

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNANDEZ

FACULTAD DE MEDICINA

TRABAJO DE FIN DE GRADO PODOLOGÍA



Título: Estudio piloto sobre la eficacia del medial heel skive en diferentes materiales para el control de la pronación en la marcha mediante sensores inerciales portátiles. (RunScribe)

Nº expediente: 1025

Autor: M^a Victoria Caballero San Fulgencio

Tutor: Fernando Esteve Rodriguez

Cotutor: Alejandro Perez Sanmartin

Departamento: Psicología de la salud. Enfermería.

Curso académico: 2018-2019

INDICE

INDICE.....	2
INDICE DE FIGURAS Y TABLAS.....	3
ABREVIATURAS Y SIGLAS.....	3
RESUMEN.....	4
ABSTRAC.....	7
INTRODUCCIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS:.....	9
MATERIAL Y MÉTODO.....	12
ESTRATEGIA DE BÚSQUEDA:.....	12
Criterios de inclusión y exclusión:.....	13
DISEÑO DEL ESTUDIO:.....	14
PARTICIPANTES.....	14
PROCEDIMIENTO DEL ESTUDIO.....	16
RESULTADO.....	30
DISCUSIÓN.....	32
LIMITACIONES.....	33
CONCLUSIONES.....	34
BIBLIOGRAFIA.....	35
Anexo.....	37
Consentimiento informado (Anexo1).....	37
HOJA DE EXPLORACION DEL PACIENTE(Anexo 2).....	38

INDICE DE FIGURAS Y TABLAS.

Figura 1. Palpación cabeza del astrágalo	19
Figura 10. Graficas de los participantes 1 y 2 para variables independiente y dependientes.	35
Figura 2. Curvatura supra e inframaleolar lateral.	20
Figura 3. Posición del calcáneo en el plano frontal	21
Figura 4. Prominencia de la región talo navicular.	23
Figura 5. Congruencia del arco longitudinal interno.	24
Figura 6. Sensores Inerciales RunScribe.	26
Figura 7. Excursión de pronación máxima y velocidad de pronación.	28
Figura 8. Paciente sin plantilla, con plantilla de polipropileno y con plantilla de EVA. Corrección de la pronación con un medial heel skive de diferentes materiales.	32
Figura 9. Cinta de correr BH Fitness i.F3 Dual G6424UW.	33
Tabla 1. Modelo de zapatillas de los participantes	16
Tabla 10. Resultados de las variables dependientes e independientes para dos participantes.	34
Tabla 2. Criterios de inclusión y exclusión de los participantes del estudio.	17
Tabla 3. Puntuación palpación de la cabeza del astrágalo.	19
Tabla 4. Puntuación curvatura supra e inframaleolar lateral.	21
Tabla 5. Puntuación posición del calcáneo en el plano frontal.	22
Tabla 6. Puntuación prominencia de la región talo navicular.	23
Tabla 7. Puntuación congruencia del arco longitudinal interno.	25
Tabla 8. Puntuación abducción \ aducción del antepié respecto al retropié.	25
Tabla 9. Tipos de plantillas incorporadas al estudio.	31

ABREVIATURAS Y SIGLAS

FPI	Foot posture Index (Índice Postural del pie)
ASA	Articulación Subastragalina
MHS	Medial Heel Skive
POLI	Polipropileno
EVA	Etilenvinilacetato

RESUMEN

INTRODUCCIÓN: La pronación de la articulación subastragalina se asocia a diversas lesiones en el miembro inferior en la práctica deportiva. Una ortesis plantar con un medial heel skive, es uno de los tratamientos que en la actualidad constituye el Gold standard para reducir los momentos pronadores de la articulación subastragalina en pies con un Foot Posture Index ≥ 6 .

OBJETIVO: Evaluar la eficacia del medial heel skive en la biomecánica de la carrera en deportistas con pies pronados mediante el uso de unos sensores inerciales portátiles (RunScribe).

METODO: En primer lugar, se hará una revisión bibliográfica en las principales bases de datos biomédicas con restricción de filtros en humanos, artículos en inglés y español, donde se buscará el Gold estándar en tratamientos para la pronación del pie y estudios realizados para medir la pronación en deportistas. En segundo lugar, realizaremos un estudio piloto para el posterior desarrollo de un ensayo clínico analítico y prospectivo en deportistas con FPI ≥ 6 . Se usará una cinta de correr estática para el desarrollo de la marcha de los participantes los cuales irán con sus propias zapatillas de correr.

Las variables independientes serán tres:

1. Control (sin soporte externo).
2. Con control (soporte de polipropileno con un medial heel skive).
3. Con control (soporte de EVA 65^o Shore-A con un medial heel skive).

Las variables dependientes en el plano frontal:

- Cinemática:

1. Excursión de pronación.
 2. Velocidad máxima de pronación.
- Cinética:
 1. Impacto g.
 2. Frenado g.

 - Espacio temporal:
 1. Tiempo de contacto.
 2. Tiempo de ciclo.
 3. Ritmo de zancada.
 4. Longitud de zancada.

Todo esto será medido a través del sistema de sensores portátiles "RunScribe TM" (Scribe Labs, Half Moon Bay, CA).

Este sistema consta de un par de sensores utilizados para recolectar datos biomecánicos.

HIPOTESIS: Pensamos que un medial heel skive ya sea de polipropileno o de EVA controla la misma cantidad de momentos pronadores de la articulación de la subastragalina en la marcha.

RESULTADO: Se encontraron diferencias significativas en cinemática entre la variable independiente "Control" (marcha sin ortesis plantar) en comparación con la "EVA"

(marcha con ortesis plantar de EVA), y también en la variable independiente de la “EVA” con el “Poli” (marcha con ortesis plantar de polipropileno) todas estas para la condición de variables dependientes de máxima velocidad de pronación y excursión de pronación.

CONCLUSIÓN: Los resultados de este estudio demuestran que, aunque los dos tipos de plantillas de medial heel skive de EVA y de polipropileno son eficaces para limitar los momentos pronadores de la articulación subastragalina en la marcha observamos que:

- En primer lugar, la ortesis plantar de medial heel skive de EVA controlan los momentos pronadores durante la marcha en comparación de no llevar plantilla.
- En segundo lugar, demuestran que la ortesis plantar de medial heel skive de polipropileno corrige aún más los momentos pronadores en la marcha que la plantilla de medial heel skive de EVA.

PALABRAS CLAVE: excessive pronation foot, orthosis pronation, medial heel skive, FPI (Indice Postural del Pie), RunScribe, wereable sensors.

ABSTRAC

INTRODUCTION: Pronation of the subastragaline joint is associated with various injuries to the lower limb in sports practice. A plantar orthosis with a medial heel skive, is one of the treatments that currently constitutes the Gold standard to reduce the pronatory moments of the subastragaline joint in feet with a Foot Posture Index ≥ 6 .

OBJECTIVE: To evaluate the effectiveness of medial heel skive in the biomechanics of running in athletes with pronounced feet using portable inertial sensors (RunScribe).

METHOD: First, there will be a bibliographic review in the main biomedical databases with filter restriction in humans, articles in English and Spanish, where the standard Gold will be searched in treatments for pronation of the foot and studies carried out to measure pronation in sportsmen and women. Secondly, we will carry out a pilot study for the subsequent development of an analytical and prospective clinical trial in athletes with IPF ≥ 6 . A static treadmill will be used for the gait development of the participants who will wear their own running shoes.

There will be three independent variables:

1. Control (without external support).
2. With control (polypropylene support with a medial heel skive).
3. With control (EVA support 65° Shore-A with a medial heel skive).

Dependent variables in the frontal plane

Kinematics:

1. Pronation excursion.
 2. Maximun pronation velocity.
- Kinetics:
 1. Impact g.
 2. Braking g.
 - Temporal space:

1. Contact time.
2. Cycle time.
3. Stride pace.
4. Stride length.

All this be measured through the RunScribe TM portable sensor system (Scribe Labs, Half Moon Bay, CA).

This system has a pair of sesnsors used to collect biomechanical data

HIPOTESIS: We think that a medial heel skive either of polypropylene or EVA controls the same number of pronating moments of the subastragaline joint in the gait.

RESULT: Significant differences were found in kinematics between the independent variable "Control"; (gait without plantar orthosis) compared to "EVA"; (gait with plantar orthosis of EVA), and also in the independent variable ";EVA"; with "Poli"; (gait with plantar orthosis of polypropylene) all these for the condition of dependent variables of maximum pronation speed and pronation excursion.

CONCLUSION: The results of this study show that although the two types of medial heel skive insoles made of EVA and polypropylene are effective in limiting the pronatory moments of the subastragaline joint in gait we observe that:

- First, EVA's medial heel skive plantar orthosis controls pronatory moments during gait as opposed to no insole.
- Secondly, they show that the medial heel skive polypropylene plantar orthosis corrects the pronatory moments in the gait even more than the medial heel skive template from EVA.

INTRODUCCIÓN, HIPÓTESIS Y OBJETIVOS:

Una de las articulaciones más importantes del pie es la articulación subastragalina (ASA). Está formada por la cara inferior del Astrágalo y la cara superior del Calcáneo. El astrágalo no tiene ningún origen ni inserción muscular no obstante esta articulación cuenta con una serie de estructuras ligamentosas adaptadas para aguantar la carga y fuerzas para el desarrollo de la marcha.⁽¹⁾

Los movimientos de la Subastragalina vienen determinados por el eje triplanar. El movimiento del calcáneo bajo el astrágalo, supuestamente fijo, se realiza de forma simultánea en los tres planos del espacio con un movimiento de inversión eversión. La inversión se asocia a una flexión plantar en el plano sagital, una aducción (llamada también rotación interna) en el plano horizontal y una supinación (llamada varo) en el plano frontal. La eversión asocia flexión dorsal, abducción y pronación.⁽²⁾

El pie valgo o pronado constituye una de las alteraciones del pie más frecuentes, especialmente en la población infantil, en la que se observa una prevalencia de más del 50 % en las revisiones escolares.⁽³⁾

La patología del pie pronado causa diversas afecciones tanto en la vida diaria como en la práctica deportiva asociado a lesiones ligamentosas del calcaneoescafoideo-plantar o ligamento de spring, tendón del tibial posterior, síndrome del seno del tarsiano...^(4,5)

El Foot Posture Index es actualmente la herramienta clínica diagnóstica cuya finalidad es cuantificar el grado de posición neutra, pronada o supinada del pie.^(5,6) Empleando seis criterios clínicos:

1. Palpación de la cabeza del astrágalo.
2. Curvatura supra e inframaleolar lateral.
3. Posición del calcáneo en el plano frontal.

4. Prominencia de la región talo navicular.
5. Congruencia del arco Longitudinal interno.
6. Abducción / Aducción del antepié respecto al retropié.

La teoría del eje rotacional del ASA (K.Kirby 1990) ha sido una de las que más ha cambiado los conceptos de la biomecánica y tratamiento existentes en la actualidad basándose en la función adecuada del ASA ⁽⁷⁾

Unos de los tratamientos actuales para el exceso de pronación es el Medial Heel Skive, el cual fue ideado por el podiatra Kevin Kirby a raíz o como variante de la Ortesis Invertida de Blake y sobre todo como medida de tratamiento ortopodológico derivado de su teoría del eje rotacional.⁽⁸⁾ Este tratamiento se basa en una cuña intrínseca en el retropié, limando el lado interno del retropié del molde positivo de escayola. La variante más importante es que la cuña al ser intrínseca es más funcional que las extrínsecas, ya que el momento de fuerzas reactivas del suelo que actúan son mayores, siendo su función más efectiva.

El MHS está indicado para la medicalización excesiva del eje del ASA, insuficiencia del tendón del Tibial Posterior, hiperlaxitud ligamentosa, síndrome del seno del tarso y sobre todo para provocar grandes momentos supinadores.

La cantidad de lijado en el tubérculo medial del calcáneo del molde positivo de escayola dependerá de la cantidad de corrección que queramos provocar:

-Leve 2mm.

-Moderado 4-6 mm.

-Severo 6-8 mm.

La angulación del lijado dependerá del grado de corrección entre 10° - 15° . El MHS se suele asociar a una cuña pronadora de antepié, de 3-5 mm de altura máxima en 5 meta de EVA de densidades duras, para ayudar a equilibrar momentos supinadores y pronadores facilitando el mecanismo de Windlass.

Las contraindicaciones del MHS para patologías con atrofia de la almohadilla grasa plantar, con bursitis subcalcanea, espolones calcáneos, atrapamiento de ramas nerviosas y mucha inestabilidad.

El Shell será de polipropileno 2,3 o 4 mm, con un elemento estabilizador de EVA duro (65° Shore-A) o polipropileno en el retropié, quedando una cuña supinadora intrínseca.^(8,9)

El propósito de este estudio es comprobar si el medial heel skive de polipropileno en comparación con el medial heel skive de EVA controla la misma cantidad de momentos pronadores de la articulación subastragalina en la marcha.^(9,10)

Para ello la herramienta clínica que usaremos en el FPI (Índice Postural del Pie) mediante seis variables obtendremos la posición del pie ya sea neutra, supinada o pronada, donde incluiremos en nuestro estudio los deportistas con el pie pronado con valores ≥ 6 .^(6,11,12)

Para cuantificar la cantidad de control de la pronación del medial heel skive se usaran tres variables independientes: Control (sin soporte externo), medial heel skive polipropileno (con soporte externo) y medial heel skive EVA (con soporte externo).⁽¹³⁾

Usando el sistema de sensores portátiles "RunScribe TM" (Scribe Labs, Half Moon Bay, CA). Consta de un par de sensores que se pondrán en la parte posterior del calzado (talón), midiendo de forma inalámbrica la biomecánica en cada paso de la carrera.

El RunScribe ha sido demostrada su validez para medidas cinéticas, cinemáticas,

espacio temporales en los cambios de la velocidad de la marcha y superficie en comparación con otros sistemas.⁽¹³⁻¹⁵⁾

HIPOTESIS: Disminuirá por igual los momentos pronadores de la articulación subastragalina en la marcha un medial heel skive de polipropileno que un medial heel skive de EVA.

OBJETIVOS: Comprobar que un medial heel skive de polipropileno y un medial heel skive de EVA disminuyen los momentos pronadores de la articulación subastragalina en la marcha en deportistas con un Foot Posture Index (FPI) ≥ 6 .

MATERIAL Y MÉTODO

Previamente al planteamiento del estudio, buscamos en las bases de datos biomédicas información sobre los tratamientos que existían en la actualidad para controlar el exceso de los momentos pronadores en la marcha, así como el tratamiento Gold estándar para esta patología de la articulación subastragalina y los instrumentos usados para cuantificar los momentos pronadores en la marcha con dichos tratamientos.

ESTRATEGIA DE BÚSQUEDA:

Se hizo una revisión bibliográfica en las bases de datos biomédicas como Pubmed, Scopus, Up to Date, biblioteca Universidad Miguel Hernández... desde Enero hasta Abril del 2019.

Los filtros aplicados fueron:

- Idioma: inglés y español
- Especie: Humana.

- En primer lugar, se hizo una búsqueda de los tratamientos para disminuir la pronación de la articulación subastragalina.
 - Palabras clave:
 - Excessive pronation foot.
 - Treatment excessive pronation foot.

- En segundo lugar, ya obtenido como tratamiento Gold estándar el medial heel skive para controlar la pronación del pie, se hizo una búsqueda de los materiales usados para el uso de una ortesis plantar.
 - Palabras clave:
 - Medial heel skive.

- En tercer lugar, se hizo una búsqueda para saber cómo median la cantidad de pronación que ejercía el pie en la marcha.
 - Palabras clave:
 - Wereable sensors.
 - Runscribe.

Criterios de inclusión y exclusión:

- **Inclusión:** Artículos que tras pasar los filtros de búsqueda incluyeran información sobre los tratamientos para la pronación de la articulación

subastragalina en personas mayores a 18 años y menores de 70 años independientemente del sexo.

- Exclusión: Artículos que tras pasar los filtros de búsqueda no cumplieran los criterios de inclusión, personas menores de 18 años y mayores de 70 años. Tratamientos con cuña supinadora externa o interna, cirugía del pie, otros tratamientos que no fueran el medial heel skive, enfermedades de artrosis o gota.

DISEÑO DEL ESTUDIO:

Se basa en un estudio piloto para el posterior desarrollo de un ensayo clínico analítico y prospectivo sin aleatorización de los sujetos para ver los efectos de ambos tratamientos en el mismo individuo y compararlo con los demás sujetos.

Hicimos un estudio piloto o proyecto piloto ya que es un estudio preliminar a pequeña escala para desarrollar la evaluación de la viabilidad, tiempo, coste, acontecimientos adversos y para mejorar el diseño del estudio previo al rendimiento de búsqueda a gran escala.

PARTICIPANTES.

El estudio piloto se realizó con 2 participantes de los cuales ambos obtuvieron un FPI ≥ 6 , es decir, un pie pronado.⁽⁶⁾

Los participantes comprenden una edad de entre 18 y 70 años, deportistas y de ambos sexos.

No tenían ninguna enfermedad asociada al pie como artrosis, gota o alguna cirugía osteoarticular previa. No tuvieron lesiones como esguinces de tobillo, rotura o fisuras de huesos o ligamentos anteriores a 3 meses.

Los participantes tenían que andar o correr de 3 a 7 días a la semana, entre unos 10 a 100 km por semana.

La zapatilla que usaron fue neutra, ya que modificaremos la pisada con la ortesis plantar. El drop de la zapatilla debe estar entre 6-8mm siendo un drop medio entre la amortiguación y el minimalismo. En la tabla 1 se citan los criterios de inclusión y exclusión del estudio.

Paciente 1	Paciente 2
Marca: NIKE QUEST	Marca: NIKE QUEST
	

Tabla 1. Modelo de zapatillas de los participantes

El estudio se realizó bajo “la declaración de Helsinki”⁽¹⁶⁾, manteniendo la confidencialidad de los datos de los participantes conforme a lo establecido a la Ley orgánica 15/1999 de la Protección de Datos de Carácter Personal.⁽¹⁷⁾

Estos fueron informados del estudio y firmaron el consentimiento informado para este (Anexo 1).

CRITERIOS DE INCLUSIÓN	CRITERIOS DE EXCLUSIÓN
Personas que comprendan la edad de entre 18 y 70 años.	Personas menores de 18 años o mayores de 70 años.
Personas que corrieran o andarán de 10 a 100 km por semana.	Personas que no andarán o corrieran sin superar los 10 km por semana.
No rotura o fisura de huesos del pie.	Si fisura o rotura de huesos en el pie.
No cirugía osteoarticular.	Si cirugía osteoarticular.
No lesión de ligamentos previa a 3 meses.	Si lesión de ligamentos previa a 3 meses.
No enfermedad artrósica o gota.	Si enfermedad artrósica o gota.
Zapatilla neutra.	Zapatilla pronadora.
Zapatilla con drop entre 6-8mm.	Zapatilla <6mm o >8mm.
FPI ≤ 6	FPI ≥ 6

Tabla 2. Criterios de inclusión y exclusión de los participantes del estudio.

PROCEDIMIENTO DEL ESTUDIO

El estudio se realizó en la clínica Depie Lorca, prestada como ambiente de desarrollo por su director y cotutor el Dr. Alejandro Perez Sanmartin licenciado en podología en la Universidad de Sevilla.

Como hemos nombrando anteriormente, los participantes para el estudio piloto son un hombre y una mujer de entre 18 y 70 años, deportistas que andan o corren de 3 a 7 días a la semana, de 10 a 100 km por semana y que cumplen todos los criterios de inclusión.

Ambos son informados del estudio a realizar y se respondieron a sus preguntas. Estos firmaron el consentimiento informado (Anexo 1).

Previo a comenzar las pruebas se les rellenaron a ambos un informe de exploraciones (Anexo 2) donde se les preguntaba a los participantes datos de interés sobre su salud.

Se analiza el drop del calzado de los participantes que estuvieran ente 6-8 mm.

Por último se les realizo el Foot Posture Index (FPI) protocolo de Redmond A⁽⁶⁾ para confirmar que tenían los pies pronados dando un resultado ≤ 6 .

El Foot Posture Index (FPI) se compone de seis criterios o mediciones para cuantificar el grado de posición neutra, pronada o supinada del pie. Todas las observaciones o valoraciones similares a neutras se graduaron como cero, mientras que las posturas en pronación se graduaron en valores positivos y las supinadas en negativo.

Cuando se combinan los valores el resultado de la suma proporciona un índice de la postura global del pie. Un valor alto en positivo indica la postura pronada del pie, al contrario, un resultado significativamente negativo indica una posición global en supinación, mientras que el pie neutro tendrá un valor del IPP cercano a cero.

Cada uno de los criterios debe ser graduado de forma ordinal simple, como 0 el neutro, con una valoración mínima de -2 con claros signos de supinación y un +2 con claro signos de pronación.

Los seis criterios clínicos empleados en el FPI son:

1. Palpación de la cabeza del astrágalo.

Palpación de la cabeza del astrágalo por su cara medial y lateral por la parte anterior del tobillo en carga relajada. En un pie pronado se palpará más en el lado medial que el lateral.

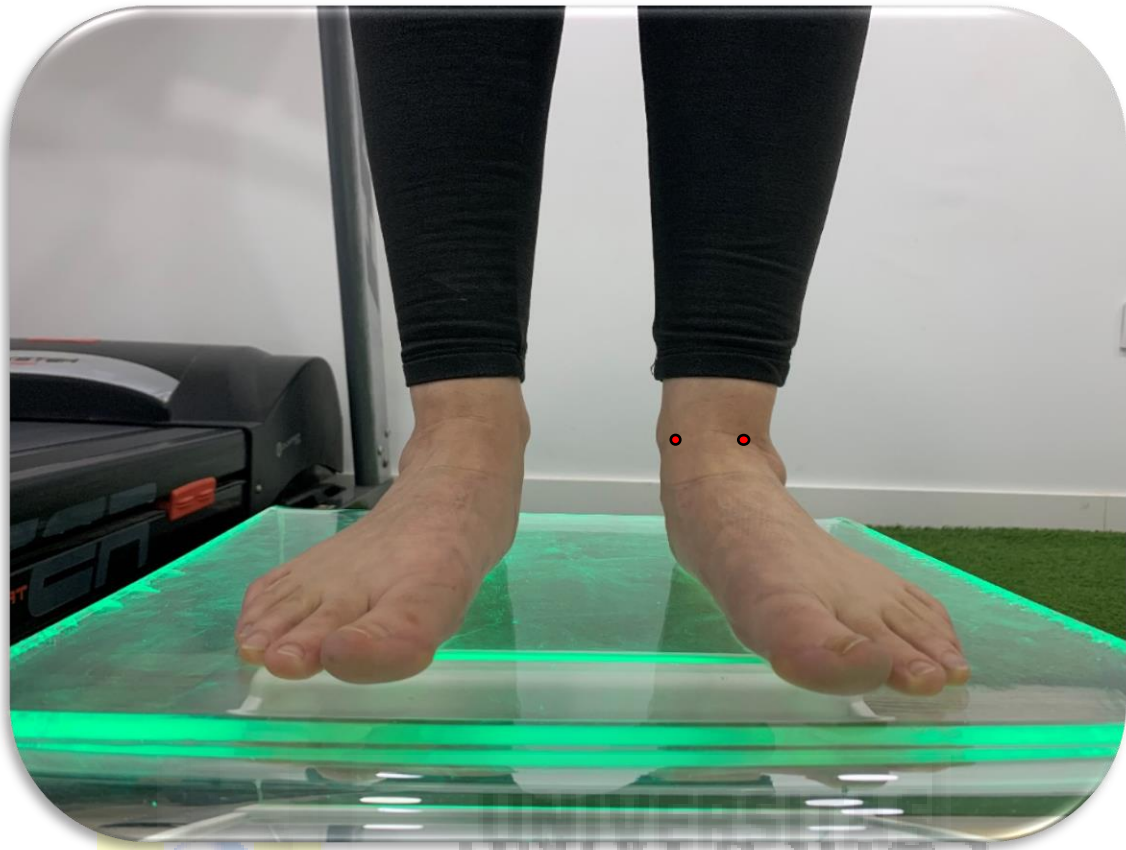


Figura 1. Palpación cabeza del astrágalo

PUNTUACIÓN	
Cabeza del astrágalo palpable en la cara lateral pero no en la cara medial.	-2
Cabeza del astrágalo palpable en la cara lateral y ligeramente en la cara medial.	-1
Cabeza del astrágalo palpable en la cara medial y lateral.	0
Cabeza del astrágalo ligeramente palpable en la cara lateral y palpable en la cara medial.	+1
Cabeza del astrágalo no palpable en la cara lateral, pero si en la cara medial.	+2

Tabla 3. Puntuación palpación de la cabeza del astrágalo.

2. Curvatura supra e inframaleolar lateral.

Observando el maléolo externo en un pie pronado la curvatura bajo el maléolo externo será más acusada que la superior debido a la abducción del pie y eversión calcáneo.



Figura 2. Curvatura supra e inframaleolar lateral.

PUNTUACIÓN	
Curva debajo del maléolo más recta o convexa.	-2
Curva debajo del maléolo cóncava pero más plana aunque más que la curva superior.	-1
Ambas supra e infra curvatura maleolar iguales.	0
Curva debajo del maléolo más cóncava que la supra.	+1
Curva infra maleolar marcadamente más cóncava que la curva supra	+2

Tabla 4. Puntuación curvatura supra e inframaleolar lateral.

3. Posición del calcáneo en el plano frontal.

Este criterio se realiza por medio de la observación y es equivalente a las mediciones que normalmente se realizan para cuantificar la posición neutra y relajada del calcáneo en apoyo. Con el paciente en bipedestación en posición relajada de espaldas, observamos la cara posterior el calcáneo y se visualiza con el explorador perpendicular al eje del pie. En un pie pronado tendrá grados en valgo.

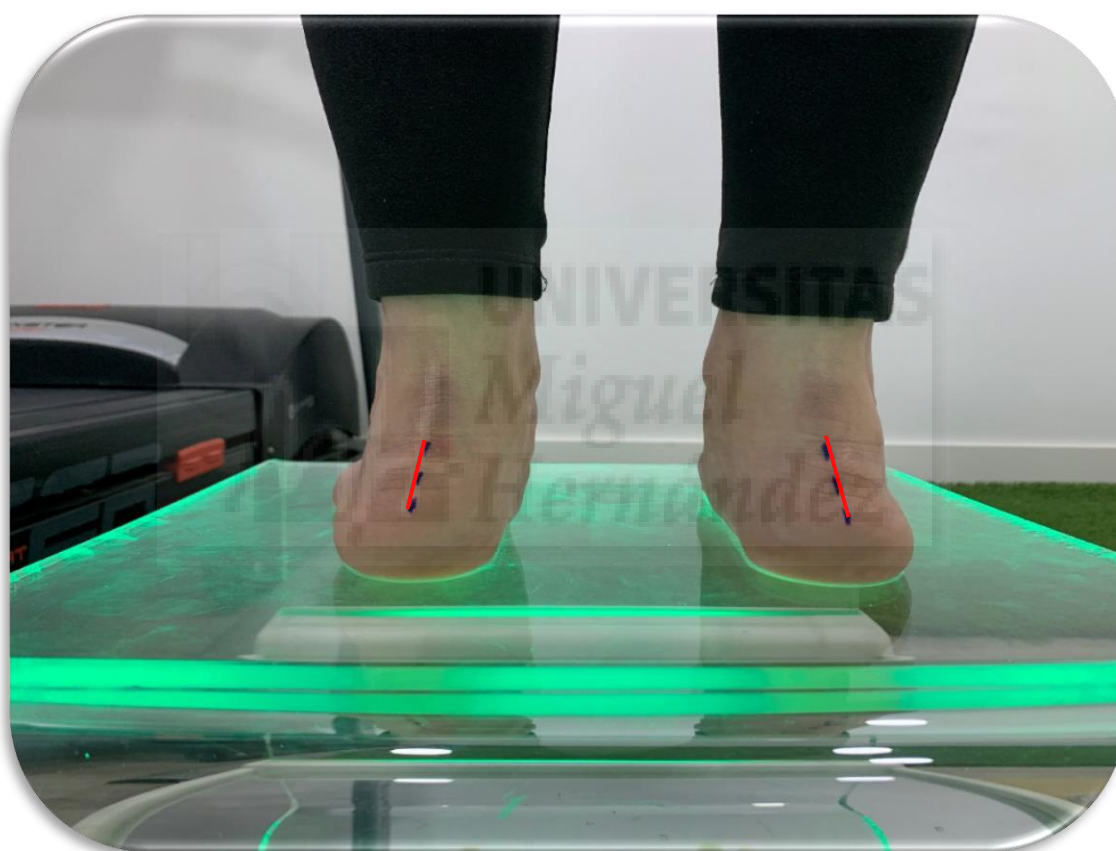


Figura 3. Posición del calcáneo en el plano frontal.

PUNTUACIÓN	
Más de 5 grados de estimación de inversión o varo.	-2
Entre la vertical y los 5 grados de estimación de inversión o varo.	-1

Vertical.	0
Entre la vertical y los 5 grados de estimación de eversión o valgo.	+1
Más de 5 grados de estimación de eversión o valgo.	+2

Tabla 5. Puntuación posición del calcáneo en el plano frontal.

4. Prominencia de la región talo navicular.

En un pie neutro el área del pie equivalente a la articulación astrágalo escafoidea (AAE) es plana. La AAE se convierte más prominente si la cabeza del astrágalo se aduce y el retropié se evierte. El abultamiento de esta zona se asocia por lo tanto a un pie pronado. En un pie supinado el área del pie está hundida.



Figura 4. Prominencia de la región talo navicular.

PUNTUACIÓN	
Área de la AAE marcadamente cóncava.	-2
Área de la AAE ligeramente pero poco definido de forma cóncava.	-1
Área de la ATN plana.	0
Área de la AAE ligeramente abultada.	+1
Más de 5 grados de estimación de eversión o valgo.	+2

Tabla 6. Puntuación prominencia de la región talo navicular.

5. Congruencia del arco longitudinal interno.

Mientras la altura del arco es un gran indicador de la función de pie, la forma del arco puede ser igual de importante. En un pie neutro la curvatura del arco interno debe ser relativamente uniforme, similar al segmento de una semicircunferencia. Cuando un pie se supina la curvatura del arco longitudinal interno se vuelve más aguda a nivel posterior (calcáneo) y al final del arco (primer radio). En pies excesivamente pronados el arco interno se aplanan a nivel central y las articulaciones mediotarsales y Linsfranc se abren.

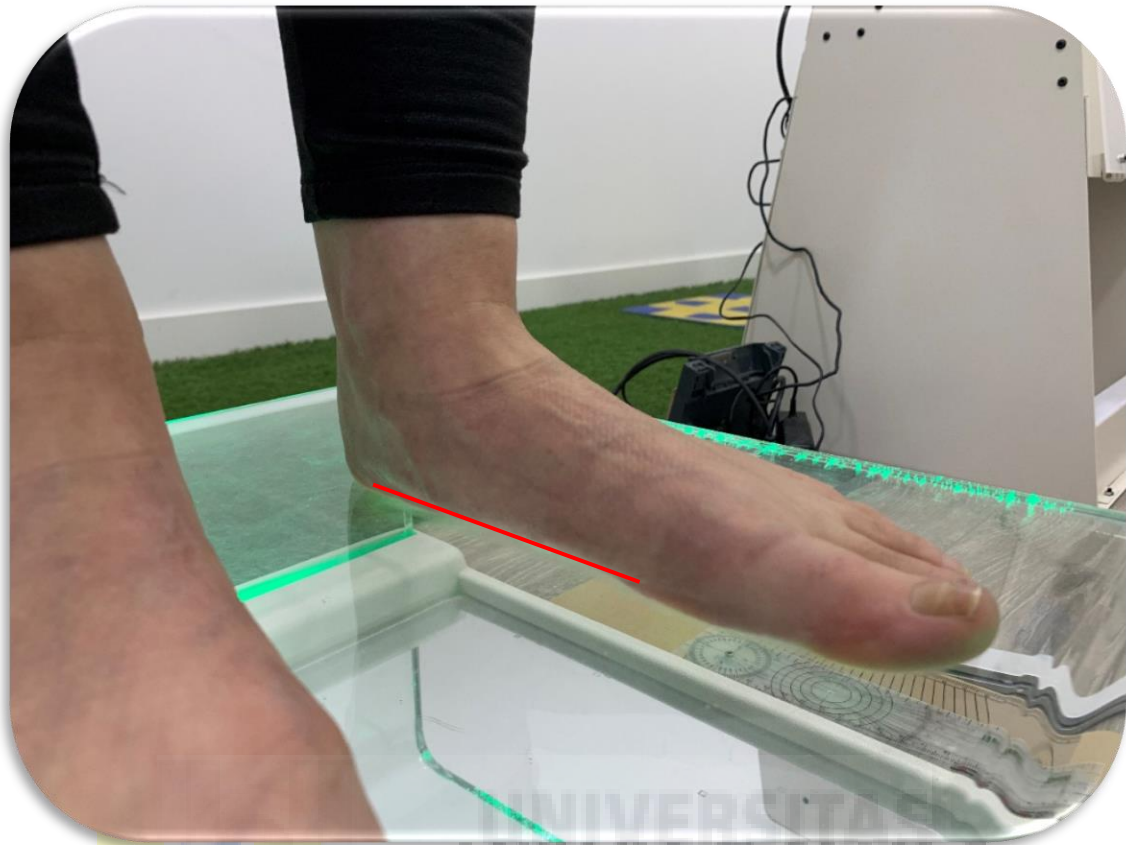


Figura 5. Congruencia del arco longitudinal interno.

PUNTUACIÓN	
Arco alto y angulado hacia posterior.	-2
Arco moderadamente alto y ligeramente angulado hacia posterior.	-1
Altura del arco normal y curvatura concéntrica.	0
Arco ligeramente disminuido con ligero aplanamiento de la porción central.	+1
Arco severamente aplanado y contacto con el suelo.	+2

Tabla 7. Puntuación congruencia del arco longitudinal interno.

6. Abducción \ aducción del antepié respecto al retropié.

Cuando observamos el pie directamente desde atrás, en línea con el eje longitudinal del talón (no el eje del pie), en un pie neutro observaremos la misma porción del

antepié a nivel medial y lateral. En un pie supinado el antepié estará aducido respecto al retropié dando lugar a mayor visibilidad en la cara medial. Al revés, la pronación cursa con abducción del antepié dando lugar a un antepié más visible en la cara lateral.

PUNTUACIÓN	
Los dedos laterales no se visualizan. Visibilidad marcada de dedos mediales.	-2
Los dedos mediales más visibles que los laterales.	-1
Dedos mediales y laterales igual de visibles.	0
Dedos laterales ligeramente más visibles que los mediales.	+1
Dedos mediales no visibles. Dedos laterales claramente visibles.	+2

Tabla 8. Puntuación abducción \ aducción del antepié respecto al retropié.

El sistema usado para las mediciones es el "RunScribe", compuesto por un par de sensores inerciales portátiles, los cuales tienen la misma tecnología de sensor que se usa en las Unidades de Medición Inercial (IMU), que se encuentran en todo, desde vehículos aéreos no tripulados (UAV) hasta satélites hasta el módulo de aterrizaje de Marte. Estas unidades funcionan combinando los resultados de una serie de sensores (acelerómetros, giroscopios y magnetómetros) para determinar con precisión los atributos de rotación como inclinación, el balanceo y la orientación utilizando una técnica llamada sensor fusión. Estos sensores constan de 9 ejes, frecuencia de muestreo de 500 Hz, memoria flash incorporada de 16 MB. Tiene un tamaño de 35x25x7.5mm y un peso de 15g. Resistente al agua, comunicación por Bluetooth inteligente transfiriendo la información a un aparato móvil ya sea Android 4.4+ o IOS 9+. Es un sistema validado.⁽¹⁵⁾



Figura 6. Sensores Inerciales RunScribe.

Las métricas del RunScribe:

- Pasos.
- Distancia
 - Paso: La velocidad de carrera es una función de Stride Rate (SR) y Stride Length (SL) y se calcula mediante la ecuación:
Velocidad = SR X SL.

- Tiempo (Correr, caminar, estacionario)
- Longitud de zancada: La distancia entre dos colocaciones

sucesivas del mismo pie, que consiste en longitudes de 2 pasos. El sistema estimará una longitud de zancada predeterminada.

Indicadores de eficiencia

Las métricas de eficiencia son una forma poderosa de:

- Evalúa la calidad de tu mecánica de zancada.
- Cuantificar el impacto de la formación en el rendimiento.
- Evaluar el impacto del ritmo en la eficiencia del paso.

- Tasa de zancada: (SR) se refiere a la cantidad de pasos que un corredor toma por minuto. La velocidad es una función de SR y Stride Length (SL) y se calcula mediante la ecuación: $Velocidad = SR \times SL$.
- Tiempo de contacto: Tiempo en ms el pie está en contacto con el suelo. El tiempo de contacto se mide desde el talón hasta la punta.
- Ratio de vuelo: Esta es la relación entre el tiempo de "Vuelo" de un corredor en el aire (fase sin contacto con el suelo) y el tiempo de paso general.

Perfil de movimiento

- Tipo de huella
- Excursión de pronación: el rango total de movimiento angular (en grados) a medida que el pie se desplaza hacia adentro calculando el punto de pronación máxima. Se calcula midiendo el ángulo de la parte trasera del talón durante el contacto con el suelo mientras se corre y / o camina.

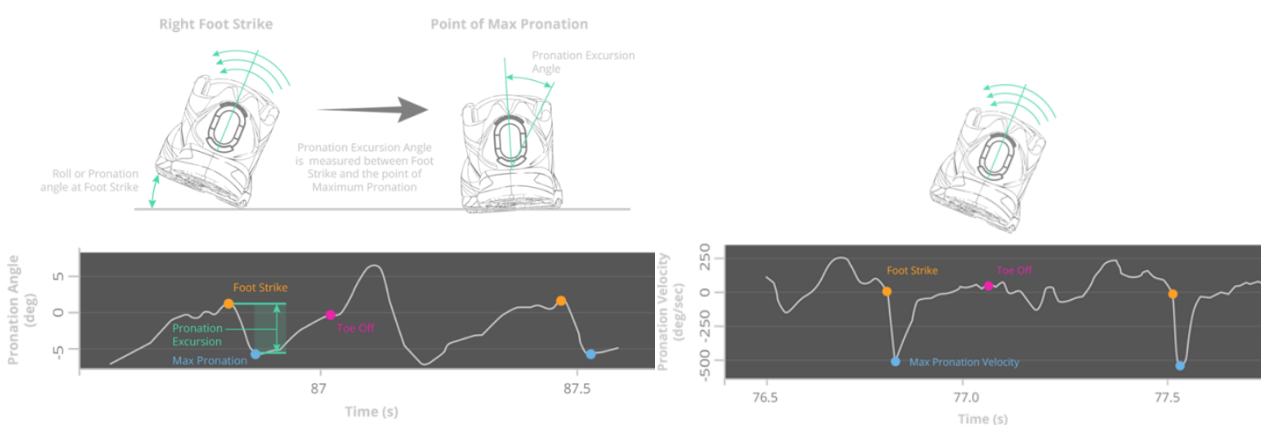


Figura 7. Excursión de pronación máxima y velocidad de pronación.

- Velocidad de pronación: La velocidad angular máxima durante la marcha.

Choque













- Shock Gs (por huella y acumulativo): Combina Impact Gs y Frenada Gs en una sola métrica, que representa la cantidad total de "Shock" incurrida por paso.
- Impacto Gs: Es el componente vertical de Peak Gs que se correlaciona con las fuerzas de impacto en el suelo experimentadas durante la marcha.
- Frenado Gs: Es el componente horizontal de Peak Gs. Se correlaciona con las fuerzas de frenado experimentadas en las pisadas.

Simetría

- Instánea de simetría y metricas R v L simultaneas.

Las ortesis plantares utilizadas para el estudio nos las proporcionan la casa comercial de Perpedes Tecnoinsole, S.L.

Consta de dos pares de plantillas por participante, unas con un medial heel skive en material de EVA y otra con un medial heel skive de material polipropileno. Ambos medial heel skive de 6 mm de profundidad y una angulación de 15°. ^(8,9)

Participante 1	Participante 2	Participante 1	Participante 2
 Material EVA Monodensidad 40° Shore-A, rojo con suela.	 Material EVA Monodensidad 40° Shore-A, rojo con suela.	 Material polipropileno natural.	 Material polipropileno natural.
 Acabado hasta retrocapital.	 Acabado hasta retrocapital.	 Acabado hasta retrocapital.	 Acabado hasta retrocapital.
 Forro EVA 35° Shore-A 2mm	 Forro EVA 35° Shore-A 2mm	 Forro EVA 35° Shore-A 2mm	 Forro EVA 35° Shore-A 2mm





















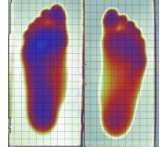
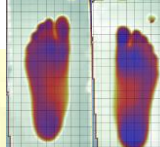
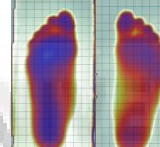
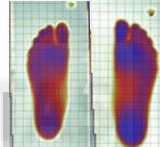
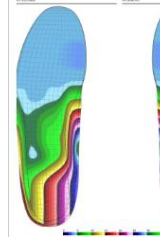
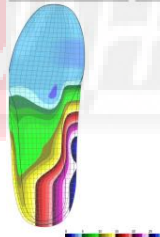
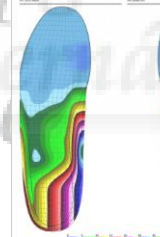
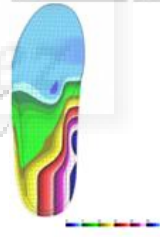




 Cazoleta media 12 mm.	 Cazoleta media 12 mm.	 Cazoleta media 12 mm.	 Cazoleta media 12 mm.
 Espesor armazon 3 mm	 Espesor armazon 3 mm	 Espesor armazon 2 mm	 Espesor armazon 2 mm
 Espesor borde 3mm	 Espesor borde 3mm	 Espesor borde 3mm	 Espesor borde 3mm
 Cuña intrínseca de retopie – Medial Heel Skive. 6 mm, 15°.	 Cuña intrínseca de retopie – Medial Heel Skive. 6 mm, 15°.	 Cuña intrínseca de retopie – Medial Heel Skive. 6 mm, 15°.	 Cuña intrínseca de retopie – Medial Heel Skive. 6 mm, 15°.
 Talla 44	 Talla 37	 Talla 44	 Talla 37
 Molde en carga relajada	 Molde en carga relajada	 Molde en carga relajada	 Molde en carga relajada
 Molde en carga	 Molde en carga	 Molde en carga	 Molde en carga
			

Tabla 9. Tipos de ortesis plantares incorporadas al estudio.

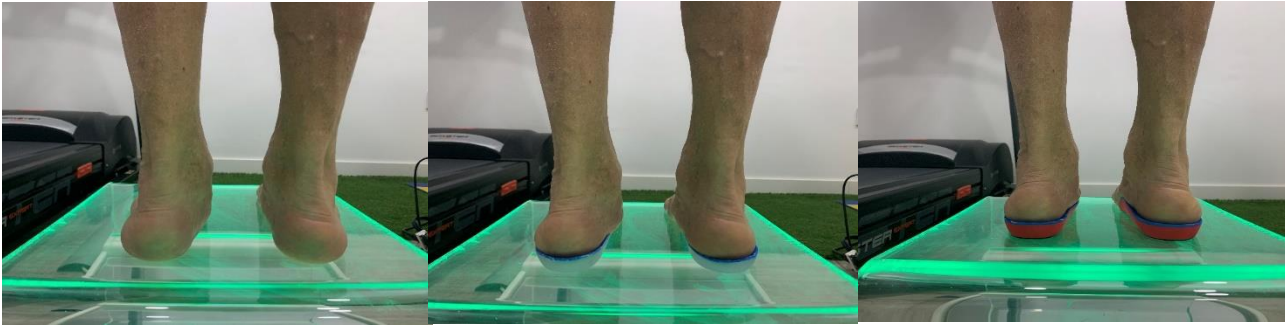


Figura 8. Paciente sin ortesis plantar, con ortesis plantar de polipropileno y con ortesis plantar de EVA. Corrección de la pronación con un medial heel skive de diferentes materiales.

La cinta de correr que empleamos fue el modelo BH Fitness i.F3 Dual G6424UW con una estructura extra ancha de 140x51 cm, Green Power Technology, medición de pulsos por contacto, peso máximo usuario 130kg, dimensiones 184cm x 94cm x 184 cm, potencia 3,0CV/ 1,75 CV, velocidad 1-18 km/h.

Las indicaciones para el desarrollo de las pruebas en la cinta de correr fueron para cada participante las siguientes:

- Marcha con zapatilla sin ortesis plantar de 5 min, a velocidad de 5 km/h, recorrido de 400m.
- Marcha con zapatillas y con ortesis plantar (Medial heel skive de material EVA) de 5 min, a velocidad de 5 km/h, recorrido de 400m.
- Marcha con zapatilla y con ortesis plantar (Medial heel skive de polipropileno) de 5min, a velocidad de 5 km/h, recorrido 400m.



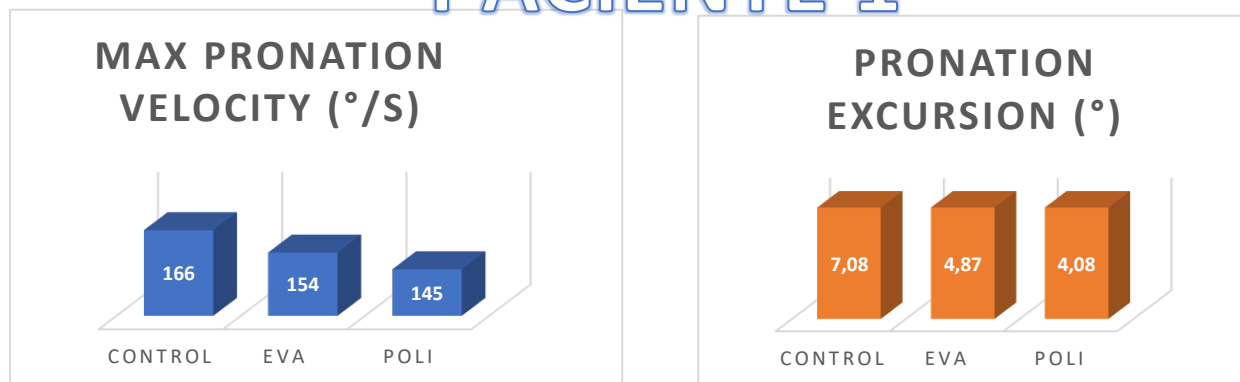
Figura 9. Cinta de correr BH Fitness i.F3 Dual G6424UW.

RESULTADO

	PACIENTE 1 (SEXO MASCULINO, 65 AÑOS, 175CM, 70KG)					PACIENTE 2 (SEXO FEMENINO, 32 AÑOS, 161 CM, 57 KG)						
	CONTROL	EVA	POLI	M.EVA/POLI	Δ. CONTROL/EVA	CONTROL/PO	CONTROL	EVA	POLI	M. EVA/POLI	Δ. CONTROL/EV.	CONTROL/PO
Max Pronation Velocity (°/s)	166	154	145	149,5	160	155,5	159	148	137	222	153,5	148
Pronation Excursion (°)	7,08	4,87	4,08	4,475	5,975	5,58	6,45	5,33	4,89	5,11	5,89	5,67
Braking g	3,45	4,04	3,13	5,605	5,47	5,015	2,72	3,07	2,12	4,13	4,255	3,78
Impact g	6,05	5,64	5,92	8,6	8,87	9,01	4,02	3,37	3,91	5,325	5,705	5,975
Stride Length (m)	1,51	1,5	1,44	2,22	2,26	2,23	1,49	1,49	1,51	2,245	2,235	2,245
Contact Time (ms)	637	640	664	972	957	969	690	713	718	1072	1046,5	1049

Tabla 10. Resultados de las variables dependientes e independientes para dos participantes.

PACIENTE 1



PACIENTE 2

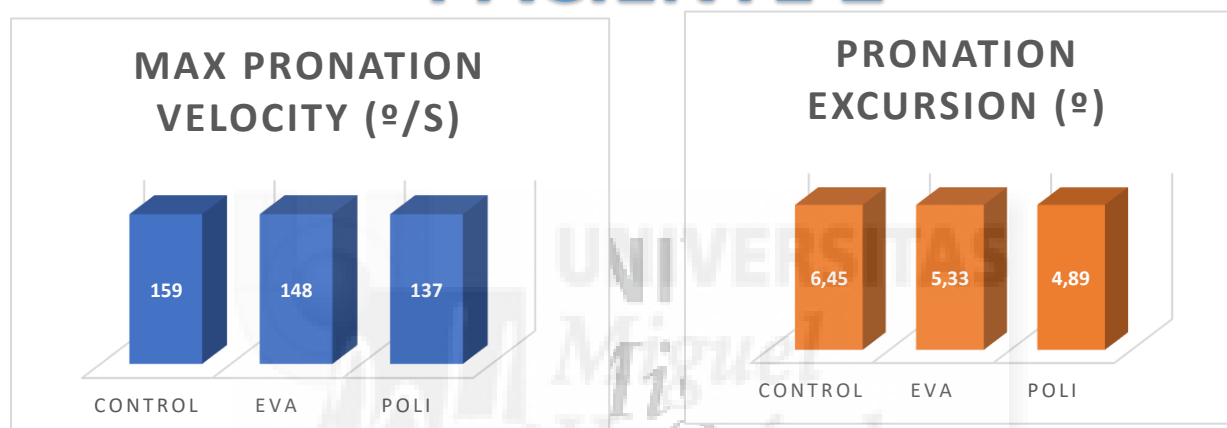


Figura 10. Graficas de los participantes 1 y 2 para variables independiente y dependientes.

Participaron dos pacientes de sexos diferentes con una media de edad de 48,5 años del total de la muestra. Se obtuvo una media de estatura de media de 1,68 cm y un peso de 63,5 kg., no habiendo una diferencia significativa y no siendo esto influyente para los resultados. Ambos participantes obtuvieron un FPI ≥ 6 .

Se encontraron diferencias significativas en cinemática entre la variable independiente "Control" (marcha sin ortesis plantar) en comparación con la "EVA" (marcha con ortesis plantar de EVA), y también en la variable independiente de la "EVA" con el "Poli" (marcha con ortesis plantar de polipropileno) todas estas para la condición de variables dependientes de máxima velocidad de pronación y excursión de pronación.

Los resultados obtenidos son:

Las variables dependientes en el plano frontal nos concluyen que, respecto a la cinemática, la variable excursión de pronación nos informa de que la ortesis plantar de Poli corrige más los momentos pronadores en la marcha que la ortesis plantar de EVA o la variable control y para la variable velocidad máxima de pronación, la ortesis plantar de Poli corrige más los momentos pronadores en la marcha que la ortesis plantar de EVA o la variable control. Las variables cinéticas nos dicen que impacto g, no hay resultados significativos para ninguna variable independiente y para la variable frenado g aumenta para la variable independiente EVA. Por último, para las variables espacio-temporales obtenemos que el tiempo de contacto aumento para la ortesis plantar de poli y que la longitud de zancada no hubo resultados significativos para ninguna de las variables independientes.

DISCUSIÓN

Se demostró que la ortesis plantar con medial heel skive de EVA son efectivos para disminuir la velocidad máxima de pronación y la excursión de pronación durante el desarrollo de la marcha. También se demostró que son más eficaces y que corrigen más la plantillas de medila heel skive de polipropileno en comparación con las de EVA durante el desarrollo de la marcha.

La hipótesis original de que un medial heel skive ya sea de polipropileno o de EVA controla la misma cantidad de momentos pronadores de la articulación de la subastragalina en la marcha fue rechazado ya que la ortesis plantar de medial heel skive de polipropileno corrige más los momentos pronadores de la articulación subastragalina que la plantilla de medial heel skive de EVA.

Para ambos participantes se disminuyó la velocidad de pronación y la excursión de pronación durante la marcha en mayor cantidad con la ortesis plantar de medial heel skive de polipropileno.

Así que es posible reducir en el plano frontal durante la actividad los momentos pronadores de la articulación subastragalina gracias a las ortesis plantares de medial heel skive de EVA y con mayor corrección las ortesis plantares de medial heel skive de polipropileno.

Podremos decir que la dureza de la ortesis plantar de poli controla más la pronación de la articulación subastragalina, aumenta también el tiempo de contacto durante la marcha. En cambio, las ortesis plantares de EVA aumenta el impacto en el suelo que representa las fuerzas de deceleración horizontal durante la respuesta de carga y se aumentaron levemente durante la marcha por tener menos dureza y ser más amortiguador. Así se por las diferentes durezas de ambos materiales, se podría usar el polipropileno en ortesis plantares con medial heel skive para personas con pies altamente pronados y las ortesis plantares de EVA para personas con un pie pronado.

Es uno de los primeros estudios piloto que utiliza un producto de uso comercial para evaluar los efectos de la ortesis plantar en la biomecánica de la práctica de la marcha humana. El uso de sensores inerciales portátiles es muy prometedor para promover el campo de la biomecánica deportiva en la obtención de gran cantidad de datos sobre esta.

LIMITACIONES

En primer lugar, nuestro estudio los participantes no estaban familiarizados con los soportes externos (Plantillas) que se usan en este estudio, siendo algo nuevo a lo que no están acostumbrados.

En segundo lugar, se usó una cinta de correr para el desarrollo de la marcha no siendo esta un ambiente natural para el desarrollo de la marcha humana más natural.

En tercer lugar, de las limitaciones fue el coste de las ortesis plantares por parte del estudiante.

Y como consecuencia, en cuarto lugar, se realizó un estudio piloto con un bajo porcentaje de participantes.

Por último, y, en quinto lugar, al haber un porcentaje bajo de participación por el coste del estudio no se realizó la estadística ya que no teníamos datos suficientes para sacar resultados significativos.

CONCLUSIONES

Los resultados de este estudio demuestran que, respecto a las variables cinemáticas, aunque los dos tipos de plantillas de medial heel skive de EVA y de polipropileno son eficaces para limitar los momentos pronadores de la articulación subastragalina en la marcha observamos que:

En primer lugar, la ortesis plantar de medial heel skive de EVA controlan los momentos pronadores durante la marcha en comparación de no llevar ortesis plantar.

En segundo lugar, la ortesis plantar de medial heel skive de polipropileno corrige aun más los momentos pronadores en la marcha que la ortesis plantar de medial heel skive de EVA, reduciendo la velocidad y excursión de pronación.

La ortesis plantar de poli aumenta el tiempo de contacto respecto a la ortesis plantar de EVA y la variable control.

La frenada g aumenta con la ortesis plantar de EVA ,la longitud del paso y el impacto g las ortesis plantares de poli, EVA y la variable control no produce cambios.

BIBLIOGRAFIA

1. Sous Sánchez JO, Navarro Navarro R, Navarro García R, Brito Ojeda E, Ruiz Caballero JA. Bases anatómicas del tobillo. Canar Médica Y Quirúrgica [Internet]. 2011;8(24):4-12. Disponible en:
https://acceda.ulpgc.es:8443/bitstream/10553/5754/1/0514198_00024_0001.pdf
[df%0Ahttps://acceda.ulpgc.es/bitstream/10553/5754/1/0514198_00024_0001.pdf](https://acceda.ulpgc.es/bitstream/10553/5754/1/0514198_00024_0001.pdf)
2. Abols Y. Biomecánica y fisiología articular subastragalina. EMC - Podol [Internet]. 2015;11(1):1-5. Disponible en: [http://dx.doi.org/10.1016/S1762-827X\(09\)70689-3](http://dx.doi.org/10.1016/S1762-827X(09)70689-3)
3. Coll D. Nuestro Concepto Actual Del. 1936;
4. Toullec E. Pie plano del adulto. EMC - Podol [Internet]. 2015;14(2):1-8. Disponible en: [http://dx.doi.org/10.1016/S1762-827X\(12\)62105-1](http://dx.doi.org/10.1016/S1762-827X(12)62105-1)
5. Perez Muñoz J, Gómez Gonzales A. Relación de la postura del pie con las lesiones más frecuentes en atletas. Un estudio piloto. Arch Med Deport [Internet]. 2015;32(2):76-81. Disponible en:
http://archivosdemedicinadeldeporte.com/articulos/upload/166_or02.pdf
6. Redmond AC, Crosbie J, Ouvrier RA. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. Clin Biomech. 2006;21(1):89-98.
7. Kirby K. Rotational equilibrium across the subtalar joint axis. J Am Podiatr Med Assoc. 2014;79(1):1-14.
8. Kirby K. The medial heel skive technique. Improving pronation control in foot orthoses. J Am Podiatr Med Assoc. 2014;82(4):177-88.
9. Bonanno DR, Zhang CY, Farrugia RC, Bull MG, Raspovic AM, Bird AR, et al.

- The effect of different depths of medial heel skive on plantar pressures. *J Foot Ankle Res* [Internet]. 13 de diciembre de 2012 [citado 1 de abril de 2019];5(1):20. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22889267>
10. McPoil T, Cornwall M. The effect of foot orthoses on transverse tibial rotation during walking. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2014;90(1):2-11.
 11. Redmond A, Lumb P, Landorf K. Effect of cast and noncast foot orthoses on plantar pressure and force during normal gait. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2014;90(9):441-9.
 12. Escamilla-Martínez E, Martínez-Nova A, Gómez-Martín B, Sánchez-Rodríguez R, Fernández-Seguín LM. The Effect of Moderate Running on Foot Posture Index and Plantar Pressure Distribution in Male Recreational Runners. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2014;103(2):121-5.
 13. Porkodi K. *Ac ce d M us p*. 2007;(li):1-3.
 14. Koldenhoven RM, Hertel J. Validation of a Wearable Sensor for Measuring Running Biomechanics. *Digit Biomarkers* [Internet]. 2018;2(2):74-8. Disponible en: <https://www.karger.com/Article/FullText/491645>
 15. Van Gent RN, Siem D, Van Middeloop M, Van Os AG, Bierma-Zeinstra SMA, Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: A systematic review. *Sport en Geneeskd*. 2007;40(4):16-29.
 16. Luis Manzini J. Declaración de Helsinki: Principios éticos para la investigación médica sobre sujetos humanos. *Acta Bioeth* [Internet]. 2000;año(2):321-34. Disponible en: <http://www.scielo.cl/pdf/abioeth/v6n2/art10.pdf>
 17. Sentencia L, Constitucional T, Org L, li T, Disposiciones TIII, li T, et al. Juan carlos i. 2003;43088-99.

Anexo .



Consentimiento informado (Anexo1)

Estudio del efecto de los diferentes materiales para un medial heel skive en los momentos pronadores de la marcha en deportistas con un FPI ≥ 6 .

El/la Paciente D/D^a.....natural de.....

Con domicilió en.....

Ciudad..... Provincia.....

Con edad de Y DNI..... ha sido informado detalladamente sobre el estudio de investigación realizado por el Área de Podología de la Universidad Miguel Hernández, en el que se pretende obtener datos sobre la disminución de los momentos pronadores en la marcha, en deportistas con un FPI ≥ 6 , mediante un medial heel skive de diferentes materiales y por lo tanto, DOY MI CONSENTIMIENTO a la participación de dicho estudio que se me propone y DECLARO:

1. Estar satisfecho/a de la información que he recibido sobre el estudio que se va a llevar a cabo.
2. Que he comprendido la información que me han proporcionado, las características, objetivos del estudio, así como los posibles beneficios y riesgos del mismo.
3. Se me ha asegurado que se mantendrá la confidencialidad de mis datos.
4. Me han dado la oportunidad para realizar preguntas y plantear dudas. Todas las preguntas fueron contestadas satisfactoriamente.
5. El consentimiento lo otorgo de manera voluntaria y que soy libre de retirarme del estudio en cualquier momento del mismo.

Fecha:

Firma del participante/paciente:

“Hago constar que he explicado las características y el objetivo del estudio y sus riesgos y beneficios potenciales a la persona cuyo nombre aparece escrito más arriba. Esta persona otorga su consentimiento por medio de su firma fechada en este documento”.

Firma del investigador/entrevistador:
M.^a Victoria Caballero San Fulgencio.

HOJA DE EXPLORACION DEL PACIENTE(Anexo 2)

Datos personales

Nombre	
Apellidos	
Edad	
Dirección	
Telefono	
Email	
DNI	

Antecedentes medicos

Alergico a	
medicamentos	
Operaciones	
Lesiones	
Farmacos de	
Enfermedades de interes	

INDICE POSTURAL DEL PIE

	DERECHO	IZQUIERDO
Palpación de la cabeza del astrágalo.		
Curvatura supra e inframaleolar lateral.		
Posición del calcáneo en el plano frontal.		
Prominencia de la región talo navicular.		
Congruencia del arco Longitudinal interno.		
Abducción / Aducción del antepie respecto al retropié.		
TOTAL		