



**PAPEL DE LA ORTESIS EN EL MANEJO DEL PIE PLANO ESTUDIO INTERVEN-
CIONAL**

**Luis Dulcey¹, Héctor Moreno², Juan Theran³, John Castillo⁴, Raimondo Caltagirone⁵,
Andrés Visintini⁶, Rafael Parales⁷, Melissa Aguas⁸, Diana Villamizar⁹, Andreina
Araujo¹⁰.**

1. Universidad de los Andes Mérida Venezuela. Médico Internista. <https://orcid.org/0000-0001-9306-0413>.
2. Universidad de los Andes Merida Venezuela. Médico Internista. <https://orcid.org/0000-0001-5587-503X>
3. Universidad de Santander. Colombia. Residente de Medicina Familiar. <https://orcid.org/0000-0002-4742-0403>
4. Universidad de Santander Colombia. Medico General. <https://orcid.org/0000-0002-7703-2436>
5. Universidad de los Andes Merida Venezuela. Médico Internista. <https://orcid.org/0000-0002-3713-9335>
6. Universidad del Magdalena. Colombia. Médico General. <https://orcid.org/0000-0003-0797-3035>
7. Universidad Autónoma de Bucaramanga. Interno de Pregrado en Medicina. <https://orcid.org/0000-0002-7887-5611>
8. Universidad de Santander. Medico General <https://orcid.org/0000-0002-9428-247X>
9. Universidad Industrial de Santander Colombia. Especialista en Medicina Fisica y rehabilitación
10. Universidad de los Andes Mérida Venezuela. Especialista en Ortopedia.

CORRESPONDENCIA: Edificio del Rectorado de la ULA, Av. 3 Independencia entre 23 y 24, Av. 3 Independencia, Mérida 5101, Mérida, Venezuela. Luis Dulcey.

Email: luismedintcol@gmail.com

**RESUMEN.**

El pie plano favorece la aparición de trastornos generalizados de miembros inferiores por sobrecarga. El objetivo del estudio es monitorear los cambios en los parámetros biomecánicos del pie plano durante una intervención compleja. El estudio incluyó un grupo experimental de 20 participantes (edad promedio: 12 años, peso promedio: 48,18 kg) diagnosticados con pie plano bilateral. Los parámetros biomecánicos del pie plano se evaluaron con la placa de presión RS scan que se utilizó para medir el área de contacto activo y la fuerza máxima (Fmax) para 10 áreas del pie. Los participantes fueron evaluados en dos momentos (T1 y T2), a los 6- intervalo de meses. El tratamiento consistió en una intervención ortésica y un programa de fisioterapia realizado durante todo este período. Hay valores promedio más altos en el momento T1 para el pie derecho en las siguientes áreas de contacto: Mediopié - 33,6 cm², Talon medio - 15,42 cm², Metatarsiano 2 - 10,67 cm², Metatarsiano 1 - 11,14 cm²; en T2, se nota una disminución del 2% para todas las áreas de contacto. En el momento T1, se registran valores promedio más altos para el pie izquierdo en las siguientes áreas de contacto: Mediopié - 36,42 c, mT2ación medio - 14,55 cm², Metatarsiano 2 - 9,15 cm², Metatarsiano 1 - 8,62 cm²; en T2, se nota una disminución del 6% para todas las áreas de contacto. Los resultados indican un desarrollo bilateral favorable. Existen diferencias significativas entre los dos momentos. El análisis de parámetros biomecánicos ayuda a monitorear los cambios en el pie plano bajo la intervención de tratamiento específico.

PALABRAS CLAVE: cinética, parámetros biomecánicos, pie plano, órtesis.

ROLE OF ORTHOTICS IN THE MANAGEMENT OF FLAT FEET INTERVENTIONAL STUDY**ABSTRACT**

Flat feet favor the appearance of generalized disorders of the lower limbs due to overload. The objective of the study is to monitor the changes in the biomechanical parameters of flat feet during a complex intervention. The study included an experimental group of 20 participants (average age:



12 years, average weight: 48.18 kg) diagnosed with bilateral flat feet. The biomechanical parameters of flat foot were evaluated with the RS scan pressure plate that was used to measure the active contact area and the maximum force (Fmax) for 10 areas of the foot. The participants were evaluated at two moments (T1 and T2), at a 6-month interval. The treatment consisted of an orthotic intervention and a physiotherapy program carried out throughout this period. There are higher average values at time T1 for the right foot in the following contact areas: Midfoot - 33.6 cm², Mid heel - 15.42 cm², Metatarsal 2 - 10.67 cm², Metatarsal 1 - 11, 14 cm²; at T2, a 2% decrease is noted for all contact areas. At time T1, the highest average values are recorded for the left foot in the following contact areas: Midfoot - 36.42 cm², Metatarsal 2 - 9.15 cm², Metatarsal 1 - 8, 62 cm²; at T2, a 6% decrease is noted for all contact areas. The results indicate a favorable bilateral development. There are significant differences between the two moments. The analysis of biomechanical parameters helps to monitor the changes in flat feet under the intervention of specific treatment.

KEYWORDS: kinetics, biomechanical parameters, flat feet, orthosis.

INTRODUCCIÓN

El pie humano se ha desarrollado a lo largo del tiempo, especializándose en cumplir dos funciones divergentes: el equilibrio estático y la propulsión. Estos objetivos se cumplen mediante una compleja estructura osteoarticular que forma diferentes arcos. El pie es una estructura anatómica compleja que actúa para transmitir la fuerza entre los miembros inferiores y el suelo, lo que permite una marcha y una postura estables. Los arcos de los pies tienen una función importante en la dispersión de

las fuerzas aplicadas al pie en función del tipo de actividad que se realice en un momento dado. La variación en la altura del arco se logra mediante la contracción o relajación de los músculos tibiales. El arco longitudinal medial tiene un papel importante en la fase de propulsión de la marcha, el arco transversal plantar es importante durante el reposo (sin carga), y el arco plantar metatarsiano anterior desaparece en condiciones de marcha durante la fase de carga (antes de la propulsión). El arco longitudinal medial consta de los huesos calcáneo, astrágalo y navicular, los tres

huesos cuneiformes y los tres primeros metatarsianos. El astrágalo está ubicado en la parte superior del arco y brinda estabilidad al actuar como una cuña (palanca) entre el calcáneo y el escafoides. Dawe y Davis (2011) (3,4) afirman que “durante la marcha, el pie funciona como un amortiguador flexible, deformándose en superficies irregulares antes de sufrir una serie de cambios biomecánicos que le permiten actuar como una palanca rígida para ejercer fuerza”. Según Leardini et al. (2014), (5,6) cualquier lesión o trastorno neuromuscular del pie conduce a la disfunción, causando degradación, inestabilidad y afectando la marcha normal. El pie plano, también conocido como pie plano, puede definirse como un trastorno del pie estático caracterizado por el colapso del arco longitudinal medial, eversion del retropié y abducción del antepié cargado. Hay dos tipos de pies planos, a saber, rígidos y flexibles. La forma rígida es un pie plano congénito que a menudo se asocia con una deformidad espástica. La forma flexible se describe como un complejo articular laxo que conduce al desarrollo del pie plano en valgo. La incidencia de pie plano rígido es del 1%

y disminuye la calidad de vida, a menudo requiriendo cirugía y ortesis. El pie plano flexible afecta entre el 2 % y el 23 % de la población adulta, y los pronósticos y las vías siguen siendo predominantemente poco claros, vagos y controvertidos. Vitore et al. (2009) (11,12) encontraron que la incidencia de pie plano flexible estaba entre el 21% y el 57% en niños de 2 a 6 años, pero descendía del 13,4% al 27,6% en estudiantes de primaria. En general, los bebés nacen con pies planos flexibles (El et al., 2006); su arco del pie se desarrolla rápidamente entre los 2 y los 6 años de edad (Volpon, 1994) (18,19) y se vuelve estructuralmente madura a la edad de 12-13 años (García-Rodríguez et al., 1999) (19,20). La morfología plantar permite identificar dos tipos de pie plano según su graduación: Grado 1 - Apoyando el mediopié más de un tercio de la longitud del pie, con una disminución del apoyo externo. Grado 2: Contacto en los bordes exterior e interior del pie pero sin contacto en el arco longitudinal medial. Grado 3: el arco longitudinal medial desaparece por completo; el ancho del arco plantar longitudinal es igual al ancho del arco plantar transversal (metatarsiano).

Grado 4: la huella muestra la presencia de un área de contacto adicional en la parte medial de la parte media del pie. (Moreno de la Fuente, 2009) (25).

Factores que contribuyen a la aparición del pie plano:

1. Baja flexibilidad del tobillo;
2. Debilidad de los músculos del pie;
3. Debilidad de los músculos del tobillo;
4. Mecánica de la postura y la marcha;
5. Debilidad de los músculos de la cadera;
6. Supinación del pie.

El abordaje terapéutico del pie plano es extremadamente complejo e implica una doble intervención: fisioterapia y ortesis. Según Periyasamy y Anand (2013) (27), se puede obtener un mejor resultado combinando ejercicios de piernas y ortesis que usando una sola intervención. Los autores anteriores afirman que esta combinación de ejercicios específicos y ortesis mejora la postura del pie y corrige el arco longitudinal medial colapsado del pie durante la marcha. La ortesis correctiva se realiza con ortesis estáticas que son

muy utilizadas y promocionadas en el deporte, así como en el tratamiento de enfermedades congénitas y neuropáticas del pie. Se utilizan en muchos deportes, pero especialmente en el atletismo, no solo para correcciones estáticas del pie, sino especialmente por una de sus propiedades más importantes, la de absorber los golpes y reducir la transmisión de fuerza al pie y la cadena de miembros inferiores. Varios autores han señalado que, en el clima clínico actual, la ciencia del diseño y la función de la ortesis parece estar algo eclipsada por la prescripción generalizada de ortesis estáticas, principalmente en el deporte. (Brodsky et al., 2007) (8,9).

Las ortesis de pie rígido se prescriben en el tratamiento conservador del pie plano (Landorf & Keenan, 2000) (21,22). No existe una clasificación general de los tipos de órtesis de corrección del pie estático, y la tendencia es recomendarlas sin diferenciar demasiado entre órtesis prefabricadas y personalizadas (adaptadas a la patología del pie estático) (Landorf et al., 2001) (23,24).



A través de la variedad de materiales y procesos de fabricación, las órtesis estáticas de corrección del pie tienen como objetivo principal restaurar la alineación de las articulaciones del pie, cambiar los patrones de movimiento de las extremidades inferiores durante la marcha y, lo que es más importante, reducir la patología asociada con las extremidades inferiores (Collins et al. ., 2007; McMillan y Payne, 2008) (18,19).

Una hipótesis sobre el mecanismo por el cual las ortesis de pie tienen un efecto clínico es la influencia de la actividad muscular, y muchos estudios demuestran esta intervención. Por ejemplo, Abbas y Kahtan (2018) (22,26) usaron la plataforma de fuerza para hacer una comparación entre las ortesis de pie rígidas y flexibles, notando que las ortesis de pie plano hechas de material suave (flexible) eran mejores que las ortesis de material rígido debido a la reducción de la presión. Los dos autores afirman que la durabilidad de un material suele evaluarse mediante ensayos de fatiga. En la terapia ortésica, la durabilidad está más apropiadamente determinada por el número de ciclos hasta la pérdida de rendimiento, condición

que puede ocurrir antes del deterioro completo del material.

En este trabajo no pretendemos investigar mediante pruebas de durabilidad cuál de los dos tipos de órtesis sería más eficiente sino monitorizar la eficacia de las órtesis correctoras mediante la placa de presión RSscan, tomando como principal indicador el área de contacto.

En la investigación del pie plano surgen muchas preguntas sobre la complejidad de este trastorno, sus síntomas y cómo los tipos de pie plano influyen en la discapacidad. Si hay muchos tipos de pie plano, ¿todos dan como resultado un arco longitudinal medial colapsado? Estas preguntas pueden generar múltiples temas de investigación.

METODOLOGÍA

El estudio incluyó un grupo de 20 participantes diagnosticados con pie plano bilateral (promedio edad: 12 años, peso medio: 48,18 kg). El período de seguimiento fue entre septiembre de 2020 y febrero de 2021.

EVALUACIÓN BIOMECÁNICA Y MORFOFUNCIONAL

Los parámetros biomecánicos del pie plano se evaluaron con la placa de presión RSscan que se utilizó para medir el área de contacto activo y la fuerza máxima (Fmax) para 10 áreas del pie: talón medio, talón lateral, mediopié (dedos, hallux) y metatarsiano.

Los participantes fueron evaluados en dos momentos (T1 y T2), con un intervalo de 6 meses. Durante este período, usaron ortesis de corrección de pie estáticas flexibles personalizadas y realizaron un programa cinético de pie plano.

Momento T1: sin intervención ortésica y programa cinético; momento T2: después de llevar ortesis de corrección de pie estáticas personalizadas y realizar el programa cinético de pie plano.

La evaluación visual de la huella se realiza con un podógrafo, que indica las presiones plantares por el tamaño y la densidad de un área entintada. La huella resultante refleja la magnitud del arco longitudinal medial.

La evaluación morfofuncional permitió identificar diferencias entre flexibles y pies planos rígidos como sigue:

Pie plano flexible:

-Desaparición del arco longitudinal medial durante las tareas de marcha y postura;

-Reaparición del arco longitudinal medial en reposo sin carga;

-Prueba de Jack (hiperextensión del hallux): involucra la dorsiflexión del hallux realizada por el examinador mientras el paciente está de pie en una posición relajada de dos piernas; en una prueba normal, la dorsiflexión del dedo gordo se realiza libremente con una resistencia mínima, mientras que el movimiento del dedo gordo se asocia con una contracción y elevación del arco longitudinal medial.

-Prueba de elevación del talón de pie: el paciente levanta el talón del suelo y vuelve a la posición inicial repetidamente; en el caso de un pie plano flexible, el talón del paciente se moverá a la posición de varo.

Pie plano rígido:

-Prueba de Jack (hiperextensión del hallux): no aparición del arco longitudinal medial cuando el examinador hiperextiende el hallux del paciente

-Prueba de elevación del talón de pie: en el caso de un pie plano rígido, el talón del paciente no pasar a la posición de varo.

ENFOQUE TERAPÉUTICO

ORTESIS

En este estudio, utilizamos dos tipos de ortesis para pies planos, a saber, de materiales blandos (flexibles) y rígidos.

Las ortesis rígidas de pie plano están fabricadas con materiales termoformables, tienen un bajo grado de elasticidad y están especialmente indicadas para pacientes con estatura y peso superiores a la media, en cuyo caso la fuerza de compresión y el grado de desgaste son elevados.

Las ortesis flexibles están fabricadas con materiales de mayor densidad y elasticidad; están indicados para personas con pie plano grado 1 y grado 2, personas activas y especialmente deportistas.

Las instrucciones especificaban que las órtesis debían usarse durante todo el día, especialmente al realizar actividades deportivas para prevenir la fatiga muscular y así reducir el riesgo de lesiones.

La fisioterapia tenía los siguientes objetivos:

1. Tonificación, en condiciones de músculos plantares acortados;
2. Restauración de la flexibilidad del pie;
3. Lucha contra las contracciones musculares del pie.

Todos los participantes en el estudio realizaron dos sesiones semanales de fisioterapia que incluyeron Ejercicios de corrección específicos para el pie plano. La duración de una sesión fue de 45 minutos.

Programas cinéticos para la corrección del pie plano (Cotoman, 2005):

- Ejercicios para aumentar la flexibilidad.

Ejercicios pasivos: movimiento global del tobillo y todas las articulaciones del pie. Ejercicios de estiramiento del complejo gastrocnemio-sóleo y músculo peroneo corto (para inducir varo y aducción del pie)

- Ejercicios para los músculos del pie.

El músculo tibial posterior a menudo se sospecha de debilidad en personas con

pies planos. Uno de los mejores ejercicios para tonificar tanto el músculo tibial posterior como los extensores de toda la pierna es “levantar sobre los dedos de los pies” (o “levantarse sobre los talones”). Estos ejercicios tenían como objetivo aumentar el tono muscular especialmente en los músculos tibial anterior y posterior, flexor largo del dedo gordo (para neutralizar el valgo), interóseo plantar y abductor intrínseco del dedo gordo (para evitar el aplanamiento del arco anterior).

La activación global y el movimiento de los músculos involucrados en el mantenimiento del arco longitudinal medial y el varo (con y sin carga) se lograron a través de ejercicios de balanceo de una pierna y ejercicios de agarre de los dedos de los pies y caminar.

Ejercicios de propiocepción utilizando caminar de puntillas y talones en 3 series de 15-20 repeticiones; los ejercicios de equilibrio involucraron el apoyo de una sola pierna (para hacer que el pie se ahueque después de la pronación dinámica del antepié) en 3 series de 10 repeticiones (durante 10-15 segundos);

Los ejercicios de plano inclinado y escalada en rampa se realizaron en 3 series de 10 repeticiones. Hay valores medios más altos en el momento T1 para el pie derecho en el siguiente Metatarsiano 2 áreas de contacto: mediopié - 33,6 cm², Talón medio - 15,42 cm², - 10,67 cm², Metatarsiano 1 - 11,14 cm². En T2, también para el pie derecho, se nota una disminución del 2% para todas las áreas de contacto, con la mayor participación en las siguientes áreas: Mediopié - 5%, Talón medio - 2%, Talón lateral - 3%, Metatarsiano 5 - 2%. (Tabla 1). En el momento T1 se registran valores medios superiores para el pie izquierdo como áreas de contacto: mediopié - 36,42 cm², Talón medio - 14,55 cm², Metatarsiano 2 - 9,15 cm², Metatarsiano 1 - 8,62 cm². En T2, también para el pie izquierdo, se nota una disminución del 6%, para todas las áreas de contacto, con la mayor participación en las siguientes áreas: Mediopié - 6%, Talón medio - 3%, Talón lateral - 3%, Metatarsianos 1 y 2 - 8%, Dedos 2-5 - 17%. (Tabla 1). Los resultados indican un desarrollo bilateral favorable que es más pronunciado para el pie izquierdo.

Tabla 1. Valores medios de las áreas de contacto del pie derecho e izquierdo

Zonas de los pies				
Valores medios pie derecho T1		Valores medios pie derecho T2	Valores medios pie izquierdo T1	Valores medios pie izquierdo T2
Peso [kg]	47,5	49	47,4	49
Edad	11,8	12,3	11,8	12,3
Altura [cm]	155,6	157,5	156	157,5
Dedo de pie T [cm ²]	11,5	11,5	13,3	13,1



		5	6	
Dedos [cm ²]	2-5	1 3	1 2 , 9	1 1 , 1
Meta1 [cm ²]		11, 1	1 1 , 1	8 , 6
meta2 [cm ²]		10, 7	1 0 , 9	9 , 2
Meta [cm ²]	3	8.6	9	7 . 7
Meta [cm ²]	4	9,3	9 , 3	8 , 5
Meta5 [cm ²]		7,9	7 , 7	1 0 , 4
Mediopié [cm ²]		33, 6	3 1 , 9	3 6 , 4
Talón medio [cm ²]		15, 4	1 5 , .	1 4 , .

		1	6	
Tacón lateral [cm ²]	13,7	13	12,8	12,4



Figura 1. Diferencias porcentuales T1-T2 en áreas de contacto para el pie derecho

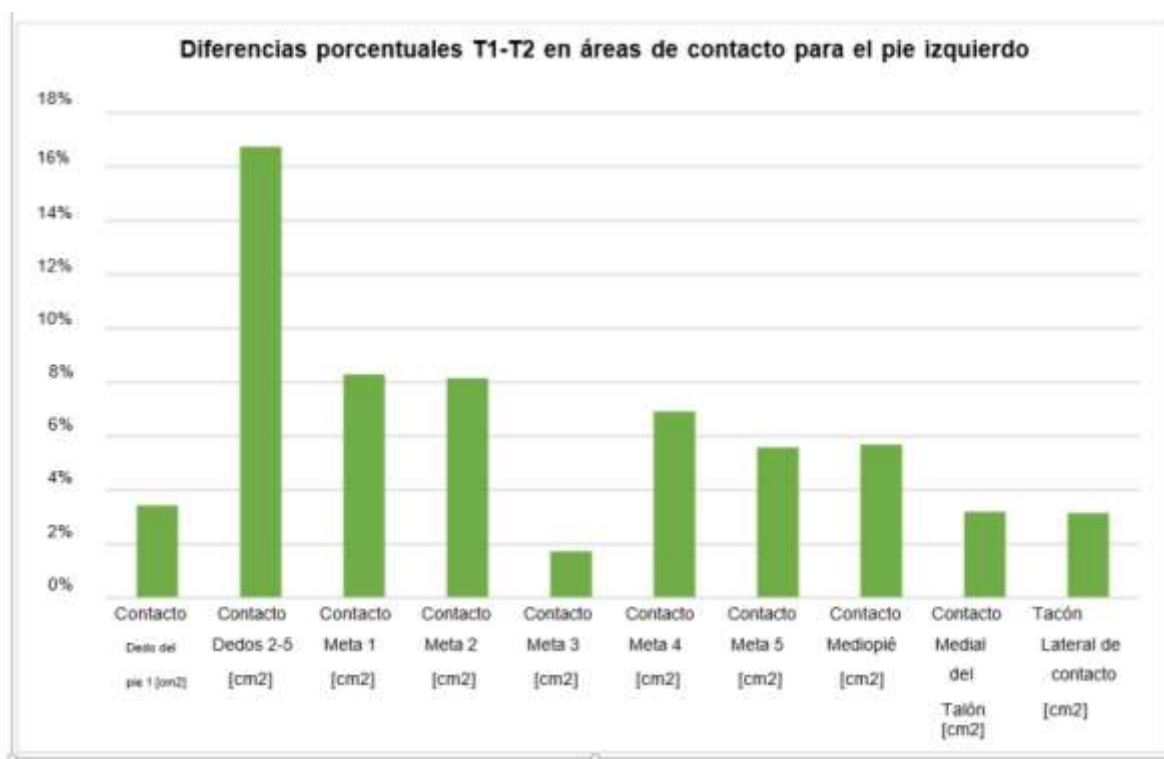


Figura 2. Diferencias porcentuales T1-T2 en áreas de contacto para el pie izquierdo

DISCUSIÓN

Los resultados de nuestro estudio son consistentes con otras investigaciones, mostrando que existen cambios cinéticos y cinemáticos en el pie plano en comparación con el pie normal. Estas alteraciones mecánicas patológicas incluyen mayor eversión del retropié, mayor flexión plantar del antepié, mayor abducción del antepié, menor aducción del antepié, mayor rotación interna tibial y mayor eversión subastragalina.

Todos estos patrones de movimiento alterados afectan la marcha y el equilibrio normales, lo que aumenta el riesgo de lesiones.

Además, durante la fase de apoyo con una sola pierna, se produce una disminución de la actividad de los músculos abductor del dedo gordo, gastrocnemio medial, tibial anterior y vasto medial. Dado que el abductor hallucis actúa como un estabilizador dinámico del arco medial lateral, una menor actividad de este músculo puede conducir a

una disminución de la capacidad biomecánica, mala absorción de fuerzas externas e inestabilidad postural, lo que eventualmente conduce a lesiones (Jung, Koh, & Kwon, 2011; Quim, 2015).

Una alineación del pie mucho más anormal implica la debilidad de los músculos intrínsecos (abductor hallucis, flexor hallucis, flexor digitorum brevis e interóseos), causando disfunción musculoesquelética y lesiones por sobrecarga (Jung et al., 2011).

Nuestra investigación está en línea con la realizada por Kim et al. (2015) en cuanto a las áreas del segundo y tercer metatarsianos, donde se reportan presiones concentradas para pacientes con pie plano en comparación con el grupo control con arco normal del pie durante actividades dinámicas como caminar.

Además, la presión plantar alterada que se observa durante la bipedestación provoca una mala postura. estabilidad, lo que posteriormente conduce a una mayor incidencia de lesiones en las extremidades inferiores. Aunque algunas personas no necesitan intervención, este trastorno debe abordarse con cui-

dado cuando se asocia con dolor y problemas funcionales. Existen varios métodos predefinidos para el manejo del pie plano, que tienen sus ventajas y desventajas; algunos métodos se pueden usar en cualquier lugar, mientras que otros requieren medidas y tecnología extensas para evaluarlos para intervenciones terapéuticas.

El manejo terapéutico se elige en función de la gravedad de la enfermedad, la situación, las necesidades y la accesibilidad a la tecnología y las instalaciones de cada paciente.

Según Jane MacKenzie et al. (2012), existe evidencia limitada sobre la efectividad de las intervenciones no quirúrgicas para el pie plano flexible pediátrico, los autores concluyen que se necesita una investigación futura compleja para evaluar adecuadamente el tipo de pie plano, usar mediciones efectivas con indicadores validados, usar grupos de control para monitorear por separado la efectividad del calzado ortopédico, hacer comparaciones entre grupos de edad, proporcionar evidencia más clara y un seguimiento prospectivo durante un período de tiempo más largo.

Las expectativas sobre los efectos de las ortesis de pie en la biomecánica de las extremidades inferiores se encuentran en la revisión sistemática realizada por Murley et al. (2009) (11,13), quienes investigaron el efecto de la postura del pie, las ortesis de pie y el calzado sobre la actividad muscular de las extremidades inferiores al caminar y correr y concluyeron que “las ortesis de pie aumentan la activación del tibial anterior y el peroneo largo” (p. 172); también afirmaron que en la mayoría de los estudios se informaron “cambios estadísticamente significativos en la activación electromiográfica” (p. 172) (Tomaro & Burdett, 1993; Tome et al., 2006; Mündermann et al., 2006).(3, 8,12)

En su estudio, Jafarnezhadgero et al. (2020) (12-15) examinaron los efectos del uso de ortesis de corrección durante cuatro meses en niños con pie plano, demostrando que la función de coordinación podría ser útil para mejorar el programa de ejercicios para la corrección del pie plano. Kirby (2017) (16) presenta la evolución de las ortesis de pie en el deporte, haciendo un análisis de la evidencia experimental sobre su efectividad y concluyendo que podrían

mejorar la estabilidad postural del individuo. Hertel et al. (2001)(9) afirmaron que la estabilidad postural se reducía más cuando los pacientes ortopédicos realizaban inversión/eversión en lugar de movimientos mediales/laterales sobre la placa, observando movimientos no deseados de la articulación del pie y del tobillo o incluso movimientos restringidos y/o capacidad limitada de los mecanorreceptores para detectar alteraciones del movimiento, que eran aparentemente enmascarados por ortesis correctivas. También relacionado con el hecho de que las ortesis de pie estáticas pueden mejorar la estabilidad postural, Kirby (2017) (9;19,11,15) observa que las personas que realizan la prueba de equilibrio de una sola pierna también muestran una disminución significativa en la desviación del tronco hacia adelante. En el estudio de Romey y Brown (2004) (3) en pacientes con pie plano de grado 3 y grado 4, las ortesis de pie estático redujeron la desviación medial-lateral del pie durante la bipedestación, lo que indica una mejora del equilibrio postural.

CONCLUSIÓN

Los resultados de nuestro estudio son consistentes con los obtenidos por otros autores y destacan la necesidad de un abordaje complejo del pie plano no solo en lo que se refiere a la fisioterapia sino especialmente a la compleja evaluación de esta patología, la prescripción de ortesis y el uso de cinéticas basadas en la evidencia científica. Se destaca que el análisis de las áreas de contacto en términos de distribución de presiones plantares es un elemento que permite conocer mejor el comportamiento de cada área plantar por su propio peso. Nuestro estudio revela que la principal mejora es la expansión del área de contacto general. Las ortesis de corrección de pie estáticas personalizadas pueden cambiar la coordinación interarticular y su variabilidad durante la marcha y puede mejorar la estabilidad del sistema tobillo-pie. Las ortesis de pie mejoran las habilidades de control postural. El programa cinético y el uso de ortesis correctivas personalizadas demuestran su utilidad en el manejo del pie plano. Creemos que el seguimiento de la compleja intervención ortésica y cinética mediante el análisis biomecánico del pie en un intervalo máximo de

6 meses permite modular la intervención.

REFERENCIAS

1. Abbas, D., & Kahtan, Y. Y. (2018). Gait cycle and durability for a modified flat foot orthotics. *International Journal of Mechanical Engineering and Technology*, 09(13), 1690-1699. Brodsky, J. W., Pollo, F. E.,
2. Cheleuitte, D., & Baum, B. S. (2007). Physical properties, durability, and energy-dissipation function of dual-density orthotic materials used in insoles for diabetic patients. *Foot & Ankle International*, 28(8), 880-889. <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.0880>
3. Collins, N., Bisset, L., McPoil, T., & Vicenzino, B. (2007). Foot orthoses in lower limb over use conditions: A systematic review and meta-analysis. *Foot & Ankle International*, 28(3), 396-412. <https://doi.org/10.3113/FAI.2007.0396>
4. Cotoman, R. (2005). Kinetoterapie: Metodica desfășurării activității practice. [Physical therapy: The methodology of carrying out the practical activity]. Editura Fundației România de Măine.
5. Dawe, E. J. C., & Davis, J. (2011). *Anatomy and biomechanics of the foot*

- and ankle. *Orthopaedics and Trauma*, 25(4), 279-286. <https://doi.org/10.1016/j.mporth.2011.02.004>
6. El, O., Akcali, O., Kosay, C., Kaner, B., Arslan, Y., Sagol, E., Soylev, S., Iyidogan, D., Cinar, N., & Peker, O. (2006). Flexible flatfoot and related factors in primary school children: A report of a screening study. *Rheumatology International*, 26(11), 1050-1053. <https://doi.org/10.1007/s00296-006-0128-1>
7. Garcia-Rodriguez, A., Martin-Jimenez, F., Carnero-Varo, M., Gomez-Gracia, E., GomezAracena, J., & Fernandez-Crehuet, J. (1999). Flexible flat feet in children: A real problem? *Pediatrics*, 103(6): e84. <https://doi.org/10.1542/peds.103.6.e84>
8. Hertel, J., Denegar, C. R., Buckley, W. E., Sharkey, N. A., & Stokes, W.L. (2001). Effect of rear-foot orthotics on postural control in healthy subjects. *Journal of Sport Rehabilitation*, 10(1), 36-47. <https://doi.org/10.1123/jsr.10.1.36>
9. Jafarnezhadgero, A., Mousavi, S. H., Madadi-Shad, M., & Hijmans, J. M. (2020). Quantifying lower limb inter-joint coordination and coordination variability after fourmonth wearing arch support foot orthoses in children with flexible flat feet. *Human Movement Science*, 70: 102593. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102593>
10. Jane MacKenzie, A., Rome, K., & Evans, A. M. (2012). The efficacy of nonsurgical interventions for pediatric flexible flat foot: A critical review. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 32(8), 830-834. <https://doi.org/10.1097/BPO.0b013e3182648c95>
11. Jung, D.-Y., Koh, E.-K., & Kwon, O.-Y. (2011). Effect of foot orthoses and short-foot exercise on the cross-sectional area of the abductor hallucis muscle in subjects with pes planus: A randomized controlled trial. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 24(4), 225-231. <https://doi.org/10.3233/bmr-2011->
12. Jung, D.-Y., Kim, M.-H., Koh, E.-K., Kwon, O.-Y., Cynn, H.-S., & Lee, W.-H. (2011). A comparison in the muscle activity of the abductor hallucis and the medial longitudinal arch angle during toe curl and short foot exercises. *Physical Therapy in Sport*, 12(1), 30-35.

- <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2010.08.001>
13. Kim, M. K. (2015). Foot pressure analysis of adults with flat and normal feet at different gait speeds on an ascending slope. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(12), 3767-3769. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.3767>
14. Kirby, K. A. (2017). Evolution of foot orthoses in sports. In M. Werd & E. Knight (Eds.), *Athletic footwear and orthoses in sports medicine* (pp. 19-40). Springer. https://doi.org/10.1007/978-0-387-76416-0_2
15. Landorf, K. B., & Keenan, A.-M. (2000). Efficacy of foot orthoses. What does the literatura tell us? *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(3), 149-158. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-3-149>
16. Landorf, K., Keenan, A.-M., & Rushworth, R. L. (2001). Foot orthosis prescription habits of Australian and New Zealand podiatric physicians. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(4), 174-183. <https://doi.org/10.7547/87507315-91-4-174>
17. Leardini, A., O'Connor, J. J., & Giannini, S. (2014). Biomechanics of the natural, arthritic, and replaced human ankle joint. *Journal of Foot and Ankle Research*, 7(1), 8-10. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-7-8>
18. McMillan, A., & Payne, C. (2008). Effect of foot orthoses on lower extremity kinetics during running: A systematic literature review. *Journal of Foot and Ankle Research*. Article number: 13. <https://doi.org/10.1186/1757-1146-1-13>
19. Mündermann, L., Corazza, S., & Andriacchi, T. P. (2006). The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. Article number: 6. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-6>
20. Murley, G. S., Landorf, K. B., Menz, H. B., & Bird, A. R. (2009). Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: A systematic review. *Gait & Posture*, 29 (2), 172-187. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.08.015>

-
21. Moreno de la Fuente, J. L. (2003). Podología general y biomecánica [General podiatry and biomechanics]. Masson. Periyasamy, R., & Anand, S. (2013). The effect of foot arch on plantar pressure distribution during standing. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 37(5), 342-347. <https://doi.org/10.3109/03091902.2013.810788>
22. Rome, K., & Brown, C. L. (2004). Randomized clinical trial into the impact of rigid foot orthoses on balance parameters in excessively pronated feet. *Clinical Rehabilitation*, 18 (6), 624-630. <https://doi.org/10.1191/0269215504cr767oa>
23. Tomaro, J., & Burdett, R. G. (1993). The effects of foot orthotics on the EMG activity of selected leg muscles during gait. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 18(4), 532-536. <https://doi.org/10.2519/jospt.1993.18.4.532>
24. Tome, J., Nawoczinski, D. A., Flemister, A., & Houck, J. (2006). Comparison of foot kinematics between subjects with posterior tibialis tendon dysfunction and healthy controls. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 36(9), 635-644. <https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2293>
25. Vittore, D., Patella, V., Petrera, M., & Caizzi, G. (2009). Extensor deficiency: First cause of childhood flexible flat foot. *Orthopedics*, 32(1): 28. <https://doi.org/10.3928/01477447-20090101-26>
26. Volpon, J. B. (1994). Footprint analysis during the growth period. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 14(1), 83-85.