaño inapreciable para el corredor y es resistente al agua (51).

4. **STRIDALYZER** (IMAGEN 20): Es una plantilla inteligente dotada de sensores en su interior que aportará información a tiempo real de la biomecánica de la carrera y como mejorarla. Los parámetros que aportan son similares a los descritos anteriormente con la diferencia que posee un mapa de estrés de las distintas zonas del pie y de la rodilla que podemos ver en la pantalla de nuestro smartphone en tiempo real (Retisense inc. A Delaware company.USA. <http://www.retisense.com>).

IMAGEN 20: ESQUEMA DEL DISPOSITIVO STRIDALYZER



Imagen cedida por Retisense (ANEXO 4)

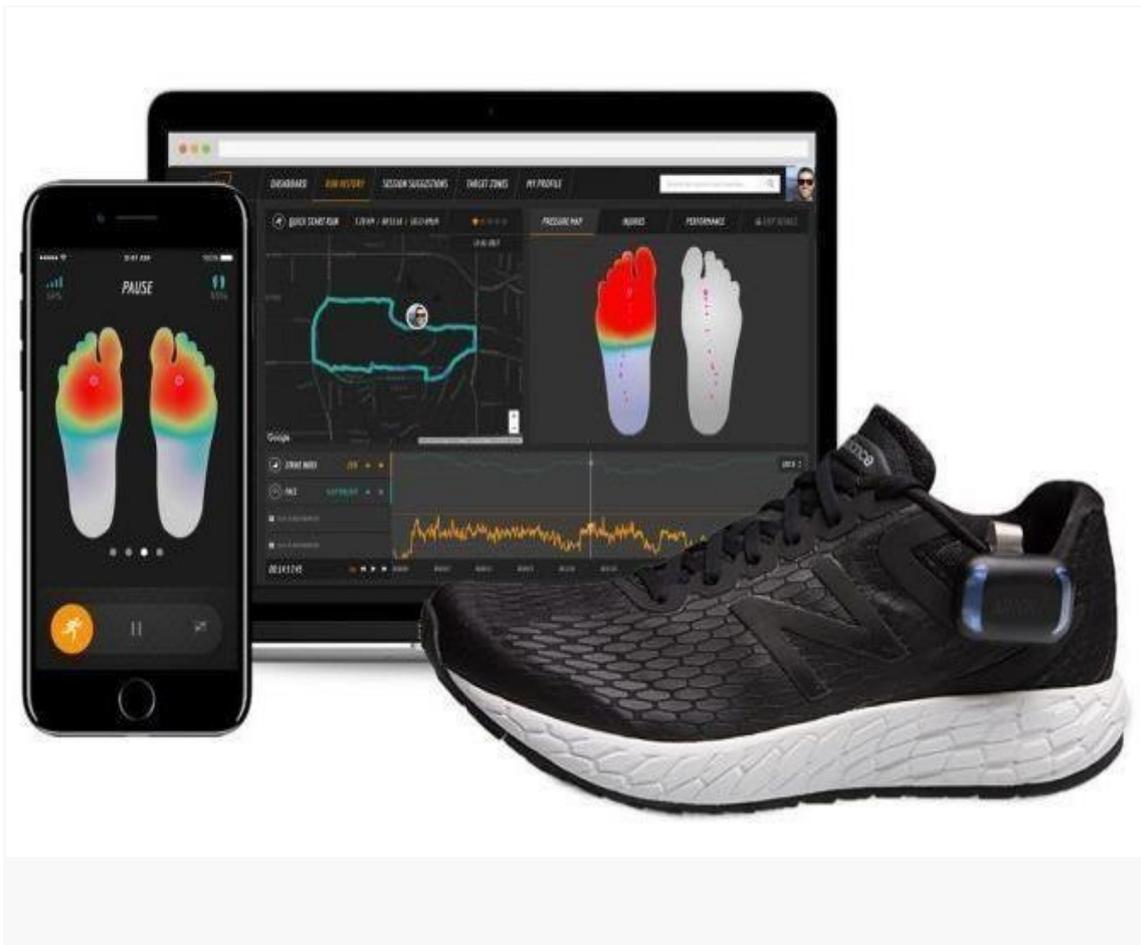
5. **ARION** (IMAGEN 21): De la misma manera que los anteriores ayudará al corredor a corregir en tiempo real la técnica de carrera a través de su smartphone o smartwach. Ayuda a optimizar el rendimiento al correr, minimiza el riesgo de lesiones y aumenta la eficiencia general. Estas plantillas sensibles a la presión y footpods avanzados brindan una imagen detallada de la técnica de carrera. Las plantillas ultrafinas y flexibles Arion se colocan debajo de las plantillas de las zapatillas de correr existentes y miden la interacción entre los pies y el suelo. Los footpods de Arion son resistentes, impermeables y pasan desapercibidos al costado de la zapatilla para correr mientras miden con precisión el movimiento del cuerpo. La aplicación gratuita Realiza un seguimiento de la ruta, ritmo, velocidad, duración y distancia. Se puede agregar otras medidas como es la

pisada, longitud de paso, cadencia entre otras. También se puede motorizar la frecuencia cardíaca. Las medidas básicas que ofrecen son: contacto inicial del pie, cadencia, longitud de paso, equilibrio, estabilidad, tiempo de contacto, tiempo de vuelo y ritmo cardíaco (ATO-GEAR B.V. Eindhoven, Países bajos. <http://www.getarion.com>).

Sus características son las siguientes (ATO-GEAR B.V. Eindhoven, Países bajos. <http://www.getarion.com>):

- ✚ 8 sensores sensibles a la presión
- ✚ Flexible y ultradelgado de solo 2 mm
- ✚ Convierte el calzado en un laboratorio de carrera móvil
- ✚ El calzado se siente y funciona como siempre.
- ✚ Disponible en 4 tamaños que cubren EU36 a EU47 + / UK3 a UK13 +.
- ✚ Acelerómetro multieje, giroscopio, bluetooth y GPS
- ✚ Corre sin tu teléfono (disponible en 2021 para la versión ARION con GPS)
- ✚ LED multicolores para un funcionamiento seguro por la noche
- ✚ Duración de la batería hasta 7 horas de funcionamiento
- ✚ Pequeño y ligero

IMAGEN 21: ESQUEMA DEL DISPOSITIVO ARION:



Imágenes cedidas por Arion® (ANEXO 5)

6. **SENSORIA SOCKS 2.0** (IMAGEN 22): Se trata de calcetines inteligentes que pueden ayudar a mejorar la forma de correr midiendo la cadencia, las fuerzas de impacto y el aterrizaje del pie. Todo ello conectado a la aplicación Sensoria Run donde puede acceder el deportista a sus planes de entrenamiento. Estos programas le permiten establecer metas a corto y largo plazo, monitorear su progreso a lo largo del tiempo y brindarle retroalimentación procesable en tiempo real. Puede mejorar la velocidad, el ritmo, la cadencia y el aterrizaje del pie, así como comparar los zapatos deportivos usados, todo ello con un calcetín. Estos calcetines inteligentes han ganado numerosos premios, incluido el de "Mejor nuevo dispositivo de tecnología portátil" de IDTechEX y Cool Vendors in Wearable Electronics, 2014 de Gartner®. Su entrenador virtual proporciona retroalimentación de audio y video en tiempo real cuando empareja su Sensoria® Core habilitado para Bluetooth® con la aplicación Sensoria® Run, que también puede ayudar a prevenir lesiones (73). Su Zapatero Virtual compara su forma y sus resultados por modelo de zapato, marca y estilo. Posee un entrenador virtual llamado Mara el cual te hace comentarios cuando tu carrera se ve modificada, proporciona actividades detalladas de la semana y por día para que el corredor pueda alcanzar su objetivo con éxito y sin lesiones. La aplicación móvil monitorea el aterrizaje del pie, el tiempo de contacto en el suelo y la cadencia, y rastrea otros parámetros familiares. Se puede conectar la aplicación con monitores de frecuencia cardíaca (HRM) que se comunican a través de Bluetooth Smart para controlar también la frecuencia cardíaca obteniendo una visualización detallada de las actividades directamente en el smartphone después de cada carrera. Cada calcetín inteligente posee tres sensores textiles debajo del pie para detectar la presión de este. Las fibras conductoras transmiten los datos

recopilados por los sensores al núcleo funcionando como una placa de circuito textil. Analiza patrones de movimiento con acelerómetros, giroscopio y magnetómetro MEMS de 9 ejes. Es ligero con un peso de menos de 7 gramos, tiene un tamaño de solo una pulgada cuadrada y puede conectar hasta 8 sensores externos. Como los demás se conecta a través de bluetooth (73).

IMAGEN 22: ESQUEMA DE SENSORIA SOCKS 2.0



Imagen cedida por Sensoria® (ANEXO 6)

7. **ALTRATORIQ** (IMAGEN 23): Es una zapatilla inteligente que incorpora en la media suela sensores de presión, una batería y un microchip que se conecta al smartphone del deportista a través del bluetooth cuantificando métricas como la fuerza de impacto, la cadencia y el tiempo de impacto para mejorar la técnica de carrera. Todo ello a tiempo real y así se minimiza el riesgo de lesiones. Informa

sobre la distribución de la presión plantar, el tipo de apoyo del pie, la duración del contacto con el suelo entre otras medidas (74).

IMAGEN 23: ESQUEMA DE ALTRA TORI IQ



Imagen tomada de Altra® Stabio Switzaeland, Suiza. <http://www.altrarunningr.eu>

8. **UNDER ARMOUR SPEEDFORM GEMINI 3 RE** (IMAGEN 24): En la misma línea de las zapatillas inteligentes, pero con la diferencia que incluye un test de salto. Vamos a detallar sus características a continuación (Under Armour europeo B.V, Ámsterdam, Países bajos. <http://www.underarmour.es>):

- ✚ ESTILO DE RUNNING: Zapatilla neutra ultra-amortiguada diseñada para proporcionar una comodidad sin precedentes
- ✚ TECNOLOGÍA RECORD-EQUIPPED: Registra, analiza y almacena prácticamente todas las mediciones de tu carrera para que sepas exactamente qué debes mejorar
- ✚ La primera zapatilla inteligente que usa un simple test de salto, lo llamamos Jump Around, para ayudarte a decidir la intensidad de tu siguiente carrera
- ✚ Incluye una suscripción de 1 año a UA MapMyRun MVP
- ✚ La innovadora estructura UA SpeedForm® se adapta al pie para un ajuste preciso, eliminando toda distracción
- ✚ El panel Threadborne proporciona estructura y estilo singular
- ✚ La malla optimizada de la lengüeta y de la puntera mejora el ajuste y aumenta la ventilación
- ✚ Refuerzo interior del talón para una estructura y un soporte sin costuras y ligero
- ✚ Plantilla integrada para una amortiguación añadida y un confort y soporte sin costuras
- ✚ La tecnología Charged Cushioning® en la entresuela optimizada utiliza espuma comprimida para una respuesta y una durabilidad todavía mayor, proporcionando una amortiguación óptima y una respuesta energética
- ✚ El talón con Micro G® aumenta la protección y la estabilización
- ✚ La suela de caucho fundido por debajo del antepié es ligera, pero con una respuesta increíble

- ✚ La suela de caucho de alta abrasión ubicada por debajo del talón ayuda a absorber el contacto con el suelo
- ✚ Compensación: 8 mm
- ✚ Peso: 235 gramos. (Under Armour europeo B.V, Ámsterdam, Países bajos. <http://www.underarmour.es>)

IMAGEN 24: ESQUEMA ZAPATILLAS UNDER ARMOUR SPEEDFORM GEMINI 3 RE

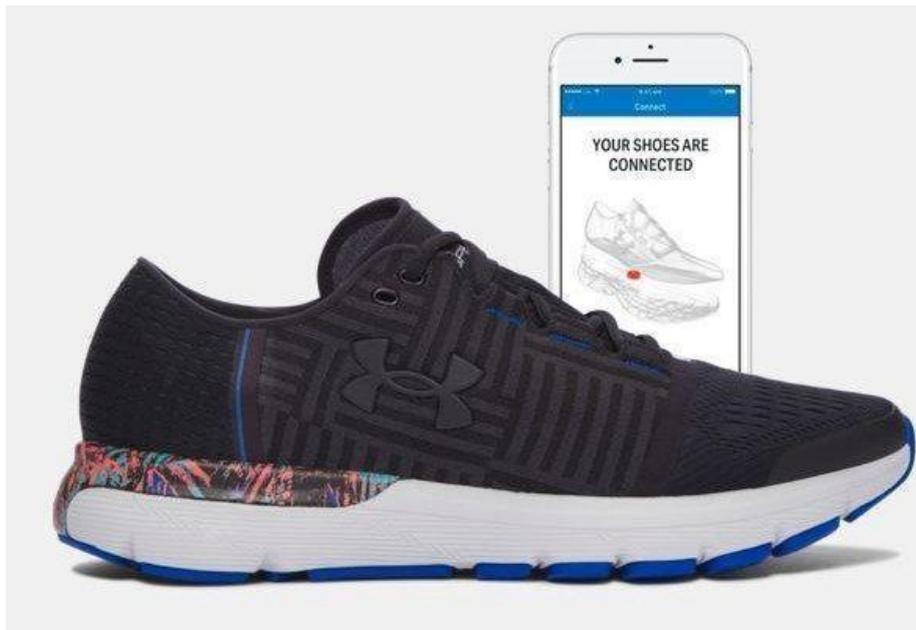


Imagen tomada de Under Armour europeo B.V, Ámsterdam, Países bajos. <http://www.underarmour.es>

Debemos incluir también los sistemas de análisis bidimensionales que son muy frecuentes su uso en clínica debido a que su coste es mucho menor y son fáciles de usar (75).

Se ha dado muchísima importancia en las investigaciones biomecánicas la morfología del pie ya que es una estructura anatómica que no sólo se puede valorar en el ámbito de estudio bidimensional sino que también podemos cuantificar el movimiento del pie en tres dimensiones (76).

Los sistemas de captura de movimiento tridimensionales son sistemas muy precisos y utilizados en investigación biomecánica, pero son costosos y no están disponibles en muchos entornos clínicos (77).

En la actualidad utilizamos la captura de movimiento en muchos campos y cabe destacar su utilización en el ámbito biomecánico para el análisis de la marcha humana (78). La fotoinstrumentación es la técnica que más se ha utilizado en el análisis biomecánico de la marcha humana donde podemos obtener datos de la posición y orientación de un objeto tomando como referencia su entorno. Cuando hacemos estudios de la marcha humana damos unas coordenadas espaciales a los puntos anatómicos que son de nuestro interés que se calculan a partir de coordenadas de los puntos registrados a su vez como mínimo por dos cámaras todo ello realizado por un cálculo matemático. (woltring, 1992) (79).

Contamos también con dispositivos que emiten luz, denominados comúnmente LEDS (light-emitting diode: LEDS). estos dispositivos LEDS son utilizados de manera habitual para obtener información en el estudio de movimiento (80). Su funcionamiento normal consiste en el análisis de la conducción y pérdida de energía de un electrón mediante un diodo que emite luz. Esta energía perdida se manifiesta en forma de un fotón desprendido y se estudia su amplitud, dirección y fase aleatoria (81). El dispositivo LED está revestido por un plástico que posee muchísima más resistencia que el recubierto normal de vidrio que se utilizan en las lámparas incandescentes (82).

El patrón de intensidad de la luz que emite un LED es muy complejo ya que es una fuente de luz compuesta por diferentes partes. Cabe destacar que los primeros LEDs emitían una luz roja de baja intensidad y los dispositivos utilizados en la actualidad emiten una luz de alto brillo en el espectro infrarrojo, visible y ultravioleta (83).

Existen en el mercado varios sistemas de captura de movimiento en dos y tres dimensiones como son los sistemas Vicon® (Motion Capture System, USA, <http://www.vicon.com>), Optotrak Certus® (NDI, Waterloo, Canada, <http://www.ndigital.com>) y Cortex® (Motion Analysis, California, USA, <http://www.motionanalysis.com>) los cuales voy a destacar ya que existen numerosos sistemas para el análisis del movimiento del cuerpo humano (84). Todos estos sistemas son utilizados mediante sistemas de captación de video y marcadores los cuales permiten hacer estudios biomecánicos en tres dimensiones (75).

Los sistemas Vicon® (Motion Capture System, USA, <http://www.vicon.com>) se usan en todo el mundo por investigadores biomecánicos para hacer estudios a tiempo real de la marcha en tres dimensiones. Estos sistemas ofrecen una amplia variedad de productos para el análisis y captura de movimiento mediante análisis de video en dos dimensiones hasta dispositivos ópticos de análisis en tres dimensiones (85).

El primer sistema de análisis de movimiento en tiempo real mediante cámaras de video para registrar y analizar el movimiento se ha desarrollado en Delft Holanda en 1967. Se identifican los marcadores mediante un sistema de multicámara de la universidad de Strathclyde dando lugar al primer sistema comercial de Vicon® en 1980 (79).

Vicon® es un sistema que se caracteriza por el registro de movimiento en cámaras mediante marcadores que se iluminan estroboscópicamente por luz infrarroja. Estos marcadores se caracterizan por tener una forma cónica y son reflectantes (IMAGEN 25).

Un interfaz de video permite digitalizar la señal analógica obteniendo así el movimiento bidimensional de los marcadores registrados con la cámara los cuales se reconstruyen para dar medidas de movimiento en tres dimensiones (76) (IMAGEN 26).

El problema del sistema Vicon® es su alto coste por lo que su uso suele estar limitado para la investigación siendo descartado su uso el ámbito clínico (86).

IMAGEN 25: MOVIMIENTOS DE LOS MARCADORES REGISTRADOS EN EL PROGRAMA VICON®

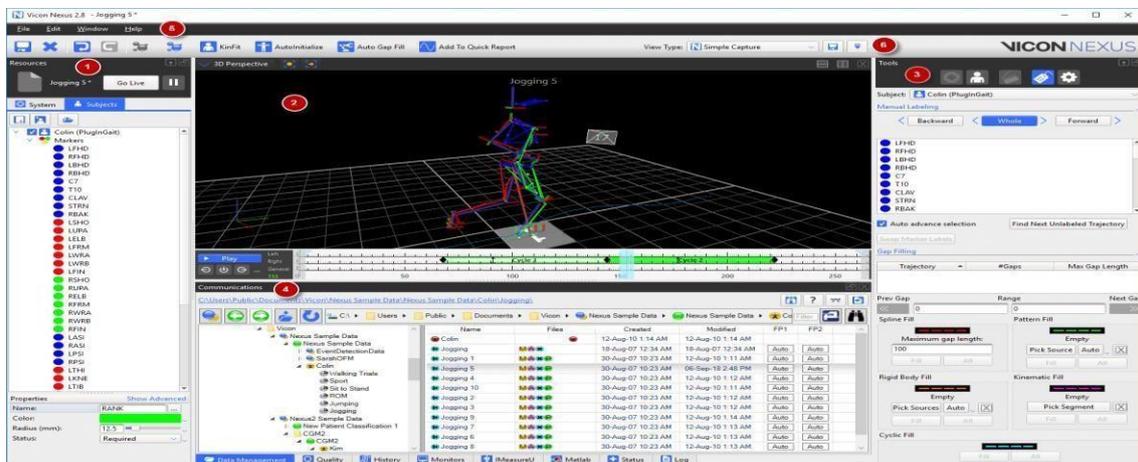


Imagen decida por Vicon® (ANEXO 7)

IMAGEN 26: ESQUEMA DE LA POSICIÓN DE LAS CÁMARAS VICON® PARA CAPTAR EL MOVIMIENTO.



Imagen cedida por Vicon® (ANEXO 7)

Motion Analysis proporciona Cortex® (IMAGEN 27) que es un Sistema de análisis de captura de movimiento totalmente integrado que permite a los usuarios de diversas industrias, como deportes, medicina, universidades y animación, capturar procesar, medir e informar datos de movimiento. Lanzado en 2008 captura, procesa, mide y produce datos confiables (79). Como Vicon® es un sistema completo para análisis biomecánico en tiempo real tanto en dos como tres dimensiones. La dinámica es la misma que el Vicon® procesa información procedente del video captado con cámaras mediante marcadores de movimiento colocados en el sujeto. Sus características más importantes son los marcadores reflectantes en forma esférica, hasta 16 cámaras pueden muestrear a una frecuencia de hasta 240 Hz con iluminación estroboscópica de infrarrojos o

invisible y posee un procesador de imágenes a tiempo real para identificar los marcadores y localizar su posición con la máxima precisión de cada fotograma (79).

Las cámaras de captura de movimiento Motion Analysis ofrecen un diseño compacto, alta precisión y rendimiento robusto. Cada modelo es "plug and play", actualizable en campo y compatible con otras cámaras MAC. Las señales de las cámaras se envían a la computadora de rastreo a través de una conexión Ethernet, lo que agiliza la entrega de datos y reduce la necesidad de hardware adicional (Cortex® California, USA <http://www.motionanalysis.com>).

Las cámaras de análisis de movimiento ofrecen la capacidad de ajustar independientemente la densidad de la luz estroboscópica, la duración de la exposición y la velocidad de fotogramas. Estas funciones permiten a los usuarios optimizar fácilmente su sistema en diferentes condiciones de iluminación y acomodar varias velocidades de movimientos en el volumen de captura. Todas las cámaras de Motion Analysis se pueden mezclar y combinar, con compatibilidad entre cámaras con diferentes resoluciones y capacidades para proporcionar la máxima flexibilidad y protección de la inversión (Cortex®, California,USA, <http://www.motionanalysis.com>).

Cortex® (Motion Analysis, California, USA, <http://www.motionanalysis.com>) posee varios programas con aplicaciones específicas como son:

BattingTrak: mide los parámetros críticos de rendimiento durante los golpes de izquierda o derecha del béisbol. Pudiendo ser útil para la evolución y mejora de un jugador. (Cortex®, California, USA, <http://www.motionanalysis.com>).

FootTrak: análisis del movimiento del retropié y el antepié y puede usarse para comparar el impacto del calzado y ortesis de movimiento de pie y tobillo durante la deambulación o al correr (87).

GolfTrak: genera información completa en tres dimensiones de un jugador de golf en oscilación. (Cortex®, California,USA, <http://www.motionanalysis.com>).

JumpTrak: crea medidas de las extremidades durante una caída, salto o contra movimiento dando un informe del movimiento y fuerza de la extremidad inferior. Permite informar y comparar la potencia de salida de cada pierna. (Cortex®, California,USA, <http://www.motionanalysis.com>).

Liftrak: proporciona un completo informe de movimiento y fuerza de la parte superior y baja de la espalda proporcionando mucha información biomecánica para los sujetos levantadores de pesas. (Cortex®, California,USA, <http://www.motionanalysis.com>).

RunTrak: mide los parámetros biomecánicos al trotar o correr suministrándonos un informe cinemático completo de la extremidad inferior. (Cortex®, California,USA, <http://www.motionanalysis.com>).

PitchTrak: nos suministra movimientos tantos zurdos como diestros de los lanzamientos de los jugadores de béisbol. (Cortex®, California,USA, <http://www.motionanalysis.com>).

UETrak (extremidad superior): Es una herramienta de software independiente basada en Windows diseñada para calcular la cinemática tridimensional de la extremidad superior. (Cortex®, California,USA, <http://www.motionanalysis.com>).

BioFeedTrak: diseña e implanta programas de biorretroalimentación que pueden habilitar los usuarios o investigadores, los cuales recibirán instantáneamente audios a movimientos cinemáticos. Pueden realizar comentarios en tiempo real en forma de sonido en función de si las variables cinemáticas o cinéticas caen dentro de ciertos límites durante la ejecución de cualquier tipo de tarea física predefinida por el usuario. (Cortex®, California,USA, <http://www.motionanalysis.com>).

IMAGEN 27: ANALISIS DE MOVIMIENTO CORTEX

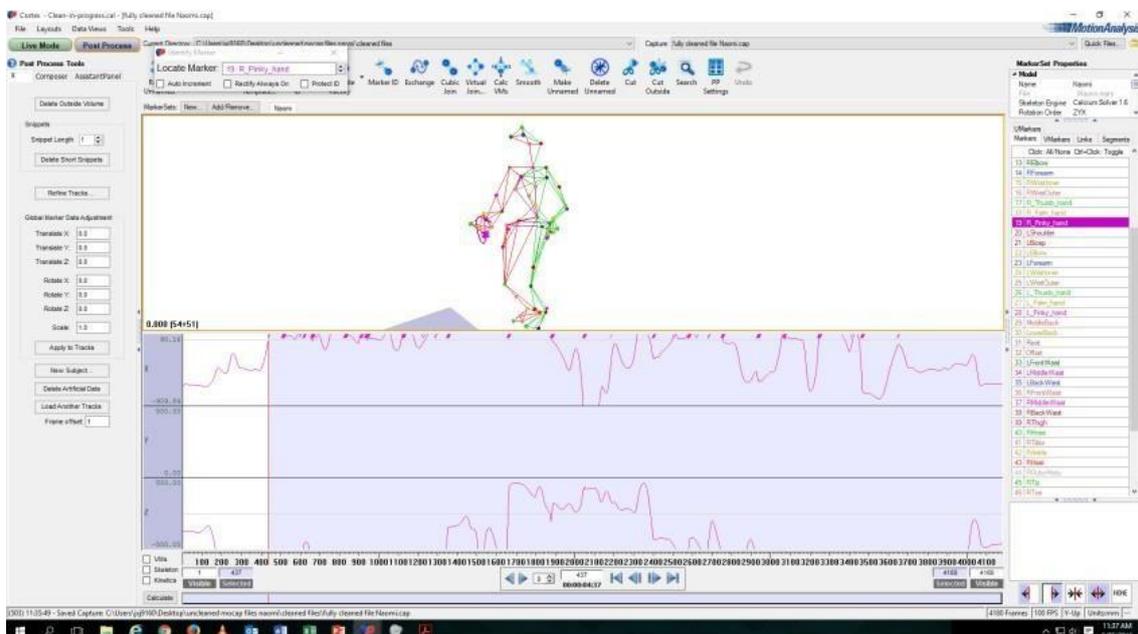


Imagen elaboración propia.

Northern Digital Inc. crea el sistema de captura de movimiento Optotrack Certus®(NDI,Waterloo,Canada, <http://www.ndigital.com>) (IMAGEN 28) mediante marcadores de alta velocidad creado para la investigación del movimiento en tres dimensiones del cuerpo humano. Posee una precisión de hasta 0.1mm. y una resolución de 0,01mm. Es muy rápido con una frecuencia máxima del

marcador de 4600 Hz. Que le permite capturar datos a velocidades muy altas; puede rastrear hasta 512 marcadores (88).

Los marcadores inteligentes Optotrak Certus®(NDI,Waterloo,Canada, <http://www.ndigital.com>) con tecnología de cableado y ramificación en línea, simplifican la ejecución de la investigación al proporcionar total libertad de movimiento para los sujetos de investigación. Optotrak Certus® (NDI,Waterloo,Canada, <http://www.ndigital.com>) es portátil por lo que su tamaño y peso resulta que sea fácil de transportar y el sistema puede ser colocado por una única persona. Posee una gran gama de estroboscopios inteligentes lo que le permite configurar el orden de activación del marcador a través del software proporcionado. Entrega datos verdaderos el 100% del tiempo en tiempo real lo que lo hace ideal para la realidad virtual y otras aplicaciones de retroalimentación. Nunca identificará erróneamente o perderá la identidad de los marcadores esto significa que no es necesaria la clasificación manual de datos (89).

Otra de las características de estos sistemas es que no se ve obstaculizado por señales falsas creadas por reflejos por lo que no es necesario preparaciones especiales para el laboratorio donde se va a realizar el estudio (90).

Los sensores de posición se pueden usar hasta 8 simultáneamente con luces estroboscópicas que suelen ser tanto con cable como inalámbricas. Los cuerpos rígidos que pueden estar precalibrados o personalizados con 3 a 30 marcadores (máximo de 170) proporcionan seguimientos de 6 grados de libertad de un objeto del cuerpo, puede incorporarse marcadores imaginarios, se pueden usar para el

seguimiento relativo (seguimiento de una parte del cuerpo u objeto en relación con otra) (Optotrak Certus®, NDI, Waterloo, Canada, <http://www.ndigital.com>).

IMAGEN 28: ANALISIS DE MOVIMIENTO OPTOTRAK



Imagen cedida por Radboud University (ANEXO 8)

En la actualidad se está utilizando mucho los sistemas de células fotoeléctricas en serie como es el caso de Optogait® (Optogait®, Microgate®, Bolzano, Italia, <http://www.optogait.com>) para el estudio de las variables espacio-temporales de la marcha.

Estos sistemas son utilizados principalmente en el ámbito de la investigación debido a su alto coste, su complejo funcionamiento y la fragilidad de los sensores. Por todo ello no es utilizado en clínica (75).

Recientemente Gómez Bernal et al 2016(91) Reliability of the optogait portable photoelectric cell system for the quantification of spatial-temporal parameters of again in Young adults, determinaron que de las 19 variables espacio-temporales que cuantifica el sistema Optogait® durante la marcha, todas ellas presentan una alta fiabilidad intrasesión y repetibilidad intersesión exceptuando las variables de “aceleración” y “tiempo progresivo del paso” conocida como “progresive step time”.

Se han encontrado estudios que validan el sistema Optogait® comparándolo con otros sistemas de medición validados para el estudio de parámetros espacio-temporales de la marcha en pacientes tanto con patología como en pacientes sanos. Uno de estos instrumentos de medición es el GAITRite electrónico®, CIR System Inc., Clifton, NJ, EE. UU (92).

El sistema Optogait® puede hacer mediciones tanto en el plano transversal como en el plano sagital; esto quiere decir que puede realizar las mediciones espacio-temporales de la marcha en dos dimensiones (2D). Al realizar esta medición nueva en 2D el sistema ha integrado, a parte de las 19 variables espacio-temporales ya descritas, otras cuatro variables nuevas. En la actualidad no existe biografía que valide estas nuevas variables. Por otra parte; hemos encontrado biografía que sí que usan como método del trabajo dicho sistema (93) pero no hemos encontrado literatura que validen la fiabilidad y repetibilidad de dichas nuevas variables en dos dimensiones.

Debemos de resaltar la importancia de realizar análisis de la marcha en dos dimensiones y para ello es necesario que aparezcan sistemas de trabajo para poder definir las variables utilizadas en diferentes planos (94). Todas las variables espacio-temporales de la marcha que podemos evaluar con los sistemas que el mercado nos ofrece deben de ser válidas tanto para evaluar a pacientes con marcha patológica como a pacientes con marcha fisiológica (95).

El sistema Optogait® (IMAGEN 29) está compuesto por sensores ópticos de movimiento que funcionan a una frecuencia de 1000 Hz. Estos sensores tienen una precisión de 1 Cm respecto al suelo, de esta manera, va a recoger datos de todas las variables de movimiento espacio-temporal tanto de la marcha, carrera, saltos o cualquier tipo de movimiento que el sensor óptico detecte (91).

Todos estos sensores de detención de movimiento permiten analizar tanto la marcha patológica como fisiológica; de este modo podemos cuantificar datos de movimiento en nuestro ordenador para evaluar la marcha, la carrera, el salto de un individuo y poder analizar de manera personalizada las deficiencias de un individuo al deambular, correr o saltar (91).

Todos estos datos que vamos a recoger y cuantificar se van a realizar mediante una barra transmisora y otra receptora, cada una de las barras están dotadas de 96 leds con una frecuencia de 890 Nm. Como las barras se colocan de forma paralela estos leds están comunicados entre sí. El software nos va a permitir en tiempo real la medición de parámetros espacio-temporales de la marcha. Este sistema está compuesto de varios test para la captación de diferentes movimientos del paciente que son integrados en el programa con datos personalizados de cada paciente, lo cual nos permite grabar y comparar datos (96).

Las barras transmisoras las denominaremos Tx y las barras receptoras Rx que al ser colocadas en el suelo de manera paralela van a calcular mediante el movimiento las variables espacio-temporales de la marcha en tiempo real (96).

IMAGEN 29: ANÁLISIS DE MOVIMIENTO OPTOGAIT

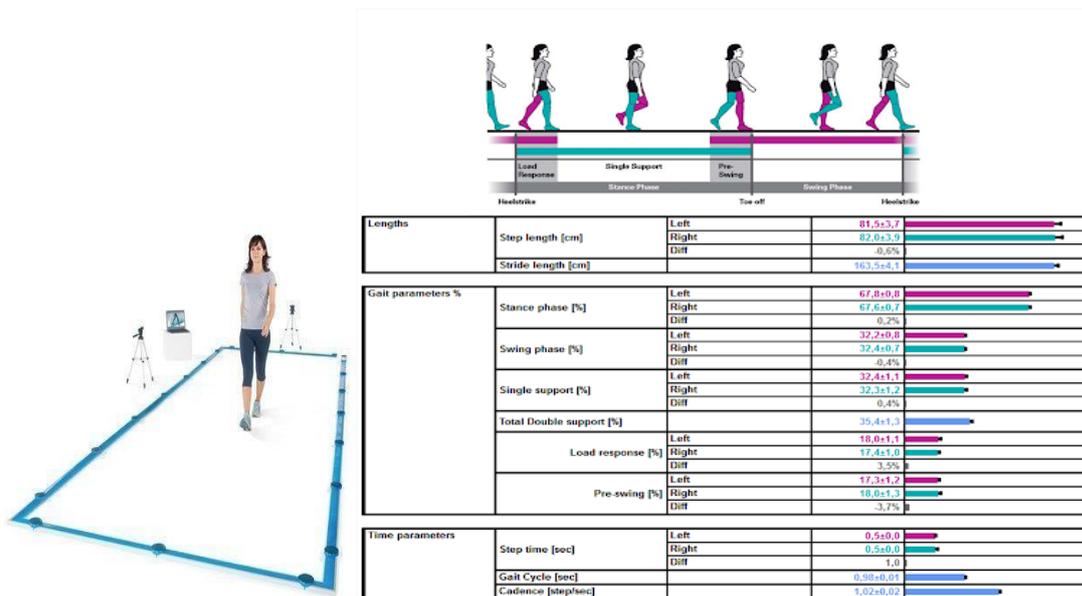


Imagen elaboración propia y cedida por Optogait® (ANEXO 9).

El sistema se compone de un gran corredor de diodos emisores de luz y receptores que se colocan en paralelo entre sí, y orientados de manera perpendicular a la línea de progresión. A partir de esta versión es posible utilizar una configuración de barra en particular para la obtención de una zona de medición de dos dimensiones (91). colocaremos las barras clásicas que llamaremos X en los laterales y dos barras formando un rectángulo en cada extremo que llamaremos Y. Este tipo de barra está equipada con LEDs de transmisión más fuertes en comparación con los demás y tiene una cubierta frontal de aluminio en lugar de las lentes transparentes, con el fin de dirigir el haz estrecho de LED de infrarrojo (Optogait®, Microgate®, Bolzano, Italia, <http://www.optogait.com>).

Debido a la rápida aparición de nuevos sistemas de exploración biomecánicos, se hace cada vez más necesario realizar estudios que determinen la repetibilidad y reproducibilidad para establecer la fiabilidad de los sistemas.

III

IV

**PREGUNTA DE
INVESTIGACIÓN
HIPOTESIS**

III. PREGUNTA DE INVESTIGACIÓN

La pregunta de investigación que nos planteamos es la siguiente: ¿Las variables del sistema cinemático de fotocélulas Optogait® en dos dimensiones (2D) son fiables y presentan una buena repetibilidad para poder ser utilizado en clínica?

IV. HIPOTESIS

La hipótesis que planteamos es que el sistema cinemático de fotocélulas Optogait® en dos dimensiones (2D) es fiable para poder ser utilizado en consulta.

V

OBJETIVOS

V.OBJETIVOS

El objetivo general de este estudio es:

1.- Determinar la capacidad de fiabilidad y repetibilidad de las mediciones espacio-temporales de la marcha en dos dimensiones (2D) a velocidad de marcha confortable para los sujetos examinados, utilizando el sistema Optogait®.

Los objetivos específicos son:

1.- Definir los valores normales de cada variable para una población sana que presenten unas características antropométricas similares.

2.- Determinar qué variables presentan mayor fiabilidad.

3.- Determinar qué variables presentan menor fiabilidad.

4.- Determinar qué variables presentan mayor repetibilidad.

5.- Determinar qué variables presentan menor repetibilidad.

IV

MATERIAL Y MÉTODOS

VI. MATERIAL Y MÉTODOS

Vamos a usar para el estudio el sistema Optogait®, con el cual podemos configurar la versión 1,7 del software de manera que podemos obtener una zona de medición bidimensional mediante una disposición especial de las barras. Formaremos un rectángulo con las barras de fotocélulas transmisoras (TX) y las barras de fotocélulas receptoras (RX) para poder obtener las mediciones de las nuevas variables en dos dimensiones. Estas variables nuevas que vamos a obtener con la nueva disposición de las barras son las siguientes (Optogait®, Microgate®, Bolzano, Italia, <http://www.optogait.com>):

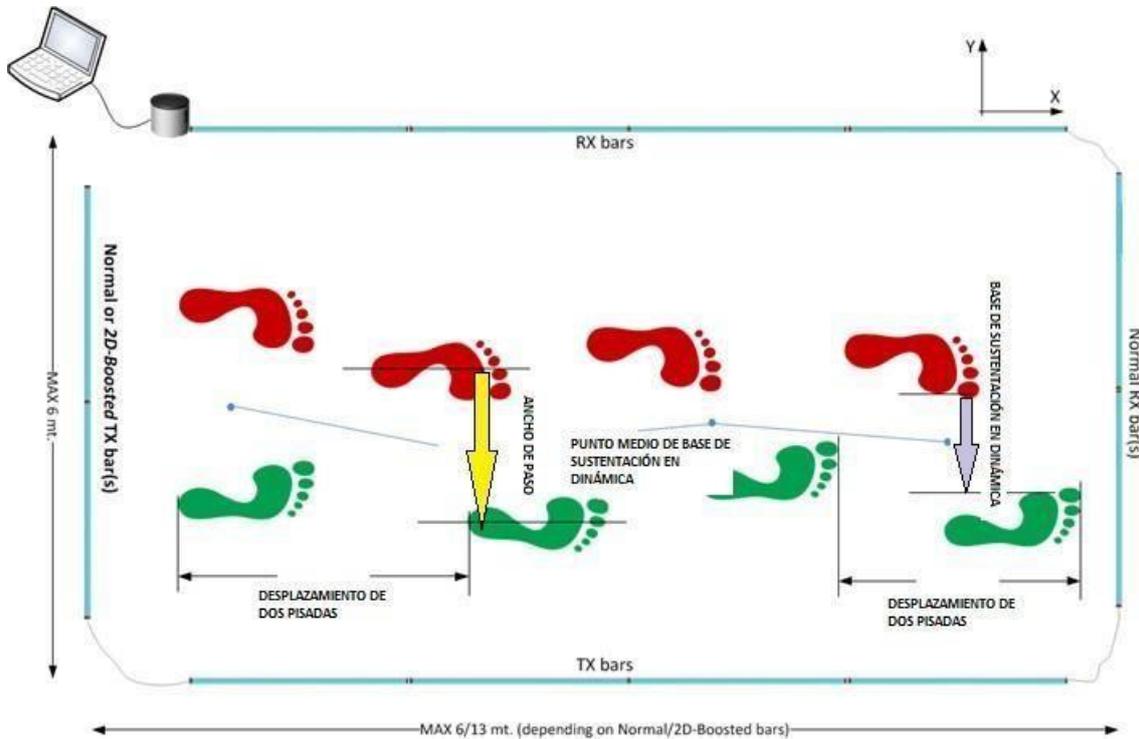
Ancho de paso: distancia en cm que mide la distancia entre la tangente de la línea media de un pie con la tangente de la línea media contralateral (Figura 1).

Base de sustentación en dinámica: distancia en cm que mide la distancia entre la tangente de la primera cabeza metatarsal de un pie con la tangente de la primera cabeza metatarsal contralateral (Figura 1).

Punto medio de base de sustentación en dinámica: punto medio de la distancia entre la zona de apoyo de la primera cabeza metatarsal de ambos pies medida en cm; su conjunción define la evolución de la marcha o línea de progresión de la marcha (Line of progression); por convención; se expresa con valores positivos si hay una desviación hacia la izquierda y con negativos si es hacia la derecha (Figura 1).

Desplazamiento de dos pisadas: Mide el desplazamiento lateromedial con referencia a la pisada anterior del mismo pie en cm (Figura 1).

Fig 1. Esquema de las variables en dos dimensiones



Abreviaturas: TX (barras de fotocélulas transmisoras), RX (barras de fotocélulas receptoras). Imagen elaboración propia.

Para el estudio de las variables mencionadas anteriormente se escogieron 87 sujetos sanos. Esto quiere decir no presentan ninguna alteración neurológica, cardíaca ni musculoesquelética. Ninguno de los individuos presenta ninguna intervención quirúrgica ni deformidad congénita.

Se han excluido del estudio a todos aquellos individuos que presentan patología del miembro inferior y cuya marcha no es fisiológica. El objetivo buscado con esto ha sido que los sujetos tengan unas características antropométricas similares para así poder ser más fiables con los datos obtenidos (91).

Antes de proceder con la recogida de datos mediante el sistema Optogait® el investigador diferenció entre los dos sexos existentes que son hombres y mujeres y recogió los siguientes datos antropométricos:

- ✓ Peso y altura medidos mediante un sistema eléctrico que recoge estos datos de manera simultánea denominado SECA 764®.
- ✓ Edad.
- ✓ Número de pie de cada sujeto con cinta métrica en Cm.
- ✓ Número de calzado de los sujetos mediante el punto francés (97).
- ✓ IMC de los sujetos que se calculó según la fórmula

$$IMC = \text{Peso(Kg)} / \text{estatura(m)}.$$

En el estudio participaron 87 sujetos diferenciados por sexos, de los cuales 43 fueron mujeres y 44 hombres. Las medias registradas de la edad, peso, altura y tamaño del pie fueron $27,528 \pm 1,796$ años (Rango 25-30 años), $64,908 \pm 9,904$ kg (Rango 44-87 kg), $168,540 \pm 5,209$ cm (Rango 151-178 cm), $n^{\circ}39,885 \pm 2,299$ de pie según el punto francés (Rango n° 35-45) respectivamente.

Antes de proceder a la captación de datos se le indicó a cada sujeto que tendríamos que repetir la prueba en 7 días. Además, todos los sujetos tendrán que seguir las siguientes indicaciones:

1. Entrar siempre con el pie derecho en el área de captación.
2. Realizará la prueba siempre a la misma velocidad o a una velocidad constante y cómoda.
3. Replicar la velocidad en cada una de las pruebas de captación.
4. Realizar la prueba descalzos para que no interfiera el calzado en el estudio.

Los sujetos para la captación de datos tienen que caminar sobre el sistema bidimensional 3 veces obteniendo así 6 pasos derechos y 6 pasos izquierdos por cada sesión.

El sistema de captación de datos que se ha utilizado para la obtención de las 4 variables espacio-temporales en dos dimensiones ha sido Optogait® V.1.7.3.0 (Microgate®, Bolzano, Italia).

El sistema está compuesto por barras de fotocélulas que están enfrentadas entre sí denominadas TX que son las transmisoras de luz y otras barras denominadas RX que son las barras receptoras de luz. Estas barras a su vez pueden tener interfaz (Figura 2) que es donde conectaremos el hardware del ordenador para la recogida de datos que generalmente solemos usar una sola barra con interfaz donde queda abierto el circuito coincidiendo con el comienzo del área de captación. Las barras que no tienen interfaz son aquellas que nos permiten acoplar otras barras de manera longitudinal mediante una cubierta o cables de longitud variable para hacer la pasarela de captación más larga.

Fig 2. Esquema de las barras



Imagen elaboración propia y cedida por Optogait® (ANEXO 11).

Las barras van enfrentadas entre sí por lo que debemos de tener en cuenta que la anchura máxima entre ellas permitidas por el sistema no debe de exceder los 6m. Tenemos que tener en cuenta también que al estar haciendo un estudio bidimensional el sistema nos permite una longitud mínima de 2 metros y máxima de 12m y una anchura entre las barras como mínimo de 1m y máximo 5m. como vimos anteriormente el sistema permite una anchura de 6m en caso de que el estudio no sea bidimensional.

En este estudio vamos a utilizar 10 barras receptoras y 10 transmisoras formando un rectángulo, obtendremos así 4 metros de longitud por 2 metros de ancho. Las barras situadas en los lados perpendiculares se conectan utilizando cubiertas de esquinas (para la instalación permanente) o cables de longitud variable que fueron los utilizados en el estudio. Se utiliza una barra con interfaz donde conectaremos el ordenador con el software del sistema (Figura 3).

La prueba se va a realizar sobre suelo firme sin ningún tipo de desnivel y los sujetos irán descalzos para que no interceda el tipo de calzado en el estudio como hemos comentado.

Fig 3. Esquema de montaje del equipo:



Imagen elaboración propia.

Cada barra Optogait® (100 cm x 8 cm) contiene 96 diodos emisores de luz o de recepción de luz (aproximadamente uno por centímetro) que se encuentran unos 3 mm por encima del nivel del suelo. Las barras del sistema se colocaron de manera que quedaron 0'5 m de pasillo libre de sistema para que el sujeto pudiera empezar la marcha desde fuera del área de captación con el pie derecho.

Como hemos indicado anteriormente se les indicó que caminarán a una velocidad lo más confortable posible para ellos mismos, y que intentarán repetir dicha velocidad las 3 veces que realizaron la prueba. Los sujetos salen del área de captación al terminar la tercera vuelta y así podemos llevar a cabo el proceso de los datos. Los datos fueron muestreados a 1000 Hz y procesado por el software OptoGait® v.1.7.3.0 (Microgate®, Bolzano, Italia).

En total se obtuvieron 4 parámetros espacio-temporales para ser sometidos a estudios estadísticos. Estos parámetros fueron Ancho de paso en cm, Base de sustentación en dinámica en cm, Punto medio de base de sustentación en dinámica en cm y Desplazamiento de dos pisadas en cm.

➤ CONSIDERACIONES ÉTICAS

Se han seguidos en este estudio los principios éticos de la Declaración de Helsinki (98).

El estudio ha sido revisado y autorizado por el Comité de Ética de la Investigación, de la Universidad Rey Juan Carlos con número 0202201702917 y fecha del 23 de marzo del 2017 (ANEXO 10), situado en la dirección: Área de Investigación, Edificio Rectorado (Campus de Móstoles), Universidad Rey Juan Carlos, C/ Tulipán s/n 28933 Móstoles (Madrid). Posteriormente se pidió otra revisión y autorización del mismo comité por cambio de nombre de la tesis (ANEXO 11).

Antes del inicio del estudio se le ha pedido a cada uno de los participantes del estudio un consentimiento informado (ANEXO 12); donde declaran estar participando de manera voluntaria y de la misma manera son informados de los pormenores de la investigación y la exploración a la que iban a ser sometidos

Todos los participantes fueron añadidos de manera voluntaria. Previo al inicio del estudio se obtuvo el consentimiento informado de todos los participantes (ANEXO 12). En dicho consentimiento se le informaba de los pormenores de la investigación y la exploración a la que iban a ser sometidos. También fueron informados sobre el carácter confidencial de los datos y que se han recogido de manera anónima.

Se le comunica a cada uno de los participantes que pueden abandonar en cualquier momento, sin causa justificada, el estudio ya que se realiza de manera voluntaria.

Previamente se calculó el tamaño de la muestra para determinar el número de personas que deben de participar para obtener resultados fiables y para ello se utilizó el software de la Unidad de Epidemiología Clínica y Bioestadística. Complejo Hospitalario Universitario de A Coruña. Universidade A Coruña (www.fisterra.com). El cálculo del tamaño muestral mínimo necesario para detectar un coeficiente de correlación de Pearson significativamente diferente de cero para un valor de $r=0.4$ y un intervalo de confianza del 95% con un error α de 0,05 para un test de dos colas, y una potencia de análisis deseada de 80% (error $\beta =20\%$) se obtiene para nuestro estudio un tamaño muestral mínimo de 47 personas y suponiendo un 10% de pérdidas necesitamos un total de 52 personas.

➤ ANALISIS ESTADÍSTICO

En cuanto al análisis estadístico de este estudio tenemos que tener en cuenta que hemos calculado en todas las sesiones y en cada prueba la media y la desviación estándar (DS) con un intervalo de confianza del 95%.

se van a realizar dos sesiones en las que estudiaremos la fiabilidad intrasesión tanto del pie derecho como del pie izquierdo y la fiabilidad intersesión de cada pie por separado. También analizaremos los datos de la fiabilidad de ambos pies izquierdo y derecho de manera combinada.

La fiabilidad intrasesión consiste en describir la similitud de las mediciones obtenidas en los análisis repitiéndolos tres veces, mientras que la fiabilidad de intersesión (repetibilidad) consiste en describir la similitud entre las mediciones de la primera sesión y la segunda sesión (en la segunda sesión se realizaron otros tres análisis 7 días después de la primera sesión).

Para demostrar la fiabilidad de los datos obtenidos en las sesiones utilizaremos la clasificación de Landis y Koch donde los valores de ICC que van desde 0,2 a 0,40 se consideran una fiabilidad razonable, los valores entre 0,40 a 0,60 se considera una fiabilidad moderada, los valores entre 0,60 a 0,80 se consideran fiabilidad considerable y por último la fiabilidad casi perfecta con valores entre 0,80 a 1,00(99). Hay otras clasificaciones que consideran una buena fiabilidad con valores de ICC de 0,75 a 1,00(100). También podemos citar a Pontney y Watkins que consideran que con un valor de ICC superior a 0,90 la fiabilidad de la medición es válida (101).

Utilizaremos el t-student independiente para la comparación de las variables sociodemográficas entre hombres y mujeres como es la edad, peso, altura, IMC y número de pie. También ha sido utilizado para determinar las diferencias del sistema entre la primera y la segunda sesión al igual que entre el pie derecho y el pie izquierdo, donde obtenemos un valor P. Este valor si es menor a 0,05 nos indica que hay diferencias entre las variables estudiadas. El valor P es analizado mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov.

Todos los datos fueron analizados con el programa estadístico SPSS para Windows, versión 17,0 (SPSS, Inc., Chicago, IL).

Calculamos el coeficiente de variación (CV) mediante la fórmula $CV\% = DS / \text{media} * 100\%$ para comparar los resultados en las dos sesiones. Dividimos la desviación estándar entre las medias de la primera y segunda sesión. Utilizaremos el CV para hacer referencia entre el tamaño de la media y la variabilidad de las variables estudiadas. El CV es la variación entre los resultados obtenidos calculado con la media normalizada de la desviación estándar representando así la cantidad de variación entre los 3 intentos de la sesión. Cuando tenemos un CV elevado muestra una mayor heterogeneidad de los valores de las variables (101).

Calculamos en este estudio el LOA denominado límite de concordancia mediante la siguiente fórmula $LOA95\% = (\bar{D} - 1.96 * DS_D, \bar{D} + 1.96 * DS_D)$, el cual nos indica si las mediciones tienden a concordar, para ello su resultado tiene que estar cerca de 0(102).

Calculamos también el error estándar de medición (SEM) para cada una de las 4 variables estudiadas y también estudiamos su porcentaje (SEM%) (102). El

SEM deriva del ICC y de DS mediante las siguientes formulas lo calcularemos:

$SEM = DS * \sqrt{1 - ICC}$, y $SEM \% = SEM / media * 100 \%$.

Se calculó también el mínimo cambio detectable (MDC), que se define como la magnitud de la variación del valor de cada escala por debajo de la que ese cambio puede ser interpretado como inherente a la variabilidad del propio método de valoración, sin que haya existido un verdadero cambio en la situación clínica del paciente. El MDC se calculó con una media estandarizada (MDC 95%)(99,103) de la siguiente forma: MDC se deriva de SEM, donde $MDC = 1,96$

$* SEM * \sqrt{2}$ y $MDC\% = MDC / mean * 100\%$. La significación estadística fue aceptada para valores de $p < 0,05$.

El coeficiente de repetibilidad (CR) se calculó para los análisis intrasesión mediante la fórmula $CR = 1.96 * DS$ de la diferencia de los datos comparados (104).

Para concluir con los datos estadísticos, se definieron unos valores de normalidad (VN) de la muestra estudiada para todas las variables obtenidas con el sistema Optogait®. Se obtuvieron a partir de la formula $VN = Media \pm 1.96 * DS$.

VII

RESULTADOS

VII. RESULTADOS

Las características sociodemográficas de los participantes se muestran en la tabla 1.

Tabla 1. Características sociodemográficas de los participantes en el estudio.

	<i>Hombre (n=44)</i> <i>Media ± DS(IC95%)</i>	<i>Mujer (n=43)</i> <i>Media ± DS(IC95%)</i>	<i>Total (n=87)</i> <i>Media ± DS(IC95%)</i>	<i>Valor P</i>
<i>Edad (años)</i>	27,65±1,829(27,11–28,19)	27,39±1,77(26,86–27,92)	27,52±1,796(27,15–27,90)	0,49
<i>Peso (Kg)</i>	72,95±5,28(71,39–74,51)	56,67±5,92(54,90–58,44)	64,90±9,90(62,82–66,98)	0,00
<i>Altura (cm)</i>	171,38±4,05(170,18–172,58)	165,62±4,63(164,24–167,01)	168,54±5,20(167,44–169,63)	0,00
<i>IMC</i>	24,83±1,52(24,38–25,28)	20,63±1,74(20,11–21,16)	22,76±2,66(22,20–23,32)	0,00
<i>Nº Pie</i>	41,63±1,52(41,18–42,08)	38,09±1,39(37,67–38,50)	39,88±2,29(39,40–40,36)	0,00

Abreviaturas: DS, Desviación estándar; kg, Kilogramo; cm, centímetros; IC95%, Intervalo de Confianza al 95%; Significación estadística para un valor $p < 0,05$, con un intervalo de confianza del 95%.

Los valores de normalidad de las variables están representados en la tabla 2 y todas ellas representan una distribución no normal.

Tabla 2. Valores de normalidad de las variables.

VARIABLES	p
Punto medio de base de sustentación en dinámica Dcho. 1 sesión	0,001
Punto medio de base de sustentación en dinámica Dcho. 2 sesión	0,001
Punto medio de base de sustentación en dinámica Izq. 1 sesión	0,001
Punto medio de base de sustentación en dinámica Izq. 2 sesión	0,001
Desplazamiento de dos pisadas Dcho. 1 sesión	0,001
Desplazamiento de dos pisadas Dcho. 2 sesión	0,005
Desplazamiento de dos pisadas Izq. 1 sesión	0,001
Desplazamiento de dos pisadas Izq.2 sesión	0,001
Ancho de paso Dcho. 1 sesión	0,001
Ancho de paso Dcho. 2 sesión	0,001
Ancho de paso Izq. 2 sesión	0,033
Ancho de paso Izq. 2 sesión	0,001
Base de sustentación en dinámica Dcho. 1sesión	0,001
Base de sustentación en dinámica Dcho. 2sesión	0,001
Base de sustentación en dinámica Izq. 1sesión	0,001
Base de sustentación en dinámica Izq. 2 sesión	0,001

Distribución normal para un valor $p > 0,05$, con un intervalo de confianza del 95%.

Fiabilidad intrasesión 1ª y 2ª sesión pie derecho

En la tabla 3, se muestran los resultados del análisis de fiabilidad para el pie derecho en la primera sesión. De las cuatro variables estudiadas dos de ellas muestran una gran fiabilidad; estas variables son Punto medio de base de sustentación en dinámica y Ancho de paso. La variable Base de sustentación en dinámica también cuenta con una buena fiabilidad siendo Desplazamiento de dos pisadas la variable cuya fiabilidad es menor.

Si seguimos el orden descrito en la tabla, la variable Punto medio de base de sustentación en dinámica en la primera sesión obtuvo los siguientes resultados: Media=3,32, DS=1,43 siendo su límite inferior= 3,02 y su límite superior= 3,62, CV%=43,03, ICC=0,88 siendo su límite inferior=0,81 y su límite superior=0,92, el valor SEM=0,49, SEM%=14,90, MDC=1,37, VN=3,32±2,80 siendo su límite inferior=0,52 y su límite superior=6,12.

La variable Desplazamiento de dos pisadas obtuvo los siguientes resultados en la primera sesión: Media=1,85, DS=0,12 siendo su límite inferior 1,83 y su límite inferior 1,88, CV%=6,48, ICC=0,45 siendo su límite inferior=0,25 y su límite superior=0,61, el valor SEM=0,09, SEM%=4,80, MDC=0,25, VN=1,85±0,23 siendo su límite inferior=1,62 y su límite superior=2,09.

La variable Ancho de paso en la primera sesión obtuvo los siguientes resultados: Media=11,20, DS=0,66 siendo su límite inferior= 11,06 y su límite superior= 11,34, CV%=5,92, ICC=0,83 siendo su límite inferior=0,77 y su límite superior=0,88, el valor SEM=0,27, SEM%=2,41, MDC=0,75, VN=11,20±1,29 siendo su límite inferior=9,90 y su límite superior=12,50.

Terminamos la tabla con los la variable Base de sustentación en dinámica, cuyos resultados en la primera sesión son los siguientes: Media=3,11, DS=0,37 siendo su límite inferior= 3,03 y su límite superior = 3,19, CV%=11,94, ICC=0,75 siendo su límite inferior=0,66 y su límite superior=0,82, el valor SEM=0,18, SEM%=5,95, MDC=0,51, VN=3,11±0,72 siendo su límite inferior=2,38 y su límite superior=3,83.

Tabla 3. Fiabilidad de las variables estudiadas en el pie derecho en la primera sesión.

VARIABLES (cm) N=87	MEDIA ± SD (IC95%)	CV (%)	ICC (95% CI)	SEM	%ERROR SEM	MDC	VN (VN Inferior- VN superior)
Punto medio de base de sustentación en dinámica 1ª sesión	3,32±1,43 (3,02-3,62)	43,03	0,88 (0,81-0,92)	0,49	14,90	1,37	3,32±2,80 (0,52-6,12)
Desplazamiento de dos pisadas 1ª sesión	1,85±0,12 (1,83-1,88)	6,48	0,45 (0,25-0,61)	0,09	4,80	0,25	1,85±0,23 (1,62-2,09)
Ancho de paso 1ª sesión	11,20±0,66 (11,06-11,34)	5,92	0,83 (0,77-0,88)	0,27	2,41	0,75	11,20±1,29 (9,90-12,50)
Base de sustentación en dinámica 1ª sesión	3,11±0,37 (3,03-3,19)	11,94	0,75 (0,66-0,82)	0,18	5,95	0,51	3,11±0,72 (2,38-3,84)

Abreviaciones: cm, centímetros; SD, desviación estándar; CV, coeficiente de variación; ICC, coeficiente de relación interclase, IC, intervalo de confianza; SEM, error estándar de medición; MDC, mínimo cambio detectable; VN, valores de normalidad.

En la tabla 4, se muestran los resultados del análisis de fiabilidad para el pie derecho en la segunda sesión. De las cuatro variables estudiadas dos de ellas muestran una gran fiabilidad; estas variables son Punto medio de base de sustentación en dinámica y Ancho de paso. La variable Base de sustentación en dinámica también cuenta con una buena fiabilidad siendo Desplazamiento de dos pisadas la variable cuya fiabilidad es menor.

Si seguimos el orden descrito en la tabla, la variable Punto medio de base de sustentación en dinámica en la segunda sesión obtuvo los siguientes resultados: Media=3,50, DS=1,29 siendo su límite inferior=3,22 y su límite superior 3,77, CV%=37,03, ICC=0,86 siendo su límite inferior=0,80 y su límite superior=0,91, el valor SEM=0,48, SEM%=13,74, MDC=1,33, VN=3,50±2,54 siendo su límite inferior=0,96 y su límite superior=6,03.

La variable Desplazamiento de dos pisadas obtuvo los siguientes resultados en la segunda sesión: Media=1,99, DS=0,13 siendo su límite inferior 1,97 y su límite superior=2,02, CV%=6,59, ICC=0,47 siendo su límite inferior=0,28 y su límite superior=0,63, el valor SEM=0,10, SEM%=4,79, MDC=0,26, VN=1,99±0,26 siendo su límite inferior=1,74 y su límite superior=2,25.

La variable Ancho de paso en la segunda sesión obtuvo los siguientes resultados: Media=11,55, DS=0,70 siendo su límite inferior 11,40 y su límite superior 11,70, CV%=6,04, ICC=0,84 siendo su límite inferior=0,78 y su límite superior=0,89, el valor SEM=0,28, SEM%=2,41, MDC=0,77, VN=11,55±1,37 siendo su límite inferior=10,18 y su límite superior=12,92.

Terminamos la tabla con los la variable Base de sustentación en dinámica, cuyos resultados en la segunda sesión son los siguientes: Media=3,31, DS=0,52 siendo

su límite inferior 3,20 y su límite superior 3,42, CV%=15,57, ICC=0,76 siendo su límite inferior=0,67 y su límite superior=0,83, el valor SEM=0,25, SEM%=7,68, MDC=0,71, VN=3,31±1,02 siendo su límite inferior=2,30 y su límite superior=4,32.

Tabla 4. Fiabilidad de las variables estudiadas en el pie izquierdo en la segunda sesión

VARIABLES (cm) N=87	MEDIA \pm SD (IC95%)	CV (%)	ICC (95% CI)	SEM	%ERROR SEM	MDC	VN (VN Inferior- VN superior)
Punto medio de base de sustentación en dinámica 2ª sesión	3,50 \pm 1,29 (3,22-3,77)	37,03	0,86 (0,80-0,91)	0,48	13,74	1,33	3,50 \pm 2,54 (0,96-6,03)
Desplazamiento de dos pisadas 2ª sesión	1,99 \pm 0,13 (1,97-2,02)	6,59	0,47 (0,28-0,63)	0,10	4,79	0,26	1,99 \pm 0,26 (1,74-2,25)
Ancho de paso 2ª sesión	11,55 \pm 0,70 (11,40-11,70)	6,04	0,84 (0,78-0,89)	0,28	2,41	0,77	11,55 \pm 1,37 (10,18-12,92)
Base de sustentación en dinámica 2ª sesión	3,31 \pm 0,52 (3,20-3,42)	15,57	0,76 (0,67-0,83)	0,25	7,68	0,71	3,31 \pm 1,02 (2,30-4,32)

Abreviaciones: SD, desviación estándar; CV, coeficiente de variación; ICC, coeficiente de relación interclase, CI, intervalo de confianza; SEM, error estándar de medición, MDC, mínimo cambio detectable; VN, valores de normalidad.

Fiabilidad intersesión pie derecho

En la tabla 5, se muestran los resultados del análisis de la fiabilidad del pie derecho en la intersesión; es decir, se compara la media entre el pie derecho en la primera y segunda sesión. De las cuatro variables estudiadas tres de ellas muestran una gran fiabilidad; estas variables son Punto medio de base de sustentación en dinámica, Ancho de paso y Base de sustentación en dinámica. La variable Desplazamiento de dos pisadas es la variable cuya fiabilidad es menor.

Siguiendo el orden de las variables descritas en la tabla los valores que obtenemos en la variable Punto medio de base de sustentación en dinámica son los siguientes: Media primera sesión=3,32, SD primera sesión=1,43 siendo su límite inferior= 3,02 y su límite superior= 3,62, media segunda Sesión=3,50, SD segunda sesión=1,29 siendo su límite inferior=3,22 y su límite superior 3,77 media intersesión=3,41, SD intersesión=0,13 siendo su límite inferior=3,38 y su límite superior 3,43, P valor=0,34, ICC=0,92 siendo su límite inferior=0,87 y su límite superior=0,95, CV%=3,71, SEM=0,04, error SEM%=1,06, MDC=0,10, CR=3,37, LoA= -0,18 siendo su límite inferior= -3,55 y su límite superior=3,19, VN=3,41±0,25 siendo su límite inferior=3,16 y su límite superior=3,65.

La variable Desplazamiento de dos pisadas muestra los siguientes resultados en la intersesión: Media primera sesión=1,85, SD primera sesión=0,12 siendo su límite inferior 1,83 y su límite inferior 1,88, media segunda sesión=1,99, SD segunda sesión=0,13 siendo su límite inferior 1,97 y su límite superior=2,02, media intersesión=1,92, SD intersesión=0,10 siendo su límite inferior 1,90 y su límite superior 1,94, P valor=0,15, ICC=0,64 siendo su límite inferior=0,44 y su

límite superior=0,76, CV%=5,18, SEM=0,06, error SEM%=3,13, MDC=0,17, CR=1,79, LoA= -0,14 siendo su límite inferior= -1,93 y su límite superior=1,65, VN=1,92±0,20 siendo su límite inferior=1,73 y su límite superior=2,12.

La variable Ancho de paso obtuvo los siguientes resultados: Media primera sesión=11,20, SD primera sesión=0,66 siendo su límite inferior= 11,06 y su límite superior= 11,34,, media segunda sesión=11,55, SD segunda sesión=0,70, siendo su límite inferior 11,40 y su límite superior 11,70, media intersesión=11,38, SD intersesión=0,25 siendo su límite inferior=11,33 y su límitesuperior= 11,43, P valor=0,03, ICC=0,93 siendo su límite inferior=0,89 y su límite superior=0,95, CV%=2,16, SEM=0,07, error SEM%=0,59, MDC=0,18, CR=2,91, LoA= -0,35 siendo su límite inferior= -3,25 y su límite superior=2,56, VN=11,38±0,49 siendo su límite inferior=10,90 y su límite superior=11,86.

Terminamos la tabla 5 con la última variable descrita; ésta variable es Base de sustentación en dinámica se obtuvo los siguientes resultados: Media primera sesión=3,11, SD primera sesión=0,37 siendo su límite inferior= 3,03 y su límite superior = 3,19 media segunda sesión=3,31, SD segunda sesión=0,52 siendo su límite inferior 3,20 y su límite superior 3,42media intersesión=3,21, SD intersesión=0,14 siendo su límite inferior 3,18 y su límite superior 3,24, P valor=0,12, ICC=0,88 siendo su límite inferior=0,81 y su límite superior=0,92, CV%=4,48, SEM=0,05, error SEM%=1,57, MDC=0,14, CR=2,36, LoA= -0,20 siendo su límite inferior= -2,57 y su límite superior=2,16, VN=3,21±0,28 siendo su límite inferior=2,93 y su límite superior=3,49

Tabla 5. Fiabilidad de las variables en el pie derecho en la intersesión.

VARIABLES (cm)	PRIMERA SESIÓN MEDIA ± SD (IC95%)	SEGUNDA SESIÓN MEDIA ± SD (IC95%)	INTERSESIÓN MEDIA ± SD (IC95%)	P VALOR (wilcoxon test)	ICC (95% CI)	CV (%)
Punto medio de base de sustentación en dinámica	3,32±1,43 (3,02-3,62)	3,50±1,29 (3,22-3,77)	3,41±0,13 (3,38-3,43)	0,34	0,92 (0,87-0,95)	3,71
Desplazamiento de dos pisadas	1,85±0,12 (1,83-1,88)	1,99±0,13 (1,97-2,02)	1,92±0,10 (1,90-1,94)	0,15	0,64 (0,44-0,76)	5,18
Ancho de paso	11,20±0,66 (11,06-11,34)	11,55±0,70 (11,40-11,70)	11,38±0,25 (11,33-11,43)	0,03	0,93 (0,89-0,95)	2,16
Base de sustentación en dinámica	3,11±0,37 (3,03-3,19)	3,31±0,52 (3,20-3,42)	3,21±0,14 (3,18-3,24)	0,12	0,88 (0,81-0,92)	4,48

VARIABLES (cm)	SEM	%ERROR SEM	MDC	CR	LoA (IC95%) (LoA Inf- LoA Sup)	VN (VN Inf- VN Sup)
Punto medio de base de sustentación en dinámica	0,04	1,06	0,10	3,37	-0,18 (-3,55-3,19)	3,41±0,25 (3,16-3,65)
Desplazamiento de dos pisadas	0,06	3,13	0,17	1,79	-0,14 (-1,93-1,65)	1,92±0,20 (1,73-2,12)
Ancho de paso	0,07	0,59	0,18	2,91	-0,35 (-3,25-2,56)	11,38±0,49 (10,90-11,86)
Base de sustentación en dinámica	0,05	1,57	0,14	2,36	-0,20 (-2,57-2,16)	3,21±0,28 (2,93-3,49)

Abreviaciones: SD, desviación estándar; IC, intervalo de confianza; ICC, coeficiente de relación; CV, coeficiente de variación interclase; SEM, error estándar de medición; MDC, mínimo cambio detectable; CR, coeficiente de repetibilidad; LoA, límite de concordancia; VN, valores de normalidad. Significación estadística para un valor $p < 0,05$, con un intervalo de confianza del 95%.

Fiabilidad intrasesión 1ª y 2ª sesión pie izquierdo

En la tabla 6, se muestran los resultados del análisis de fiabilidad para el pie izquierdo en la primera sesión. De las cuatro variables estudiadas dos de ellas muestran una gran fiabilidad; estas variables son Punto medio de base de sustentación en dinámica y Desplazamiento de dos pisadas. La variable Ancho de paso y Base de sustentación en dinámica también cuenta con una buena fiabilidad.

Si seguimos el orden descrito en la tabla, la variable Punto medio de base de sustentación en dinámica en la primera sesión obtuvo los siguientes resultados: Media=4,26, DS=1,08 siendo su límite inferior= 4,04 y su límite superior= 4,49, CV%=25,42, ICC=0,84 siendo su límite inferior=0,78 y su límite superior=0,89, el valor SEM=0,43, SEM%=10,06, MDC=1,19, VN=4,26±2,12 siendo su límite inferior=2,14 y su límite superior=6,39.

La variable Desplazamiento de dos pisadas obtuvo los siguientes resultados en la primera sesión: Media=2,14, DS=0,29 siendo su límite inferior=2,07 y su límite superior=2,20, CV%=13,64, ICC=0,81 siendo su límite inferior=0,75 y su límite superior=0,87, el valor SEM=0,13, SEM%=5,88, MDC=0,35, VN=2,14±0,57 siendo su límite inferior=1,56 y su límite superior=2,71.

La variable Ancho de paso en la primera sesión obtuvo los siguientes resultados: Media=10,88, DS=1,09 siendo su límite inferior=10,65 y su límite superior=11,11, CV%=9,99, ICC=0,783siendo su límite inferior=0,70 y su límite superior=0,85, el valor SEM=0,51, SEM%=4,66, MDC=1,40, VN=10,88±2,13 siendo su límite inferior=8,75 y su límite superior=13,01.

Terminamos la tabla con los la variable Base de sustentación en dinámica cuyos resultados en la primera sesión son los siguientes: Media=3,21, DS=0,65 siendo su límite inferior=3,07 y su límite superior=3,35, CV%=20,13, ICC=0,70 siendo su límite inferior=0,59 y su límite superior=0,79, el valor SEM=0,35, SEM%=11,00, MDC=0,98, VN=3,21±1,27 siendo su límite inferior=1,94 y su límite superior=4,48.

Tabla 6. Fiabilidad de las variables estudiadas en el pie izquierdo en la primera sesión.

VARIABLES (cm) N=87	MEDIA±SD (IC95%)	CV (%)	ICC (95% CI)	SEM	%ERROR SEM	MDC	VN (VN Inferior- VN superior)
Punto medio de base de sustentación en dinámica 1ª sesión	4,26±1,08 (4,04-4,49)	25,42	0,84 (0,78-0,89)	0,43	10,06	1,19	4,26±2,12 (2,14-6,39)
Desplazamiento de dos pisadas 1ªsesión	2,14±0,29 (2,07-2,20)	13,64	0,81 (0,75-0,87)	0,13	5,88	0,35	2,14±0,57 (1,56-2,71)
Ancho de paso 1ªsesión	10,88±1,09 (10,65-11,11)	9,99	0,78 (0,70-0,85)	0,51	4,66	1,40	10,88±2,13 (8,75-13,01)
Base de sustentación en dinámica 1ªsesión	3,21±0,65 (3,07-3,35)	20,13	0,70 (0,59-0,79)	0,35	11,00	0,98	3,21±1,27 (1,94-4,48)

Abreviaciones: SD, desviación estándar; CV, coeficiente de variación; ICC, coeficiente de relación interclase, CI, intervalo de confianza; SEM, error estándar de medición, MDC, mínimo cambio detectable; VN; valores de normalidad.

En la tabla 7, se muestran los resultados del análisis de fiabilidad para el pie izquierdo en la segunda sesión. De las cuatro variables estudiadas sólo una de ellas muestra una gran fiabilidad; esta variable es Punto medio de base de sustentación en dinámica. Las demás variables (Desplazamiento de dos pisadas, Ancho de paso y Base de sustentación en dinámica) cuenta con una buena fiabilidad.

Si seguimos el orden descrito en la tabla la variable Punto medio de base de sustentación en dinámica en la segunda sesión obtuvo los siguientes resultados: Media=4,65, DS=1,12 siendo su límite inferior=4,42 y su límite superior=4,89, CV%=24,08, ICC=0,84 siendo su límite inferior=0,77 y su límite superior=0,89, el valor SEM=0,45, SEM%=9,63, MDC=1,24, VN=4,65±2,19 siendo su límite inferior=2,46 y su límite superior=6,85.

La variable Desplazamiento de dos pisadas obtuvo los siguientes resultados en la segunda sesión: Media=1,96, DS=0,35 siendo su límite inferior=1,89 y su límite superior=2,03, CV%=17,71, ICC=0,74 siendo su límite inferior=0,64 y su límite superior=0,81, el valor SEM=0,18, SEM%=9,07, MDC=0,49, VN=1,96±0,68 siendo su límite inferior=1,28 y su límite superior=2,64.

La variable Ancho de paso en la segunda sesión obtuvo los siguientes resultados: Media=10,91, DS=1,09 siendo su límite inferior=10,69 y su límite superior=11,14, CV%=9,98, ICC=0,80 siendo su límite inferior=0,72 y su límite superior=0,86, el valor SEM=0,49, SEM%=4,50, MDC=1,36, VN=10,91±2,13 siendo su límite inferior=8,78 y su límite superior=13,05.

Terminamos la tabla con los la variable Base de sustentación en dinámica cuyos resultados en la segunda sesión son los siguientes: Media=3,23, DS=0,74 siendo

su límite inferior=3,07 y su límite superior=3,39, CV%=22,94, ICC=0,72 siendo su límite inferior=0,61 y su límite superior=0,80, el valor SEM=0,39, SEM%=12,23, MDC=1,09, VN=3,23±1,45 siendo su límite inferior=1,78 y su límite superior=4,68.

Tabla 7. Fiabilidad de las variables estudiadas en el pie izquierdo en la segunda sesión.

VARIABLES (cm) N=87	MEDIA \pm SD (IC95%)	CV (%)	ICC (95% CI)	SEM	%ERROR SEM	MDC	VN (VN Inferior- VN superior)
Punto medio de base de sustentación en dinámica 2ª sesión	4,65 \pm 1,12 (4,42-4,89)	24,08	0,84 (0,77-0,89)	0,45	9,63	1,24	4,65 \pm 2,19 (2,46-6,85)
Desplazamiento de dos pisadas 2ª sesión	1,96 \pm 0,35 (1,89-2,03)	17,71	0,74 (0,64-0,81)	0,18	9,07	0,49	1,96 \pm 0,68 (1,28-2,64)
Ancho de paso 2ª sesión	10,91 \pm 1,09 (10,69-11,14)	9,98	0,80 (0,72-0,86)	0,49	4,50	1,36	10,91 \pm 2,13 (8,78-13,05)
Base de sustentación en dinámica 2ª sesión	3,23 \pm 0,74 (3,07-3,39)	22,94	0,72 (0,61-0,80)	0,39	12,23	1,09	3,23 \pm 1,45 (1,78-4,68)

Abreviaciones: SD, desviación estándar; CV, coeficiente de variación; ICC, coeficiente de relación interclase, CI, intervalo de confianza; SEM, error estándar de medición, MDC, mínimo cambio detectable; V, valores de normalidad.

Fiabilidad intersesión pie izquierdo

En la tabla 8, se muestran los resultados del análisis de la fiabilidad del pie izquierdo en la intersesión; es decir, se compra la media entre el pie izquierdo en la primera y segunda sesión. De las cuatro variables estudiadas tres de ellas muestran una gran fiabilidad; estas variables son Punto medio de base de sustentación en dinámica, Ancho de paso y Base de sustentación en dinámica. La variable Desplazamiento de dos pisadas es la variable cuya fiabilidad es menor.

Siguiendo el orden de las variables descritas en la tabla los valores que obtenemos en la variable Punto medio de base de sustentación en dinámica son los siguientes: Media primera sesión=4,26, SD primera sesión=1,08 siendo su límite inferior= 4,04 y su límite superior= 4,49 , media segunda sesión=4,65, SD segunda sesión=1,12 siendo su límite inferior=4,42 y su límite superior=4,89, media intersesión=4,46, SD intersesión=0,27 siendo su límite inferior=4,40 y su límite superior=4,52, P valor=0,08, ICC=0,89 siendo su límite inferior=0,83 y su límite superior=0,93, CV%=6,17, SEM=0,09, error SEM%=2,06, MDC=0,25, CR=4,05, LOA= -0,39 siendo su límite inferior= -4,44 y su límite superior=3,66, VN=4,46±0,54 siendo su límite inferior=3,92 y su límite superior=5,00.

La variable Desplazamiento de dos pisadas muestra los siguientes resultados en la intersesión: Media primera sesión=2,14, SD primera sesión=0,29 siendo su límite inferior= 2,07 y su límite superior= 2,20 , media segunda sesión=1,96, SD segunda sesión=0,35 siendo su límite inferior= 1,89 y su límite superior= 2,03, media intersesión=2,05, SD intersesión=0,12 siendo su límite inferior=2,02 y su límite superior=2,07, P valor=0,17, ICC=0,78 siendo su límite inferior=0,67 y su

límite superior=0,86, CV%=6,01, SEM=0,06, error SEM%=2,80, MDC=0,16, CR=2,29, LoA=0,17 siendo su límite inferior= -2,11 y su límite superior=2,46, VN=2,05±0,23 siendo su límite inferior=1,81 y su límite superior=2,29.

La variable Ancho de paso obtuvo los siguientes resultados: Media primera sesión=10,88, SD primera sesión=1,09 siendo su límite inferior= 10,65 y su límite superior=11,11, media segunda sesión=10,91, SD segunda sesión=1,09 siendo su límite inferior=10,69 y su límite superior= 11,14, media intersesión=10,90, SD intersesión=0,02 siendo su límite inferior=10,89 y su límite superior=10,90, P valor=0,86, ICC=0,90 siendo su límite inferior=0,84 y su límite superior=0,93, CV%=0,21, SEM=0,01, error SEM%=0,07, MDC=0,02, CR=3,50, LoA= -0,03 siendo su límite inferior= -3,53 y su límite superior=3,46, VN=10,90±0,04 siendo su límite inferior=10,85 y su límite superior=10,95.

Terminamos la tabla 8 con la última variable descrita; ésta variable es Base de sustentación en dinámica se obtuvo los siguientes resultados: Media primera sesión=3,21, SD primera sesión=0,65 siendo su límite inferior=3,07 y su límite superior=3,35, media segunda sesión=3,23, SD segunda sesión=0,74 siendo su límite inferior=3,07 y su límite superior=3,39, media intersesión=3,22, SD intersesión=0,01 siendo su límite inferior=3,22 y su límite superior=3,22, P valor=0,88, ICC=0,86 siendo su límite inferior=0,78 y su límite superior=0,91, CV%=0,45, SEM=0,01, error SEM%=0,17, MDC=0,02, CR=2,48, LoA= -0,02 siendo su límite inferior= -2,50 y su límite superior=2,46, VN=3,22±0,03 siendo su límite inferior=3,19 y su límite superior=3,25.

Tabla 8. Fiabilidad de las variables en el pie izquierdo en la intersesión.

VARIABLES (cm)	PRIMERA SESIÓN MEDIA ± SD (IC95%)	SEGUNDA SESIÓN MEDIA ± SD (IC95%)	INTERSESIÓN MEDIA ± SD (IC95%)	P VALOR (wilcoxon test)	ICC (95% CI)	CV (%)
Punto medio de base de sustentación en dinámica	4,26±1,08 (4,04-4,49)	4,65±1,12 (4,42-4,89)	4,46±0,27 (4,40-4,52)	0,08	0,89 (0,83-0,93)	6,17
Desplazamiento de dos pisadas	2,14±0,29 (2,07-2,20)	1,96±0,35 (1,89-2,03)	2,05±0,12 (2,02-2,07)	0,17	0,78 (0,67-0,86)	6,01
Ancho de paso	10,88±1,09 (10,65-11,11)	10,91±1,09 (10,69-11,14)	10,90±0,02 (10,89-10,90)	0,86	0,90 (0,84-0,93)	0,21
Base de sustentación en dinámica	3,21±0,65 (3,07-3,35)	3,23±0,74 (3,07-3,39)	3,22±0,01 (3,22-3,22)	0,88	0,86 (0,78-0,91)	0,45

VARIABLES (cm)	SEM	%ERROR SEM	MDC	CR	LoA (IC95%) (LoA Inf- LoA Sup)	VN (VN Inf- VN Sup)
Punto medio de base de sustentación en dinámica	0,09	2,06	0,25	4,05	-0,39 (-4,44-3,66)	4,46±0,54 (3,92-5,00)
Desplazamiento de dos pisadas	0,06	2,80	0,16	2,29	0,17 (-2,11-2,46)	2,05±0,23 (1,81-2,29)
Ancho de paso	0,01	0,07	0,02	3,50	-0,03 (-3,53-3,46)	10,90±0,04 (10,85-10,95)
Base de sustentación en dinámica	0,01	0,17	0,02	2,48	-0,02 (-2,50-2,46)	3,22±0,03 (3,19-3,25)

Abreviaciones: SD, desviación estándar; IC, intervalo de confianza; ICC, coeficiente de relación; CV, coeficiente de variación interclase; SEM, error estándar de medición; MDC, mínimo cambio detectable; CR, coeficiente de repetibilidad; LOA, límite de concordancia; VN, valores de normalidad.

Fiabilidad intrasesión 1ª y 2ª sesión ambos pies

En la tabla 9, se muestran los resultados del análisis de fiabilidad de los dos pies, tanto izquierdo como derecho, en la primera sesión. De las cuatro variables estudiadas tres de ellas muestran una gran fiabilidad; estas variables son Punto medio de base de sustentación en dinámica, Ancho de paso y Base de sustentación en dinámica. La que más destaca de las tres es Ancho de paso, pero también tenemos que tener en cuenta la buena fiabilidad que presenta Desplazamiento de dos pisadas.

Si seguimos el orden descrito en la tabla la variable Punto medio de base de sustentación en dinámica en la primera sesión obtuvo los siguientes resultados: Media=3,93, DS=1,37 siendo su límite inferior=3,64 y su límite superior=4,22, CV%=34,85, ICC=0,88 siendo su límite inferior=0,82 y su límite superior=0,92, el valor SEM=0,46, SEM%=11,82, MDC=1,29, VN=3,93±2,69 siendo su límite inferior=1,25 y su límite superior=6,62.

La variable Desplazamiento de dos pisadas obtuvo los siguientes resultados en la primera sesión: Media=1,96, DS=0,18 siendo su límite inferior=0,14 y su límite superior=0,22, CV%=9,40, ICC=0,76 siendo su límite inferior=0,67 y su límite superior=0,83, el valor SEM=0,09, SEM%=4,63, MDC=0,25, VN=1,96±0,36 siendo su límite inferior=1,60 y su límite superior=2,32.

La variable Ancho de paso en la primera sesión obtuvo los siguientes resultados: Media=11,02, DS=0,65 siendo su límite inferior=0,51 y su límite superior=0,79, CV%=5,86, ICC=0,91 siendo su límite inferior=0,87 y su límite superior=0,94, el valor SEM=0,20, SEM%=1,78, MDC=0,54, VN=11,03±1,27 siendo su límite inferior=9,76 y su límite superior=12,29.

Terminamos la tabla con los la variable Base de sustentación en dinámica cuyos resultados en la primera sesión son los siguientes: Media=3,14, DS=0,43 siendo su límite inferior=0,34 y su límite superior=0,52, CV%=13,72, ICC=0,81 siendo su límite inferior=0,74 y su límite superior=0,87, el valor SEM=0,19, SEM%=5,95, MDC=0,52, VN=3,14±0,84 siendo su límite inferior=2,29 y su límite superior=3,98.

Tabla 9. Fiabilidad de las variables de ambos pies en la primera sesión.

VARIABLES (cm)	MEDIA ± SD(IC95%)	CV (%)	ICC (95% CI)	SEM	%ERROR SEM	MDC	VN (VN Inferior- VN superior)
Punto medio de base de sustentación en dinámica 1ª sesión	3,93±1,37 (3,64-4,22)	34,85	0,88 (0,82-0,92)	0,46	11,82	1,29	3,93±2,69 (1,25-6,62)
Desplazamiento de dos pisadas 1ªsesión	1,96±0,18 (0,14-0,22)	9,40	0,76 (0,67-0,83)	0,09	4,63	0,25	1,96±0,36 (1,60-2,32)
Ancho de paso 1ªsesión	11,02±0,65 (0,51-0,79)	5,86	0,91 (0,87-0,94)	0,20	1,78	0,54	11,02±1,27 (9,76-12,29)
Base de sustentación en dinámica 1ªsesión	3,14±0,43 (0,34-0,52)	13,72	0,81 (0,74-0,87)	0,19	5,95	0,52	3,14±0,84 (2,29-3,98)

Abreviaciones: SD, desviación estándar; CV, coeficiente de variación; ICC, coeficiente de relación interclase, CI, intervalo de confianza; SEM, error estándar de medición, MDC, mínimo cambio detectable; V, valores de normalidad.

En la tabla 10, se observan los resultados de ambos pies en la segunda sesión. De las cuatro variables estudiadas tres de ellas muestran una gran fiabilidad; estas variables son Punto medio de base de sustentación en dinámica, Ancho de paso y Base de sustentación en dinámica. La que más destaca de las tres es Ancho de paso en esta segunda sesión. La variable con menor fiabilidad es Desplazamiento de dos pisadas.

Si seguimos el orden descrito en la tabla la variable Punto medio de base de sustentación en dinámica en la segunda sesión obtuvo los siguientes resultados: Media=4,07, DS=1,20 siendo su límite inferior=0,95 y su límite superior=1,45 , CV%=29,47, ICC=0,86 siendo su límite inferior=0,80 y su límite superior=0,90, el valor SEM=0,44, SEM%=10,99, MDC=1,24, VN=4,07±2,35 siendo su límite inferior=1,72 y su límite superior=6,43.

La variable Desplazamiento de dos pisadas obtuvo los siguientes resultados en la segunda sesión: Media=1,97, DS=0,20 siendo su límite inferior=0,17 y su límite superior=0,25, CV%=10,38, ICC=0,66 siendo su límite inferior=0,54 y su límite superior=0,76, el valor SEM=0,11, SEM%=5,98, MDC=0,32, VN=1,97±0,40 siendo su límite inferior=1,57 y su límite superior=2,38.

La variable Ancho de paso en la segunda sesión obtuvo los siguientes resultados: Media=11,23, DS=0,54 siendo su límite inferior=0,44 y su límite superior=0,66, CV%=4,86, ICC=0,90 siendo su límite inferior=0,86 y su límite superior=0,93, el valor SEM=0,17, SEM%=1,51, MDC=0,47, VN=11,23±1,07 siendo su límite inferior=10,16 y su límite superior=12,30.

Terminamos la tabla con la variable Base de sustentación en dinámica, cuyos resultados en la segunda sesión son los siguientes: Media=3,27, DS=0,45 siendo

su límite inferior=0,36 y su límite superior=0,54, CV%=13,77, ICC=0,85 siendo su límite inferior=0,79 y su límite superior=0,89, el valor SEM=0,17, SEM%=5,29, MDC=0,48, VN=3,27±0,88 siendo su límite inferior=2,38 y su límite superior=4,15.

Tabla 10. Fiabilidad de las variables de ambos pies en la segunda sesión.

VARIABLES	MEDIA \pm SD (IC95%)	CV (%)	ICC (95% CI)	SEM	%ERROR SEM	MDC	VN (VN Inferior- VN superior)
Punto medio de base de sustentación en dinámica 2ª sesión	4,07 \pm 1,20 (0,95-1,45)	29,47	0,86 (0,80-0,90)	0,44	10,99	1,24	4,07 \pm 2,35 (1,72-6,43)
Desplazamiento de dos pisadas 2ªsesión	1,97 \pm 0,20 (0,17-0,25)	10,38	0,66 (0,54-0,76)	0,11	5,98	0,32	1,97 \pm 0,40 (1,57-2,38)
Ancho de paso 2ªsesión	11,23 \pm 0,54 (0,44-0,66)	4,86	0,90 (0,86-0,93)	0,17	1,51	0,47	11,23 \pm 1,07 (10,16-12,30)
Base de sustentación en dinámica 2ªsesión	3,27 \pm 0,45 (0,36-0,54)	13,77	0,85 (0,79-0,89)	0,17	5,29	0,48	3,27 \pm 0,88 (2,38-4,15)

Abreviaciones: SD, desviación estándar; CV, coeficiente de variación; ICC, coeficiente de relación interclase, CI, intervalo de confianza; SEM, error estándar de medición, MDC, mínimo cambio detectable; V, valores de normalidad.

Fiabilidad intersesión ambos pies

En la tabla 11, se muestran los resultados del análisis de la fiabilidad de ambos pies en la intersesión; es decir, se compra la media entre los dos pies; tanto izquierdo como derecho; en la primera y segunda sesión. Todas las variables presentan una alta fiabilidad cabe destacar las variables Base de sustentación en dinámica y Ancho de paso.

Siguiendo el orden de las variables descritas en la tabla los valores que obtenemos en la variable Punto medio de base de sustentación en dinámica son los siguientes: Media primera sesión=3,93, SD primera sesión=1,37 siendo su límite inferior=3,64 y su límite superior=4,22, media segunda sesión=4,07, SD segunda sesión=1,20 siendo su límite inferior=0,95 y su límite superior=1,45, media intersesión=4,00, SD intersesión=0,10 siendo su límite inferior=3,98 y su límite superior=4,02, P valor=0,37, ICC=0,94 siendo su límite inferior=0,91 y su límite superior=0,96, CV%=2,51, SEM=0,02, error SEM%=0,60, MDC=0,06, CR=2,88, LOA=0,14 siendo su límite inferior= -2,74 y su límite superior=3,03, VN=4,00±0,19 siendo su límite inferior=3,80 y su límite superior=4,20.

La variable Desplazamiento de dos pisadas muestra los siguientes resultados en la intersesión: Media primera sesión=1,96, SD primera sesión=0,18 siendo su límite inferior=0,14 y su límite superior=0,22, media segunda sesión=1,97, SD segunda sesión=0,20 siendo su límite inferior=0,17 y su límite superior=0,25, media intersesión=0,97, SD intersesión=0,01 siendo su límite inferior=1,97 y su límite superior=1,97, P valor=0,83, ICC=0,86 siendo su límite inferior=0,79 y su límite superior=0,91, CV%=0,52, SEM=0,00, error SEM%=0,19, MDC=0,01,

CR=1,30, LOA=0,01 siendo su límite inferior= -1,29 y su límite superior=1,32, VN=1,97±0,01 siendo su límite inferior=1,95 y su límite superior=1,99.

La variable Ancho de paso obtuvo los siguientes resultados: Media primera sesión=11,02, SD primera sesión=0,64 siendo su límite inferior=0,51 y su límite superior=0,79, media segunda sesión=11,23, SD segunda sesión=0,54 siendo su límite inferior=0,44 y su límite superior=0,66, media intersesión=11,12, SD intersesión=0,14 siendo su límite inferior=11,10 y su límite superior=11,14, P valor=0,06, ICC=0,90 siendo su límite inferior=0,87 y su límite superior=0,93, CV%=1,33, SEM=0,03, error SEM%=0,27, MDC=0,08, CR=2,08, LOA=0,21 siendo su límite inferior= -1,87 y su límite superior=2,29, VN=11,12±0,29 siendo su límite inferior=10,83 y su límite superior=11,41.

Terminamos la tabla 11 con la última variable descrita; ésta variable es Base de sustentación en dinámica se obtuvo los siguientes resultados: Media primera sesión=3,14, SD primera sesión=0,43, media segunda sesión=3,27, SD segunda sesión=0,45 , siendo su límite inferior=0,36 y su límite superior=0,54 media intersesión=3,20, SD intersesión=0,09 siendo su límite inferior=3,19 y su límite superior=3,20 , P valor=0,37, ICC=0,93 siendo su límite inferior=0,89 y su límite superior=0,95, CV%=2031,74, SEM=0,02, error SEM%=0,73, MDC=0,06, CR=2,88, LOA=0,14 siendo su límite inferior= -2,74 y su límite superior=3,03, VN=3,20±0,18 siendo su límite inferior=3,02 y su límite superior=3,38.

Tabla 11. Fiabilidad de las variables en la intersesión de ambos pies.

VARIABLES N=87	PRIMERA SESIÓN MEDIA ± SD (IC95%)	SEGUNDA SESIÓN MEDIA ± SD (IC95%)	INTERSESIÓN MEDIA ± SD (IC95%)	P Valor	ICC (95% CI)	CV (%)
Punto medio de base de sustentación en dinámica	3,93±1,37 (3,64-4,22)	4,07±1,20 (0,95-1,45)	4,00±0,10 (3,98-4,02)	0,37	0,94 (0,91-0,96)	2,51
Desplazamiento de dos pisadas	1,96±0,18 (0,14-0,22)	1,97±0,20 (0,17-0,25)	1,97±0,01 (1,97-1,97)	0,83	0,86 (0,79-0,91)	0,52
Ancho de paso	11,02±0,65 (0,51-0,79)	11,23±0,54 (0,44-0,66)	11,12±0,14 (11,10-11,14)	0,06	0,90 (0,87-0,93)	1,33
Base de sustentación en dinámica	3,14±0,43 (0,34-0,52)	3,27±0,45 (0,36-0,54)	3,20±0,09 (3,19-3,20)	0,37	0,93 (0,89-0,95)	2031,74

VARIABLES N=87	SEM	%ERROR SEM	MDC	CR	LoA (IC95%) (LoA Inf- LoA Sup)	VN (VN Inf- VN Sup)
Punto medio de base de sustentación en dinámica	0,02	0,60	0,06	2,88	0,14 (-2,74-3,03)	4,00±0,19 (3,80-4,20)
Desplazamiento de dos pisadas	0,00	0,19	0,01	1,30	0,01 (-1,29-1,32)	1,97±0,01 (1,95-1,99)
Ancho de paso	0,03	0,27	0,08	2,08	0,21 (-1,87-2,29)	11,12±0,29 (10,83-11,41)
Base de sustentación en dinámica	0,02	0,73	0,06	2,88	0,14 (-2,74-3,03)	3,20±0,18 (3,02-3,38)

Abreviaciones: SD, desviación estándar; IC, intervalo de confianza; ICC, coeficiente de relación; CV, coeficiente de variación interclase; SEM, error estándar de medición; MDC, mínimo cambio detectable; CR, coeficiente de repetibilidad; LOA, límite de concordancia; VN, valores de normalidad.

VIII

DISCUSIÓN

VIII. DISCUSIÓN

Hemos hablado, en este estudio, de la biomecánica de la marcha y su definición (1). También hemos comentado las diferentes fases de la marcha humana relacionando en cada una de ellas los movimientos y acciones musculares que ocurren en el pie, rodilla y cadera (15). Existen estudios que hablan del ciclo de la marcha y de sus fases como nosotros hemos explicado, pero de manera breve sin meterse en profundidad no sólo en las diferentes fases como también como cuantificar cada movimiento con mecanismos que no sea sólo el visual (19). Hemos hablado de muchos sistemas que existen en el mercado para cuantificar los parámetros espaciotemporales de la marcha humana, herramientas que nos ayudan a cuantificar de manera precisa estos parámetros.

Hoy en día se han puesto de moda los dispositivos usados para mejorar la carrera denominados Wearables (57) y hay pocos estudios que hablen de sus características como nosotros hemos hecho. Hemos repasado en la bibliografía estudios que hacen referencia a ellos, pero de manera independiente y sólo para cuantificar datos sin mencionar sus características (59).

Nuestra investigación se ha centrado en validar las variables del sistema cinemático de fotocélulas Optogait® en dos dimensiones para poder ser usado en clínica. Estas cuatro variables son las siguientes: Ancho de paso, base de sustentación en dinámica, punto medio de base de sustentación en dinámica y desplazamiento de dos pisadas.

Para ello hemos realizado el estudio con una muestra de 87 sujetos. Hemos encontrado en la biografía diferentes estudios con el sistema óptico de la marcha

Optogait® (105) con una muestra pequeña que sólo cuenta con 20 sujetos con artroartrosis de cadera, artroplastia completa de cadera y sujetos sanos. Los parámetros espacios-temporales que miden son velocidad de la marcha, longitud de paso, tiempo de postura, tiempo de giro, tiempo de apoyo único y tiempo de apoyo doble de apoyo total para explorar las diferencias en las estructuras de memoria a largo plazo específicas de la marcha y el rendimiento real de la marcha entre los pacientes con artrosis de cadera, los pacientes observados seis meses después de la artroplastia total de cadera y los sujetos sanos para comprender el papel de la representación mental de la marcha para la rehabilitación (105). La variabilidad de la marcha se midió con el sistema óptico Optogait® y la representación mental específica de la marcha se evaluó mediante el análisis dimensional de las representaciones mentales. Éste estudio llegó a la conclusión de que el rendimiento de la marcha real y las estructuras de memoria a largo plazo específicas de la marcha difieren entre los pacientes con artrosis de cadera y los sujetos sanos, destacando que algunos de estos cambios relacionados con la enfermedad aún eran evidentes en pacientes atendidos seis meses después de la artroplastia total de cadera (105). En comparación con nuestro estudio no dicen cuál es la cadera que tiene osteoartrosis, ni el sexo de los sujetos con los que es necesario acotar más la muestra del estudio en cuanto a condición antropométrica y fisiológica como nosotros hemos realizado. También tenemos que tener en cuenta que el sistema proporciona muchas otras variables que no son analizadas. Lo mismo sucede en otro estudio (106) realizado con sujetos sanos y sujetos con artrosis de rodilla que no especifican que rodilla presenta artrosis y la muestra para hacer el análisis estadístico es realmente pequeña ya que sólo cuenta con 18 sujetos sanos y 18 con artrosis de rodilla. Son numerosos los estudios en los que presentan una muestra realmente

pequeña para la realización de un análisis estadístico (107). En estos estudios con muestras pequeñas (108) nos hablan de pacientes con patologías y haciendo comparaciones entre dos sistemas ópticos de la marcha sin cuantificarni validar las variables para considerar estos sistemas fiables para poder ser usados en clínica (109).

Se han hecho estudios en los que se examinan los sujetos con el sistema Optogait® sobre cinta de correr en sujetos con accidente cerebrovascular con marcha hemipléjica (110) lo cual puede alterar ligeramente la forma de caminar de los sujetos frente al análisis en suelo firme. En nuestro estudio hacemos caminar a los sujetos descalzos sobre suelo firme, ya que el sistema Optogait® posee las fotocélulas a 3mm de altura sobre el suelo, esto quiere decir que empieza a cuantificar 3mm antes que el pie contacte con el suelo y así no se muestra alterada la marcha si ya partimos de una altura como pasa en la cinta de correr. Por ello sería necesario estudios con Optogait® para valorar si es fiableeste sistema en cinta de correr. Lo mismo ocurre en estudios que se realizan con plataformas de presiones; los sensores de presión empiezan a cuantificar en segundos cuando el pie contacta con el suelo (92).

Mencionar un estudio realizado (91) que ha analizado la fiabilidad del sistema de células fotoeléctricas Optogait® para la cualificación de los parámetros espacios temporales de la marcha en adultos jóvenes. Se han sometido a este estudio 126 participantes de los cuales 41 varones y 85 mujeres entre 25 y 30 años. Como en nuestro trabajo fueron evaluados los participantes en dos sesiones separadas por dos semanas. Se les hizo caminar descalzos sobre suelo firme a velocidad constante sobre una pasarela de 10m que consta de 10 barras de transmisión-recepción colocadas paralelas a 1,20 m de distancia. Los sujetos comenzaban a caminar desde un punto de 2m enfrente de la barra y se detienen en un punto

de 2m detrás de la última barra minimizando así el efecto de aceleración y desaceleración. Los participantes siguieron este protocolo 10 veces por sesión. Se estudiaron así las 19 variables espacio temporales de la marcha: Tiempo progresivo del paso, fase de contacto del talón, distancia, paso, zancada, fase de balanceo, fase de pie plano, apoyo unilateral, cadencia, ciclo de la marcha, fase de propulsión, tiempo de contacto, fase de carga, apoyo bilateral, prebalanceo, velocidad, precarga, tiempo de paso y aceleración (91).

Los resultados de este estudio presentan en todas las variables un valor de ICC superiores a 0,75 tanto intrasesión como intersesión exceptuando la variable aceleración que presenta una fiabilidad nula (91). Con este estudio se han determinado los valores de normalidad de las 19 variables espacio-temporales de la marcha registradas en el sistema optogait® con un intervalo de confianza del 95%, en una población sana comprendida entre 25 y 30 años (91). Este estudio no hace referencia a las 4 nuevas variables que el sistema ofrece por lo que es necesario estudiar la fiabilidad y repetibilidad de estas variables.

Después de Analizar los diferentes estudios realizados con el sistema óptico Optogait® nuestro objetivo ha sido determinar la fiabilidad y reproductibilidad de las variables del sistema Optogait® en dos dimensiones.

Con relación a la fiabilidad estudiada en el pie derecho durante la primera sesión la fiabilidad de las variables de mayor a menor fiabilidad fueron Punto medio de base de sustentación en dinámica, Ancho de paso, Base de sustentación en dinámica y Desplazamiento de dos pisadas.

Cuando se analizaron la fiabilidad de las variables en el mismo pie derecho en una segunda sesión, las variables de mayor a menor fiabilidad fueron Punto medio de base de sustentación en dinámica, Ancho de paso, Base de

sustentación en dinámica y Desplazamiento de dos pisadas, por tanto, mantienen el mismo orden de fiabilidad

Cuando analizamos los resultados del pie derecho en ambas sesiones, obteniendo un valor medio denominado intersesión, encontramos que la fiabilidad de las variables mejora muchísimo y las variables de mayor a menor fiabilidad fueron Punto medio de base de sustentación en dinámica, Ancho de paso, Base de sustentación en dinámica y Desplazamiento de dos pisadas por lo que se mantiene el orden.

Por otro lado, los valores del %CV como los valores del SEM son muy bajos, indicando un margen de error muy pequeño lo que aumenta su fiabilidad.

El MDC obtenido en cada variable nos va a indicar la medida en la que los resultados por encima de estos valores no se deben al azar, por lo que resultados por debajo del valor del MDC significaría que esa diferencia se debe al azar.

Igualmente, el CR nos indican la variación que se observa cuando medimos la misma variable muchas veces, usando el mismo sistema de medición, bajo las mismas condiciones.

Así mismo, los resultados obtenidos en el LoA son muy cercanos a cero por lo que no hay evidencia de una gran variabilidad.

Con relación a la repetibilidad, hemos encontrado que, al analizar los resultados de las variables en el pie derecho en primera y segunda sesión, no hay diferencias significativas ($P > 0,05$) en las variables Punto medio de base de sustentación en dinámica, Base de sustentación en dinámica y Desplazamiento de dos pisadas, a excepción de la variable Ancho de paso, donde sí que se han encontrado diferencias significativas ($P < 0,05$) entre los resultados obtenidos en la primera sesión al compararlos con los valores obtenidos en la segunda sesión.

Con relación a la fiabilidad de las variables estudiadas en el pie izquierdo durante la primera sesión; las variables de mayor a menor fiabilidad fueron, Punto medio de base de sustentación en dinámica, Desplazamiento de dos pisadas, Ancho de paso y Base de sustentación en dinámica.

Cuando se analizaron la fiabilidad de las variables en el mismo pie izquierdo en una segunda sesión, las variables de mayor a menor fiabilidad fueron Punto medio de base de sustentación en dinámica, Ancho de paso, Desplazamiento de dos pisadas y Base de sustentación en dinámica y por tanto no mantienen el mismo orden de fiabilidad.

Cuando analizamos los resultados del pie izquierdo en ambas sesiones, obteniendo un valor medio denominado intersesión, encontramos que la fiabilidad de las variables mejora muchísimo y las variables de mayor a menor fiabilidad fueron Punto medio de base de sustentación en dinámica, Ancho de paso, Base de sustentación en dinámica y Desplazamiento de dos pisadas, pero no mantienen un orden.

Por otro lado, los valores del %CV como los valores del SEM son muy bajos, indicando una margen de error muy pequeño lo que aumenta su fiabilidad.

El MDC obtenido en cada variable nos va a indicar la medida en la que los resultados por encima de estos valores no se deben al azar, por lo que resultados por debajo del valor del MDC significaría que esa diferencia se debe al azar.

Igualmente, el CR nos indican la variación que se observa cuando medimos la misma variable muchas veces, usando el mismo sistema de medición, bajo las mismas condiciones.

Así mismo, los resultados obtenidos en el LoA son muy cercanos a cero por lo que no hay evidencia de una gran variabilidad.

Con relación a la repetibilidad, hemos encontrado que, al analizar los resultados de las variables en el pie izquierdo en primera y segunda sesión, no hay diferencias significativas ($P > 0,05$) en ninguna de las variables.

Con relación a la fiabilidad de las variables estudiadas en ambos pies durante la primera sesión; las variables de mayor a menor fiabilidad fueron, Ancho de paso, Punto medio de base de sustentación en dinámica, Base de sustentación en dinámica y Desplazamiento de dos pisadas.

Cuando se analizaron la fiabilidad de las variables en ambos pies en una segunda sesión, las variables de mayor a menor fiabilidad fueron Ancho de paso, Punto medio de base de sustentación en dinámica, Base de sustentación en dinámica y Desplazamiento de dos pisadas y por tanto mantienen el mismo orden de fiabilidad.

Cuando analizamos los resultados de ambos pies en ambas sesiones, obteniendo un valor medio denominado intersesión, encontramos que la fiabilidad de las variables mejora muchísimo y las variables de mayor a menor fiabilidad fueron Punto medio de base de sustentación en dinámica, Base de sustentación en dinámica, Ancho de paso y Desplazamiento de dos pisadas, pero no mantienen un orden.

Por otro lado, los valores del %CV como los valores del SEM son muy bajos, indicando una margen de error muy pequeño lo que aumenta su fiabilidad, exceptuando la variable Base de sustentación en dinámica que tiene un valor del %CV muy aumentado, este valor se dispara de manera anormal.

El MDC obtenido en cada variable nos va a indicar la medida en la que los resultados por encima de estos valores no se deben al azar, por lo que resultados por debajo del valor del MDC significaría que esa diferencia se debe al azar.

Igualmente, el CR nos indican la variación que se observa cuando medimos la misma variable muchas veces, usando el mismo sistema de medición, bajo las mismas condiciones.

Así mismo, los resultados obtenidos en el LoA son muy cercanos a cero por lo que no hay evidencia de una gran variabilidad.

Con relación a la repetibilidad, hemos encontrado que, al analizar los resultados de las variables en ambos pies en primera y segunda sesión, no hay diferencias significativas ($P > 0,05$) en ninguna de las variables.

Después de analizar todos los datos estadísticos de las variables en dos dimensiones podemos decir que son fiables ya que no existen diferencias importantes entre las sesiones tanto en intersesión como en intrasesión.

Hemos obtenidos los valores de ICC para poder determinar la repetibilidad de las variables (111) mediante la replicación matemática de un conjunto de números obtenidos en una muestra (112). Tenemos que tener en cuenta que el ICC no describe el error que se espera cada vez que se realiza la medición (38) por lo que necesitamos calcular el SEM y calcular así el error esperado del sistema de medición. El error estándar de medición (SEM) se calcula a partir del ICC y la desviación estándar (DS). Como hemos indicado anteriormente los valores del SEM son muy bajos, indicando un margen de error muy pequeño lo que aumenta su fiabilidad.

Para demostrar la fiabilidad de las variables vamos a utilizar la clasificación de Landis y Koch (99). Dicha clasificación considera que una fiabilidad razonable es la que presenta un valor de ICC entre 0,20 y 0,40, mientras que un ICC con valores entre 0,40 y 0,60 se considera fiabilidad moderada. La fiabilidad considerable presenta valores de ICC entre 0,60 y 0,80 y por último Landis y Koch clasifican con una fiabilidad casi perfecta a los valores de ICC que oscilan

entre 0,80 y 1,00 (99).

En este estudio todas las variables que han sido analizadas presentan valores de ICC entre 0,60 y 0.80 por lo que se consideran que presentan una fiabilidad moderada según la clasificación descrita por Landis y Koch.

Otros autores consideran que un ICC por encima de 0,75 son consideradas variables que presentan una buena fiabilidad y valores de ICC por debajo de 0,75 se consideran variables con escasa o moderada fiabilidad (111). Nosotros en este estudio nos hemos posicionado con la clasificación de Landis y Koch (99) porque nos resulta que tiene mayor precisión a la hora de valorar la fiabilidad de las variables.

Tenemos que tener en cuenta, que para obtener un promedio coherente (113) es necesario un mínimo de tres mediciones (114) por lo que en esta investigación se ha utilizado cuatro mediciones o variables en cada individuo y para cada sesión y poder obtener así promedios coherentes.

Después de analizar todas las variables En nuestro estudio sólo la variable Ancho de paso obtiene resultados con diferencia significativa entre 1ª y 2ª sesión, es decir en la intersesión con $p= 0,033$. Ésta misma variable no ha dado diferencia entre 1ª y 2ª sesión, es decir la intersesión para el pie izquierdo, al igual que para los dos pies juntos.

La variable Punto medio de base de sustentación en dinámica no ha dado diferencias intersesión del pie derecho ni pie izquierdo al igual que para los dos pies juntos.

La variable Desplazamiento de dos pisadas ha dado diferencias en la intersesión para el pie derecho e izquierdo al igual que para los dos pies juntos.

La variable Base de sustentación en dinámica no ha dado diferencias significativas tanto intersesión como intrasesión.

LIMITACIONES DEL ESTUDIO:

- ✚ El estudio solamente se ha realizado en personas comprendidas con un rango de edad entre los 25 y 30 años.
- ✚ Las personas que han participado en el estudio no presentan ninguna enfermedad.
- ✚ El sistema no capta con que pie se empieza por lo que hay que indicárselo antes de proceder a la captación de datos.
- ✚ La velocidad con la que se empieza se considera que es siempre la misma pero no es completamente precisa.

FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN:

- ✚ Realizar estudios en personas de diferentes edades.
- ✚ Realizar estudios con personas que presentan patologías como pie plano, pronado, cavo, disimetrías del miembro inferior... y realizar un análisis de la marcha para valorar su tratamiento ortopédico con y sin soporte plantares para ver la mejoría y por lo tanto la evolución del tratamiento.
- ✚ Poder analizar la resolución quirúrgica tanto de espalda como cadera, rodilla o de pie y su afectación en la marcha humana.
- ✚ En la competición de élite poder hacer estudios antes y después de la competición y así analizar y mejorar las marcas del deportista.
- ✚ Poder evaluar las lesiones en deportistas de élite cuando presentan patologías de la marcha y evitar lesiones de repetición.

IX

CONCLUSIONES

IX. CONCLUSIONES

1. Se han establecido los valores de normalidad para una población sana con edades comprendidas entre 25 y 30 años como referencia de normalidad.
2. La variable que presenta mayor fiabilidad es la denominada Punto medio de base de sustentación en dinámica.
3. La variable que presentan menor fiabilidad Desplazamiento de dos pisadas.
4. La variable que presenta mayor repetibilidad, siendo esta la intersesión es la variable denominada Punto medio de base de sustentación en dinámica.
5. La variable que presentan menor repetibilidad es Desplazamiento de dos pisadas.

X

BIBLIOGRAFÍA

X. BIBLIOGRAFÍA

1. Zajac F, Neptune R, Kautz S. Biomechanics and muscle coordination of human walking Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. *Gait Posture*. 2003;17:1-17.
2. Simonsen EB. Contributions to the understanding of gait control. *Dan Med J*. 2014 Apr;61(4):B4823.
3. Sánchez-Lacuesta J. Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Impresores M, editor. Instituto de biomecánica de Valencia; Prad J ed; 1993.
4. Blechschmidt E. Die Architectur des Fersenpolsters. *Morphologisches Jahrbuch* 1934;73:20-68.
5. Martínez f, Cifuentes C, Romero E. Simulation of normal and pathological gaits using a fusion knowledge strategy. *J Neuroeng Rehabil*. 2013 Jul 11;10:73.
6. Agostini V, Balestra G, Knaflitz M. Segmentation and classification of gait cycles. *IEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. 2014 Sep;22(5);946-52. Epub 2013 Nov 26.
7. Catalfamo P., Moser D., Ghousayni S., Ewins D. Detection of gait events using an F-Scan in-shoe pressure measurement system. *Gait Posture*. 2008;28:420-426.
8. Formento P.C., Acevedo R., Ghousayni S., Ewins D. Gait event detection during stair walking using a rate gyroscope. *Sensors*. 2014;14:5470-5485.
9. Coutts F. Gait analysis in the therapeutic environment. *Man Ther* 1999;4(1):2-10.
10. Gronley J.K., Perry J. Gait analysis techniques-Rancho-Los-Amigos-Hospital gait-laboratory. *Phys. Ther*. 1984;64:1831-1838.
11. Perry J., Burnfield M.J. *Gait Analysis: Mormal and Pathological Function*. 2nd ed. SLACK Incorporated; Thorofare, NJ, USA: 2010.
12. Rueterbories J., Spaich E.G., Larsen B., Andersen O.K. Methods for gait event detection and analysis in ambulatory systems. *Med. Eng. Phys*. 2010;32:545-552.
13. Taborri J., Palermo E., Rossi S., Cappa P. Gait partitioning methods: A systematic review. *Sensors*. 2016;16:1579.
14. Gage, J.R., An overview of normal walking. *Instr. Course Lect*.39,291-303 (1990).
15. Martín Noguerras A, Calvo Arenillas JL, Orejuela Rodríguez J, Barbero iglesias FJ, Sánchez Sánchez C. Phases of human gait. *Revlberoam Fisioter Kinesiolo* 1999;2:44-9. Elsevier.
16. Sutherland DH. An electromyographic study of the plantar flexors of the ankle in normal walking on the level. *J Bone Joint Surg Am*. 1966 Jan;48(1):66-71.

17. Murray MP, Drought AB, Kory RC. Walking patterns of normal men. *J Bone Joint Surg Am.* 1964 Mar;46:335-60.
18. Simon S R, Mann R A, Hagy J L, Larsen L J. Role of the posterior calf muscles in normal gait. *J Bone Joint Surg Am.* 1978 Jun;60(4):465- 72.
19. D A Winter D A. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural, and slow cadences. *Clin Orthop Relat Res.* 1983 May;(175):147-54.
20. Nene A, Mayagoitia R, Veltink P. Assessment of rectus femoris function during initial swing phase. *Gait Posture.* 1999 Mar;9(1):1-9.
21. Krebs DE, Edelstein JE, Fishman S. Reliability of observational kinematic gait analysis. *Phys Ther* 1985, 65:1027-1033.
22. Krebs DE. Measurement Theory. *Phys Ther* 1987 Dec;67(12):1834-9.
23. Stacy J Morris Bamberg, Ari Y Benbasat, Danna Moxley Scarborough, David E Krebs, Joseph A Paradiso. Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. *IEE trans Inf Technol Biomed* 2008 Jul;12(4):413-23.
24. Izquierdo-Renau M, Pérez-Soriano P, Ribas-García V, Queralt A. Intra and intersession repeatability and reliability of the S-Plate® pressure platform. *Gait Posture* 2016; 52:224-226.
25. Oerbekke MS, Stukstette MJ, Schütte K, de Bie RA, Pisters MF, Vanwanseele B. Concurrent validity and reliability of wireless instrumented insoles measuring postural balance and temporal gait parameters. *Gait Posture* 2017 ;51:116-124.
26. Kawabata M, Goto K, Fukusaki C, Sasaki K, Hihara E, Mizushina T, Ishii N. Acceleration patterns in the lower and upper trunk during running. *J Sports Sci* 2013;31(16):1841-53.
27. Maffiulett NA, Gorelick M, Kramers-de Quervain I, Bizzini M, Munzinger JP, Tomasetti S, et al. Concurrent validity and intrasession reliability of the IDEEA accelerometry system for the quantification of spatiotemporal gait parameters. *Gait & Posture* 2008; 27:160-3.
28. Maetzler M, Bonchdansky T, abboud RJ. Normal pressure values and repeatability of the Emed® ST 2 system. *Gait Posture* 2010. 32(3):391-4.
29. Van Uden CJ, Besser MP. Test-retest reliability of temporal and spatial gait characteristics measured with an instrumented walkway system (GAITRite). *BMC Musculoskelet Disord* 2004, 5:13.
30. Cavanagh PR. Ground reaction forces in human locomotion. *J Biomech.* 1979;12(8):630-630.
31. Hurkmans HLP, Bussmann JBJ, Selles RW, Horemans HLD, Benda E, Stam HJ, Verhaar JAN. Validity of the Pedar Mobile system for vertical force measurement during a seven-hour period. *JBiomech.* 2006;39(1):110-118.

32. Sneyers CJ, Lysens R, Feys H, Andries R. Influence of malalignment of feet on the plantar pressure pattern in running. *Foot Ankle Int.* 1995;**16**:624-632.
33. Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. Ground reaction forces in running: A re-examination. *J Biomech.* 1987;**20**(2):147-155.
34. Nagel A, Fernholz F, Kibele C, Rosenbaum D. Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: a barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait Posture.* 2008;**27**(1):152-155.
35. Potter J, Potter M. Regrowth patterns of plantar callus. *The Foot.* 2000;**10**:144-148.
36. Menz HB, Zammit GV, Munteanu SE. Plantar pressures are higher under callused regions of the foot in older people. *Clin Exp Dermatol.* 2007;**32**(4):375-380.
37. Veves A, Murray HJ, Young MJ, Boulton AJM. The risk of foot ulceration in diabetic patients with high foot pressure: a prospective study. *Diabetologia.* 1992;**35**:660-663.
38. Minns R, Craxford A. Pressure under the forefoot in rheumatoid arthritis. A comparison of static and dynamic methods of assessment. *Clin Orthop Relat Res.* 1984;**187**:235-242.
39. Jahss M, Kummer F, Michelson J. Investigations into the fat pads of the sole of the foot: heel pressure studies. *Foot Ankle.* 1992;**13**(5):227-232.
40. Bus SA, Maas M, de Lange A, Michels RPJ, Levi M. Elevated plantar pressures in neuropathic diabetic patients with claw/hammer toe deformity. *J Biomech.* 2005;**38**(9):1918-1925.
41. Bus S, van Deursen R, Kanade R, Wissink M, Manning E, van Baal J, Harding K. Plantar pressure relief in the diabetic foot using forefoot offloading shoes. *Gait Posture.* 2008;**29**(4):618-622.
42. Viswanathan V, Madhavan S, Gnanasundaram S, Gopalakrishna G, Das BN, Rajasekar S, A R. Effectiveness of different types of footwear insoles for the diabetic neuropathic foot: a follow-up study. *Diabetes Care.* 2004;**27**(2):474-477.
43. Orlin M, McPoil T. Plantar pressure assessment. *PhysTher.* 2000;**80**:399-409.
44. Murphy D, Beynon B, Michelson J, Vacek P. Efficacy of plantar loading parameters during gait in terms of reliability, variability, effect of gender and relationship between contact area and plantar pressure. *Foot Ankle Int.* 2005;**26**(2):171-179.
45. Maluf K, Morley R, Richter E, Klaesner J, Mueller M. Monitoring in-shoe plantar pressures, temperature, and humidity: reliability and validity of measures from a portable device. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;**82**(8):1119-1127.
46. Barnett S, Cunningham J, West S. A comparison of vertical force and temporal parameters produced by an in-shoe pressure measuring system and a force platform. *Clin Biomech.* 2001;**16**(4):353-357.

47. Kernozek T, Zimmer K. Reliability and running speed effects of in-shoe loading measurements during slow treadmill running. *Foot Ankle Int.* 2000;**21**(9):749-752.
48. Gurney JK, Kersting UG, Rosenbaum D. Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population. *Gait Posture.* 2008;**27**(4):706-709.
49. Giacomozzi C. Appropriateness of plantar pressure measurement devices: A comparative technical assessment. *Gait Posture.* 2010. in press .
50. V Zammit Gerard , B Menz Hylton, E Munteanu Shannon. Reliability of the TekScan MatScan® system for the measurement of plantar forces and pressures during barefoot level walking in healthy adults. *J Foot Ankle Res.* 2010; 3: 11. Published online 2010 Jun 18.
51. M Koldenhoven Rachel, Hertel Jay. Validation of a Wearable Sensor for Measuring Running Biomechanics. *Digit Biomark.* 2018 Aug 2;**2**(2):74-78. eCollection May-Aug 2018.
52. Diaz KM, Krupka DJ, Chang MJ, et al. Fitbit®: an accurate and reliable device for wireless physical activity tracking. *Int J Cardiol.* 2015;**185**:138-140.
53. Kim A, Kim J, Rietdyk S, Ziaie B. A wearable smartphone-enabled camera-based system for gait assessment. *Gait Posture.* 2015;**42**:138-144.
54. Chen KY, Janz KF, Zhu W, Brychta RJ. Re-defining the roles of sensors in objective physical activity monitoring. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;**44**((1 suppl 1)):S13-S23.
55. Chung PYM, Ng GYF. Comparison between an accelerometer and a three-dimensional motion analysis system for the detection of movement. *Physiotherapy.* 2012;**98**:256-259.
56. Lord S, Rochester L, Baker K, Nieuwboer A. Concurrent validity of accelerometry to measure gait in Parkinsons Disease. *Gait Posture.* 2008;**27**:357-359.
57. F DeJong Alexandra, Hertel Jay. Validation of Foot-Strike Assessment Using Wearable Sensors During Running. *mioJ Athl Train.* 2020 Dec 1;**55**(12):1307-1310.
58. L Austin Casey, F Hokanson James, M Mcginnis Peter, Patrick Steved. The Relationship between Running Power and Running Economy in Well-Trained Distance Runners. *Sport (Basel).* 2018 Nov 6;**6**(4):142.
59. Daniels J. A physiologist's view of running economy. *Med. Sci. Sports Exerc.* 1985;**17**:332-338.
60. Fletcher J.R., Esau S.P., MacIntosh B.R. Economy of running: Beyond the measurement of oxygen uptake. *J. Appl. Physiol.* 2009;**107**:1918-1922.
61. Skovgaard C., Christiansen D., Christensen P.M., Almquist N.W., Thomassen M., Bangsbo J. Effect of speed endurance training and reduced training volume on running economy and single muscle fiber adaptations in trained runners. *Physiol. Rep.* 2018;**6**:1-12.

62. Shaw A.J., Ingham S.A., Atkinson G., Folland J.P. The correlation between running economy and maximal oxygen uptake: Cross-sectional and longitudinal relationships in highly trained distance runners. *PLoS ONE*. 2015;10:e0123101.
63. Saunders P.U., Pyne D.B., Telford R.D., Hawley J.A. Factors affecting running economy in trained distance runners. *Sports Med*. 2004;34:465-485.
64. Hunter G.R., McCarthy J.P., Carter S.J., Bamman M.M., Gaddy E.S., Fisher G., Katsoulis K., Plaisance E.P., Newcomer B.R. Muscle fiber type, Achilles tendon length, potentiation, and running economy. *J. Strength Cond. Res*. 2015;29:1302-1309.
65. Williams K.R., Cavanagh P.R. Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J. Appl. Physiol*. 1987;63:1236-1245.
66. Hoogkamer W., Kipp S., Spiering B., Kram R. Altered running economy directly translates to altered distance-running performance. *Med. Sci. Sports Exerc*. 2016;48:2175-2180.
67. Hoogkamer W., Kipp S., Frank J.H., Farina E.M., Luo G., Kram R. A comparison of the energetic cost of running in marathon racing shoes. *Sports Med*. 2017:1-11.
68. Cavanagh P.R., Pollock M.L., Landa J. A biomechanical comparison of elite and good distance runners. *Ann. N. Y. Acad. Sci*. 1977;301:328-345.
69. Tartaruga M.P., Brisswalter J., Peyré-Tartaruga L.A., Ávila A.O., Alberton C.L., Coertjens M., Cadore E.L., Tiggemann C.L., Silva E.M., Kruegel L.F. The relationship between running economy and biomechanical variables in distance runners. *Res. Q. Exerc. Sport*. 2012;83:367-375.
70. Halvorsen K., Eriksson M., Gullstrand L. Acute effects of reducing vertical displacement and step frequency on running economy. *J. Strength Cond. Res*. 2012;26:2065-2070.
71. De Ruiter C.J., Verdijk P.W.L., Werker W., Zuidema M.J., de Haan A. Stride frequency in relation to oxygen consumption in experienced and novice runners. *Eur. J. Sport Sci*. 2014;14:251-258.
72. Lieberman D.E., Warrener A.G., Wang J., Castillo E.R. Effects of stride frequency and foot position at landing on braking force, hip torque, impact peak force and the metabolic cost of running in humans. *J. Exp. Biol*. 2015;218:3406-3414.
73. Alessandra Angelucci, Matteo Cavicchioli, Ilaria A. Cintorrino, Giuseppe Lauricella, Chiara Rossi, Sara Strati, Andrea Aliverti. Smart Textiles and Sensorized Garments for Physiological Monitoring: A Review of Available Solutions and Techniques. *Sensors (Basel)* 2021 Feb; 21(3): 814.
74. Dian Ren, Nathanael Aubert-Kato, Emi Anzai, Yuji Ohta, Julien Tripette. Random forest algorithms for recognizing daily life activities using plantar pressure information: a smart-shoe study. *Peer J*. 2020; 8: e10170.
75. Munro A, Herrington L, Carolan M. Reliability of 2-dimensional video assessment of frontal-plane dynamic knee valgus during common

- athletic screening tasks. *J Sport Rehabil* [Internet]. 2012 Feb [cited 2018 Jun 20];21(1):7-11.
76. Kristina Stankovic, Brian G Booth, Femke Danckaers, Fien Burg, Philippe Vermaelen, Saartje Duerinck, Jan Sijbers, Toon Huysmans. Three-dimensional quantitative analysis of healthy foot shape: a proof of concept study. *J foot Ankle Res*. 2018 Mar 9;11:8.
 77. Alexandra Pfister, Alexandre M West, Shaw Bronner, Jack Adam Noah. Comparative abilities of Microsoft Kinect and Vicon 3D motion capture for gait analysis. *J Med Eng Technol*. 2014 Jul;38(5):274-80.
 78. Susanne M Van der Veen, Martine Bordeleau, Peter E Pidcoe, Chris R France, James S Thomas. Agreement Analysis between Vive and Vicon Systems to monitor lumbar postural changes. *Sensors(basel)*. 2019 Aug 21;19(17):3632.
 79. Gianikellis k. Características técnicas y prestaciones de los sistemas optoelectrónicos más difundidos en el campo de la biomecánica del movimiento humano. *Estado actual de conocimiento* 1996; 2: 191-210.
 80. Aoife Healy, Kimberley Linyard-Tough, Nachiappan Chockalingam. Agreement between the spatiotemporal gait parameters of healthy adults from the Optogait System and a traditional three-dimensional Motion Capture System. *J Biomech Eng*. 2019 Jan 1; 141(1).
 81. Kovac J, Peternai L, Lengyel O. Advanced light emitting diodes structures for optoelectronic applications. *Thin Solid Films* [Internet]. 2003 Jun [cited 2014 Sep 14];433(1-2):22-6.
 82. Dodabalapur A. Organic light emitting diodes. *Solid State Commun* [Internet]. 1997 Apr [cited 2014 Aug 6];102(2-3):259-67.
 83. Baeg K-J, Binda M, Natali D, Caironi M, Noh Y-Y. Organic light detectors: photodiodes and phototransistors. *Adv Mater* [Internet]. 2013 Aug 21 [cited 2014 Jul 23];25(31):4267-95.
 84. Lori A Livingston, Sandi J Spaulding. Optotrak Measurement of the quadriceps angle using standardized foot positions. *J Athl train*. 2002 Sep;37(3):252-255.
 85. H Gulgin, K Hall, A Luzadre, E Kayfish. 3D gait analysis with and without an orthopedic walking boot. *Gait Posture*. 2018 Jan;59:76-82.
 86. Julia K Nichols, Mark P Sena, Jennifer L Hu, Oliver M O'Reilly, Brian T Feeley, Jeffrey C Lotz: A Kinect-based movement assessment system: Marker position comparison to Vicon. *Comput Methods Biomech. Biomed Enging*. 2017 Sep;20(12):1289-1298.
 87. Donatelli R, Wooden M, Ekedahl S R, Wilkes J S, Cooper J, Bush A J. Relationship between static and dynamic foot postures in professional baseball players. *Clinical Trial. J Orthop Sport Phys Ther*. 1999 Jun;29(6):316-25; discussion 326-30.

88. Zoltan Derzsi, Robert Volcic. MOTOM toolbox: Motion Tracking via Optotrak and Matlab. *J Neurosci Methods*. 2018 Oct 1;308:129-134.
89. Zoltan Derzsi, Robert Volcic. Getting started with the MOTOM toolbox – an Optotrak-Matlab interface: From the first beeps to fingertip tracking in virtual reality. *Journal of Vision* September 2018, Vol.18.
90. Ra States, E Pappas. Precision and repeatability of the Optotrak 3020 motion measurement system. *J Med Eng Technol*. Jan- feb 2006;30(1):11-6.
91. Gomez Bernal, Becerro de Bengoa-Vallejo R, Losa Iglesias ME. Reliability of the Optogait photoelectric cell system for the quantification of spatial-temporal parameters of gait in young adults. *Gait Posture*. 2016 Oct;50:196-200.
92. Lienhard K, Schneider D, Maffiuletti NA. Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. *Medical Engineering & Physics*, 2013 [Versión electrónica] [acceso 22 Octubre 2012].
93. Beulertz J, Bloch W, Prokop A, Rustler V, Fitzen C, Herich L, Streckmann F, Baumann FT. Limitations in Ankle Dorsiflexion Range of Motion, Gait, and Walking Efficiency in Childhood Cancer Survivors. *Cancer Nurs*. 2016 Mar-Apr;39(2):117-24.
94. Maykut JN, Taylor-Haas JA, Paterno MV, DiCesare CA, Ford KR. Concurrent validity and reliability of 2d kinematic analysis of frontal plane motion during running. *Int J Sports Phys Ther* 2015;10(2):136-46.
95. Hollman J, McDade E, Petersen R. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. *Gait & Posture* 2011; 34: 111-118.
96. Sofia Scataglini , Stijn Verwulgen , Eddy Roosens , Robby Haelterman , Damien Van Tiggelen . Measuring Spatiotemporal Parameters on Treadmill Walking Using Wearable Inertial System. *Sensors (Basel)*. 2021 Jun 29;21(13):4441.
97. Barreto S. Diseño de calzado urbano [Internet]. Buenos Aires: Nobuko; 2006 [cited 2014 May 7]. 266 p.
98. World Medical Association Declaration of Helsinki: ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA* [Internet]. 2013 Nov 27 [cited 2014 May 12];310(20):2191-4.
99. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* [Internet]. 1977 Mar [cited 2013 Dec 11];33(1):159-74.
100. Burdock EI, Fleiss JL HA. A new view of inter-observer agreement. *Pers Psychol*. 1963;16:373-84.

101. Portney LG, Watkins MP. Foundations of clinical research: applications to practice. 3rd ed. Nueva Jersey: Pearson Prentice Hall; 2009.
102. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet [Internet]. 1986 Feb 8 [cited 2014 Mar 19];1(8476):307-10.
103. Jacobson NS, Truax P. Clinical significance: a statistical approach to defining meaningful change in psychotherapy research. J Consult Clin Psychol [Internet]. 1991 Feb [cited 2014 Mar 26];59(1):12-9.
104. Hamilton C, Stamey J. Using Bland-Altman to assess agreement between two medical devices - don't forget the confidence intervals. Journal of Clinical Monitoring and Computing, 2007. 331-333.
105. Jacksteit R, Mau-Moeller A, Völker A, Bader R, Mittelmeier W, Skripitz R, Stöckel T. The mental representation of the human gait in hip osteoarthritis and total hip arthroplasty patients: A clinical cross-sectional study. Clin Rehabil. 2019 Feb;33(2):335-344.
106. Jacksteit R, Mau-Moeller A, Behrens M, Bader R, Mittelmeier W, Skripitz R, Stöckel T. The mental representation of the human gait in patients with severe knee osteoarthritis: a clinical study to aid understanding of impairment and disability. Clin Rehabil. 2018 Jan;32(1):103-115.
107. Karin Lienhard, David Schneider, Nicola A Maffioletti. Validity of the Optogait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. Med Eng Phys. 2013 Apr;35(4):500-4.
108. Myung Mo Lee, Chang Ho Song, Kyoung Jin Lee, Sang Woo Jung, Doo Chul Shin, Seung Ho Shi. Concurrent Validity and Test-retest Reliability of the Optogait Photoelectric Cell System for the Assessment of Spatio-temporal Parameters of the Gait of Young Adults. J Phys Ther Sci. 2014 Jan;26(1):81-5.
109. Zoey Owen-Jones, Anaick Perrochon, Eric Hermand, Laure Ponthier, Laurent Fourcade, Benoit Borel. Evolution of muscular oxygenation during a walking test in preterm children. J Pediatr. 2020 Dec;227:142-148.
110. Kim KH, Lee KB, Bae YH, Fong SSM, Lee SM. Effects of progressive backward body weight supported treadmill training on gait ability in chronic stroke patients: A randomized controlled trial. Technol Health Care. 2017 Oct 23;25(5):867-87.
111. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. Psychol Bull [Internet]. 1979 Mar [cited 2014 Mar 24];86(2):420-8.

112. Denegar CR, Ball DW. Assessing reliability and precision of measurement: an introduction to intraclass correlation and standard error of measurement. *J Sports Rehabil* 1993;2:35-42.
113. Van der Leeden M, Dekker JH, Siemonsma PC, Lek-Westerhof SS, Steultjens MP. Reproducibility of plantar pressure measurements in patients with chronic arthritis: a comparison of one-step, two-step, and three-step protocols and an estimate of the number of measurements required. *Foot Ankle Int* 2004;25(10):739-44.
114. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* [Internet]. 1977 Mar [cited 2013 Dec11];33(1):159-74.

XI

ANEXOS

ANEXO 1

21/11/21 20:30

Gmail - photo thesis doctoral



julia carbajales <podoclinicacarabajales@gmail.com>

photo thesis doctoral

4 mensajes

julia carbajales <podoclinicacarabajales@gmail.com>
Para: support@stryd.com

14 de noviembre de 2021, 19:42

good afternoon;
I am doing my doctoral thesis at the Juan Carlos I University of Madrid on portable sensors for the race and I am talking about your device so I have taken a photo from your website and I would like you to give me your consent to use it and put them As a reference in the caption of the photo with your address, which I would also need to be provided to me to put it correctly referenced for your contact.
I hope I can have your consent and support for my doctoral thesis. Thank you so much

Atentamente;

Julia Carbajales López, diplomada Alfonso x el sabio, Experta en biomecánica y médico-quirúrgica del pie en la Complutense, Máster de Investigación en podología por la URJC.



PODOCLÍNICA CARBAJALES

De conformidad a lo dispuesto en la LO 15/1999 de Datos de Carácter personal, le informamos que los datos de carácter personal recogidos en este documento forman parte de un fichero, propiedad de JULIA CARBAJALES LÓPEZ, cuya finalidad es atender la gestión solicitada. Usted podrá ejercer los derechos de acceso, rectificación, cancelación u oposición, según lo dispuesto en la ley, poniéndose en contacto con nuestro Dpto. de Derechos ARCO en la Dirección: CALLE PRINCIPE DE VERGARA Nº 94, ESCALERA A, 1º IZQUIERDA, 28006, MADRID.

Ninguna parte de este documento puede ser reproducida, ni introducida en ningún sistema de recuperación, ni transmitida de ninguna forma, ni por ningún medio, ya sea electrónico, mecánico por fotocopia, grabación o de otro tipo, con ningún propósito, sin la autorización por escrito del titular de este documento. Los nombres de compañías, personas o productos reales aquí mencionados pueden ser marcas comerciales de sus respectivos propietarios.

Este mensaje, y en su caso, cualquier fichero anexo al mismo, puede contener información confidencial, siendo para uso exclusivo del destinatario, quedando prohibida su divulgación copia o distribución a terceros sin la autorización expresa del remitente. Si Vd. ha recibido este mensaje erróneamente, se ruega le notifique al remitente y proceda a su borrado.

<https://mail.google.com/mail/u/0/?ik=cac5433be3&view=pt&search=all&permthid=thread-a%3Ar154112258840900377&siml=msg-a%3Ar-29734> 1/4

21/11/21 20:30

Gmail - photo thesis doctoral

Stryd Customer Service <support@stryd.com>
Responder a: Stryd Customer Service <support@stryd.com>
Para: JULIA CARBAJALES LOPEZ <podoclinicacarbajales@gmail.com>

14 de noviembre de 2021, 19:43

##- Please type your reply above this line -##

Hi,

Thanks for contacting Stryd! Your request has been received and we'll get back to you as soon as possible. Our goal is to get back to you within 8 business hours. Please reply to this email if you'd like to share any update on this issue.

In the meantime, Stryd has an extensive knowledge base available at stryd.com/support where you will likely find the answer to your question.

Thank you for your patience while we work on your issue!

The Stryd Team

This email is a service from Stryd Customer Service. Delivered by Zendesk

[ML003Z-XR2L]

Stryd Team (Stryd Customer Service) <support@stryd.com>
Responder a: Stryd Customer Service <support@stryd.com>
Para: JULIA CARBAJALES LOPEZ <podoclinicacarbajales@gmail.com>

17 de noviembre de 2021, 17:50

##- Please type your reply above this line -##

Hi there!

A request was either created on your behalf, or your existing request was updated. Your request number is (73277). To add additional comments, reply to this email.



Stryd Team (Stryd Customer Service)

Nov 17, 2021, 9:50 MST

Hi Julia,

Thanks for studying Stryd. We really appreciate that!

Please send us the image and we will tell you whether you can use it or not.

You can also use any of the photos in this folder: <https://drive.google.com/drive/folders/1CR0cPfpXL2VCPe4wv-ArcuJtlpVsFEEj?usp=sharing>

Best,
Stryd Team



JULIA CARBAJALES LOPEZ

Nov 14, 2021, 11:43 MST

<https://mail.google.com/mail/u/0/?ik=cc5433be3&view=pt&search=all&permthid=thread-a%3Ar154112258840900377&simpl=msg-a%3Ar-29734> 2/4

ANEXO 2

9/11/21 19:17

Gmail - photo thesis doctoral

Para: julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>

Hi Julia,

Sure, no problem.

Let me know if I can help with other pictures.

Best regards,

Tony

From: julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>

Date: Tuesday, 9 November 2021 at 17.57

To: SHFT Contact <contact@shft.run>

Subject: photo thesis doctoral

good afternoon; I am doing my doctoral thesis at the Juan Carlos I University of Madrid on portable sensors for the race and I am talking about your device so I have taken a photo from your website and I would like you to give me your consent to use it and put them As a reference in the caption of the photo with your address, which I would also need to be provided to me to put it correctly referenced for your contact. I hope I can have your consent and support for my doctoral thesis. Thank you so much

--

Atentamente;

Julia Carbajales López, diplomada Alfonso x el sabio, Experta en biomecánica y médico-quirúrgica del pie en la complutense, Máster de Investigación en podología por la URJC.

 Image removed by sender.

PODOCLÍNICA CARBAJALES

[El texto citado está oculto]

julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>

9 de noviembre de 2021, 19:17

<https://mail.google.com/mail/u/0/?ik=cad5433be3&view=pt&search=all&permthid=thread-a%3Ar2430983537416936122&simpl=msg-a%3Ar2432...> 2/3

ANEXO 3

9/11/21 18:39

Gmail - photo thesis doctoral

Attachment(s)

[image.png](#)

[image.png](#)

[El texto citado está oculto]

[El texto citado está oculto]

[R56PY0-8Y9X]

Tim Clark (RunScribe) <support@scribelabs.zendesk.com>
Responder a: RunScribe <support+id10744@scribelabs.zendesk.com>
Para: julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>

9 de noviembre de 2021, 18:35

##- Please type your reply above this line -##

Your request (10744) has been updated. To add additional comments, reply to this email.



Tim Clark (RunScribe)

Nov 9, 2021, 9:35 AM PST

Hi Julia,

Those are both fine to use.

Cheers!

-Tim

[El texto citado está oculto]

[El texto citado está oculto]

[R56PY0-8Y9X]

julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>
Para: RunScribe <support+id10744@scribelabs.zendesk.com>

9 de noviembre de 2021, 18:37

Thank you so much!

[El texto citado está oculto]

[El texto citado está oculto]



PODOCLÍNICA CARBAJALES

[El texto citado está oculto]

RunScribe <support@scribelabs.zendesk.com>
Responder a: RunScribe <support+id10744@scribelabs.zendesk.com>
Para: julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>

9 de noviembre de 2021, 18:37

##- Please type your reply above this line -##

Your request (10744) has been updated. To add additional comments, reply to this email.

<https://mail.google.com/mail/u/0/?ik=c5433be3&view=pt&search=all&permthid=thread-a%3Ar-890996586693876144&simpl=msg-a%3Ar-553...> 6/7

ANEXO 4

13/11/21 12:22

Gmail - Re: Offline message sent by julia carbajales lopez



julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>

Re: Offline message sent by julia carbajales lopez

2 mensajes

ReTiSense <support@retisense.freshdesk.com>
Responder a: ReTiSense <support@retisense.freshdesk.com>
Para: podoclinicacarbajales@gmail.com

11 de noviembre de 2021, 19:43

Hi julia carbajales lopez,

You have our consent. Please go ahead. But please send us the specific picture you are going to use, for clarity.

Thanks ...
-Anshuman

Ticket: <https://retisense.freshdesk.com/helpdesk/tickets/3158>

On Tue, 9 Nov at 12:27 PM , julia carbajales lopez <podoclinicacarbajales@gmail.com> wrote:



Offline message sent by julia carbajales lopez

Can't always be online? Let us help

Offline message sent on Tuesday, November 09, 2021, at 17:26 (GMT+0)

Site : retisense.com
Submitted : <https://www.retisense.com/custom-orthotics/>
From :
Name : julia carbajales lopez
Email : podoclinicacarbajales@gmail.com
Message : good afternoon; I am doing my doctoral thesis at the Juan Carlos I University of Madrid on portable sensors for the race and I am talking about your device so I have taken a photo from your website and I would like you to give me your consent to use it and put them As a reference in the caption of the photo with your address, which I would also need to be provided to me to put it correctly referenced for your contact. I hope I can have your consent and support for my doctoral thesis. Thank you

Be there for customers when they need you. Hire Chat Agents for just \$1/hour

Follow us on :



<https://mail.google.com/mail/u/0/?k=cc5433be3&view=pt&search=all&permthid=thread-f%3A1716158448776925068&simpl=msg-f%3A1716158448776925068> 1/2

ANEXO 5

13/11/21 12:18

Gmail - Re: good afternoon; I am doing my doctoral thesis at the Juan Carlos I ...



julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>

Re: good afternoon; I am doing my doctoral thesis at the Juan Carlos I ...

2 mensajes

Elzemieke from ARION <elzemieke@arion-17f7a4a717c9.intercom-mail.com> 10 de noviembre de 2021, 9:02
Responder a: Elzemieke from ARION <elzemieke@arion-17f7a4a717c9.intercom-mail.com>
Para: podoclinicacarbajales@gmail.com

Hello,

Thank you for reaching out and your interest in ARION. We also have a press kit on our website with some images and product pictures that you can use without asking for consent. If you go to <https://www.arion.run/about/> and scroll a bit down, you can find our press kit with some logos, product pictures and app screenshots.

Please let us know if there is anything else you need. We always like to hear when we are mentioned in a study so feel free to share your doctoral thesis with us if possible.

Kind regards,

Elzemieke
Team ARION

[Reply in our Messenger](#)

You may need to sign in to ARION again.
You can also reply directly to this email.



Elzemieke from ARION

Powered by **Intercom**

On Tue, Nov 9, 2021 at 06:56 PM, "Operator" <operator@arion-17f7a4a717c9.intercom-mail.com> wrote:
ARION will be back tomorrow.

A few more details will help get you to the right person:

Welcome back! Let us know how we can help you and we'll get back to you as soon as possible.

On Tue, Nov 9, 2021 at 06:56 PM, "podoclinicacarbajales@gmail.com" <podoclinicacarbajales@gmail.com> wrote:
good afternoon;
I am doing my doctoral thesis at the Juan Carlos I University of Madrid on portable sensors for the race and I am talking about your device so I have taken a photo from your website and I would like you to give me your consent to use it and put them As a reference in the caption of the photo with your address, which I would also need to be provided to me to put it correctly referenced for your contact.
I hope I can have your consent and support for my doctoral thesis. Thank you so much

julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>

13 de noviembre de 2021, 12:09

<https://mail.google.com/mail/u/0/?ik=cec5433be3&view=pt&search=all&permthid=thread-f%3A1716027515876982467&siml=msg-f%3A1716027515876982467> 1/2

ANEXO 6

Julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>
Para: info@sensoriainc.com

9 de noviembre de
2021, 19:23

sharlene@sensoriainc.com <sharlene@sensoriainc.com>
Para: julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>

9 de noviembre de
2021, 19:35

Hi Julia,

I received your email request internally here at Sensoria. Thanks for reaching out and congratulations on your doctoral thesis. Can you let me know the image that you will want to use and you just need to credit that it is the property of Sensoria Inc. at [15600 Redmond Way, Suite 205, Redmond, WA 98052](#). Will you please share your thesis as well?

Best regards,

Sharlene

julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>
Para: sharlene@sensoriainc.com

9 de noviembre de 2021, 20:06

This picture is the picture, that i wan´t to use-
thank you

julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>
Para: sharlene@sensoriainc.com

9 de noviembre de 2021, 20:17

and this picture?? is it posible??

sharlene@sensoriainc.com <sharlene@sensoriainc.com>
Para: julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>

9 de noviembre de 2021, 20:21

That is ours

From: julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>

Sent: Tuesday, November 9, 2021 12:17 PM

To: sharlene@sensoriainc.com

Subject: Re: photo thesis doctoral

and this picture?? is it posible??

julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>
Para: sharlene@sensoriainc.com

9 de noviembre de 2021, 20:22

And Can I publicarse in my tesis?
Thank hoy

sharlene@sensoriainc.com <sharlene@sensoriainc.com> 9 de noviembre de 2021, 20:23
Para: julia carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>

Yes, you may as long as you credit as per my initial email response.

ANEXO 7

Hi

These are fine to use for your paper.

Please accept this email as approval from Vicon to use these images.

Kind Regards,

Tina Holland
Marketing and Events Coordinator

ANEXO 8

13/11/21 12:24

Gmail - photo thesis doctoral

Atentamente;

Julia Carbajales López, diplomada Alfonso x el sabio. Experta en biomecánica y médico-quirúrgica del pie en la Complutense. Máster de Investigación en podología por la URJC.



PODOCLÍNICA CARBAJALES

De conformidad a lo dispuesto en la LO 15/1999 de Datos de Carácter personal, le informamos que los datos de carácter personal recogidos en este documento forman parte de un fichero, propiedad de JULIA CARBAJALES LÓPEZ, cuya finalidad es atender la gestión solicitada. Usted podrá ejercer los derechos de acceso, rectificación, cancelación u oposición, según lo dispuesto en la ley, poniéndose en contacto con nuestro Dpto. de Derechos ARCC en la Dirección: CALLE PRINCIPE DE VERGARA Nº 94, ESCALERA A, 1ª IZQUIERDA, 28006, MADRID.

Ninguna parte de este documento puede ser reproducida, ni introducida en ningún sistema de recuperación, ni transmitida de ninguna forma, ni por ningún medio, ya sea electrónico, mecánico por fotocopia, grabación o de otro tipo, con ningún propósito, sin la autorización por escrito del titular de este documento. Los nombres de compañías, personas o productos reales aquí mencionados pueden ser marcas comerciales de sus respectivos propietarios.

Este mensaje, y en su caso, cualquier fichero anexo al mismo, puede contener información confidencial, siendo para uso exclusivo del destinatario, quedando prohibida su divulgación copia o distribución a terceros sin la autorización expresa del remitente. Si Vd. ha recibido este mensaje erróneamente, se ruega le notifique al remitente y proceda a su borrado.



optotrak.jpg
41K

Koster, E.F. (Ed) <ed.koster@ru.nl>
Para: julia.carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>

12 de noviembre de 2021, 11:35

Dear Julia,

I asked prof. Pieter Medendorp and he gave permission to you to use the photo and refer to our Radboudresearchfacilities website.

Good luck with your doctoral thesis.

Kind regards,

Ed Koster

Radboud University

Van: julia.carbajales <podoclinicacarbajales@gmail.com>

Verzonden: donderdag 11 november 2021 19:24

<https://mail.google.com/mail/u/0/?ik=cec5433be3&view=pt&search=all&permthid=thread-a%3Ar-3545246431843671784&simpl=msg-a%3Ar-354> 2/3

ANEXO 9

foto tesis doctoral

Recibidos



julia carbajales <podclinicacarvajales@gmail.com>

11 nov
2021,
19:30

para info

Buenas tardes;
estoy realizando la tesis doctoral en la universidad rey juan carlos de Madrid sobre la validación de las variables del optogait en 2d y voy a utilizar un par de fotos que he cogido de su página web. me gustaría tener vuestra autorización para poder adjuntarlas a mi tesis doctoral y referenciarlas.
muchas gracias

--

Atentamente;

Julia Carbajales López, diplomada Alfonso x el sabio, Experta en biomecánica y médico-quirúrgica del pie en la complutense, Máster de Investigación en podología por la URJC.



PODOCLÍNICA CARBAJALES

De conformidad a lo dispuesto en la LO 15/1999 de Datos de Carácter personal, le informamos que los datos de carácter personal recogidos en este documento forman parte de un fichero, propiedad de JULIA CARBAJALES LÓPEZ, cuya finalidad es atender la gestión solicitada. Usted podrá ejercer los derechos de acceso, rectificación, cancelación u oposición, según lo dispuesto en la ley, poniéndose en contacto con nuestro Dpto. de Derechos ARCO en la Dirección: CALLE PRINCIPE DE VERGARA Nº 94, ESCALERA A, 1º IZQUIERDA, 28006, MADRID.

Ninguna parte de este documento puede ser reproducida, ni introducida en ningún sistema de recuperación, ni transmitida de ninguna forma, ni por ningún medio, ya sea electrónico, mecánico por fotocopia, grabación o de otro tipo, con ningún propósito, sin la autorización por escrito del titular de este documento. Los nombres de compañías, personas o productos reales aquí mencionados pueden ser marcas comerciales de sus respectivos propietarios.

Este mensaje, y en su caso, cualquier fichero anexo al mismo, puede contener información confidencial, siendo para uso exclusivo del destinatario, quedando prohibida su divulgación copia o distribución a terceros sin la autorización expresa del remitente. Si Vd. ha recibido este mensaje erróneamente, se ruega lo notifique al remitente y proceda a su borrado.



Elena Vaccari <elena.vaccari@microgate.it>

29 nov
2021,
10:05

para mí

Buenos días Julia Carbajales López,

Gracias por su email.
Perdone el retraso en contestar.

Puede utilizar las fotos que ha cogido en nuestra página web para su tesis.

No dude en ponerse en contacto con nosotros si tiene alguna otra pregunta.

Saludos cordiales,

Elena Vaccari
Sales

Microgate S.r.l.
Via Waltraud Gebert Deeg 3/E
IT-39100 Bolzano
P.IVA IT 00709780217 - CID A4707H7
www.microgate.it
Tel. +39 0471 501532
Direct +39 0471 1953543
Skype elena.vaccari17

This message (including any attachments) contains confidential information intended for a specific individual and purpose, and is protected by law. If you are not the intended recipient, you should notify the sender and delete this message. Any use of this message or the taking of any action based on it, is strictly prohibited

ANEXO 10

D. José Luis del Barrio Fernández, Secretario del Comité de Ética de la Investigación de la Universidad Rey Juan Carlos,

CERTIFICA

Que este Comité ha evaluado el proyecto de investigación titulado:

VALIDACIÓN DE LA FIABILIDAD Y REPETIBILIDAD DE LOS PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES DE LA MARCHA MEDIDOS CON UN SISTEMA DE ANÁLISIS ÓPTICO EN DOS DIMENSIONES Y DETERMINACIÓN DE VALORES CINEMÁTICOS DE NORMALIDAD EN POBLACIÓN SANA EN EDADES ENTRE 25 Y 40 AÑOS.

Con número de registro interno: 0202201702917

y considera que:

- Se cumplen los requisitos éticos necesarios del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para los participantes.
- La capacidad del investigador y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio.

Por lo que ha decidido emitir un dictamen **FAVORABLE** para la realización de dicho proyecto, cuya investigadora principal es **Doña MARTA ELENA LOSA IGLESIAS** de la Facultad de Ciencias de la Salud de la URJC.

Lo que firmo en Móstoles a 23 de Marzo de 2017.

Firmado: D. José Luis del Barrio Fernández

ANEXO 11



Universidad
Rey Juan Carlos

Rectorado

Doña. Adriana Izquierdo Lahuerta, Secretaria del Comité de Ética de la Investigación de la Universidad Rey Juan Carlos,

CERTIFICA

Que este Comité ha evaluado el proyecto de investigación titulado:

FIABILIDAD Y REPETIBILIDAD DE LOS PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES MEDIDOS CON UN SISTEMA DE ANÁLISIS ÓPTICO DE LA MARCHA EN DOS DIMENSIONES

Con número de registro interno: 1509202017320

y considera que:

- Se cumplen los requisitos éticos necesarios del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para los participantes.
- La capacidad de la investigadora y los medios disponibles son apropiados para llevar a cabo el estudio.

Por lo que ha decidido emitir un dictamen **FAVORABLE** para la realización de dicho proyecto, cuya investigadora principal es Doña **JULIA CARBAJALES LÓPEZ**.

Lo que firmo en Móstoles a 28 de octubre de 2020.

Firmado por IZQUIERDO LAHUERTA ADRIANA - DNI
01927386D el día 28/10/2020 con un certificado emitido
por AC Administración Pública

Firmado: Dña. Adriana Izquierdo Lahuerta.

• Este informe sólo tiene validez para el proyecto o procedimiento propuesto y en las condiciones en ellos descritas. Cualquier cambio que afecte a las implicaciones éticas y/o de seguridad del mismo y de los participantes, invalida este informe y deberá ser puesto en conocimiento de este Comité de Ética para su valoración.

• El Comité de Ética de la Investigación puede instar a las autoridades autonómicas para que proceda a la suspensión cautelar de la investigación autorizada en los casos en los que no se hayan observado los requisitos que establece la legislación vigente y sea necesaria para proteger los derechos de los ciudadanos.

Tulipán, s/n E 28933 Móstoles Madrid España
investigacion.comite.etica@urjc.es

ANEXO 12

HOJA DE INFORMACIÓN AL PACIENTE Y CONSENTIMIENTO INFORMADO

Título del estudio: “Fiabilidad y repetibilidad de las variables espacio-temporales de la marcha medidas con un sistema de análisis óptico en dos dimensiones”

Yo..... (nombre y apellidos), con DNI..... fecha de nacimiento.....

Información: Se le propone al paciente participar en un estudio científico relacionado con el análisis cinemático de la marcha en dos dimensiones. En este estudio se le realizarán una serie de pruebas para la obtención de datos cinemáticos espacio-temporales para su posterior análisis. Tras un periodo de una semana se volverán a realizar exactamente las mismas pruebas al paciente. Las pruebas a realizar son totalmente inocuas y no conllevan ningún riesgo para la salud e integridad para el paciente. Con este estudio se pretende demostrar la fiabilidad (es el grado de concordancia entre los resultados de mediciones sucesivas del mismo mesurando, realizadas bajo las mismas condiciones de medida) y la repetibilidad (es el grado de concordancia entre los resultados de mediciones sucesivas del mismo mesurando, realizadas bajo diferentes condiciones de medida, pudiendo realizar estas mediciones a largo plazo) El grado de fiabilidad y repetibilidad en instrumentos es una forma de expresar la precisión.

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

Protocolo de Exploración: Para la obtención de los datos necesarios de este estudio se realizarán mediciones de la marcha con el sistema de análisis cinemático Optogait®. El paciente caminará descalzo sobre una cinta de correr en el que está situado el sistema de análisis, a una velocidad que le resulte confortable. Para formar parte del estudio es necesario realizar las mediciones en 2 ocasiones, siendo separadas estas mediciones por un tiempo de una semana. A través del software informático del sistema Optogait® se procederá a exportar los datos necesarios para su posterior análisis mediante diferentes test estadísticos.

Todos los datos recogidos para el estudio, serán tratados con las medidas de seguridad establecidas en cumplimiento de la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de carácter personal. Debe saber que tiene derecho de acceso, rectificación y cancelación de los mismos en cualquier momento.

- He leído la hoja de información que se me ha entregado.
- He podido hacer preguntas sobre el estudio.
- He recibido suficiente información sobre el estudio.

He comprendido que la participación es completamente voluntaria y que puedo retirarme del estudio:

- Cuando quiera
- Sin tener que dar explicaciones.
- Sin que esto repercuta en sus cuidados médicos.

Acepto participar, libre y voluntariamente en este estudio.

Acepto que los datos resultantes de los análisis biomecánicos que me realicen sean utilizados para realizar estadística de este estudio.

Presto libremente mi conformidad para participar en el estudio.

En, _____ a _____ de _____ de 20__

Firma del paciente

Firma del investigador:
(Dña. Julia Carbajales López telf.: 652481037)

Firma del testigo cuando el consentimiento informado sea dado oralmente

