



**TRABAJO DE FIN DE GRADO DE PODOLOGÍA**

# **LAS ORTESIS PIE-TOBILLO EN NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL. UNA REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA**

Alumna: Laura Dávila Romo

Tutora: Yolanda Fuentes Peñaranda

## ÍNDICE

<b>1. ÍNDICE DE ABREVIATURAS.....</b>	<b>3</b>
<b>2. RESUMEN.....</b>	<b>4</b>
<b>3. INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>5</b>
3.1. Definición de parálisis cerebral infantil .....	5
3.2. Tipos de parálisis cerebral infantil .....	5
3.3. Biomecánica de la parálisis cerebral infantil.....	6
3.4. Tipos de marcha en parálisis cerebral infantil .....	7
3.5. Justificación del estudio .....	8
3.6. Objetivos .....	8
<b>4. METODOLOGÍA .....</b>	<b>9</b>
4.1. Tipo de estudio .....	9
4.2. Estrategias de búsqueda .....	9
4.3. Criterios de inclusión .....	9
4.4. Criterios de exclusión .....	9
4.5. Diagrama de flujo.....	9
<b>5. RESULTADOS.....</b>	<b>11</b>
5.1. Definición de ortesis pie-tobillo .....	11
5.2. Fabricación de ortesis pie-tobillo .....	11
5.3. Tipos de ortesis pie-tobillo .....	15
5.4. Ortesis pie-tobillo más adecuada según tipo de parálisis cerebral infantil.....	21
5.5. Eficacia de las ortesis pie-tobillo .....	26
<b>6. DISCUSIÓN.....</b>	<b>33</b>
<b>7. CONCLUSIONES.....</b>	<b>38</b>
<b>8. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>39</b>

## 1. ÍNDICE DE ABREVIATURAS

- AAFO: Ortesis activas de tobillo-pie
- AFO: Ortesis tobillo-pie
- CAD: Diseño asistido por ordenador
- DAFO: Ortesis dinámica pie-tobillo
- FA: Fabricación aditiva
- FDM: Modelos de deposición fundida
- FRO: Ortesis pie-tobillo reacción al suelo
- GMFCS: Sistema de Clasificación de la Función Motora Gruesa
- HAFO: Ortesis pie-tobillo articulada
- MJF: Fusión de chorro múltiple
- PAAFO: Ortesis pasivas de pie-tobillo articuladas
- PAFO: Ortesis pasiva de tobillo-pie
- PC: Parálisis cerebral
- PCI: Parálisis cerebral infantil
- PLS: Ortesis ballesta posterior de pie-tobillo
- SAFO: Ortesis sólida pie-tobillo
- SLA: Estereolitografía
- SLS: Sinterización selectiva por láser

## 2. RESUMEN

La parálisis cerebral en niños es una patología que presenta una importante prevalencia en la población infantil. Se caracteriza por un trastorno permanente en el movimiento de la postura y de la función motora. La parálisis cerebral se clasifica según la ubicación y gravedad de los síntomas, la actividad motora y según la independencia del niño a poder realizar funciones motoras. Su biomecánica se caracteriza por tener una flexión plantar de tobillo, flexión de rodilla y cadera, aunque depende del tipo de marcha patológica presentará unas características u otras. Es importante recabar la información más actual posible acerca de una de sus alternativas terapéuticas conservadoras como las ortesis pie-tobillo. En esta revisión bibliográfica se seleccionaron un total de 19 artículos de las bases de datos *Pubmed*, *Enfispo*, *PEDro* y *biblioteca Cochrane* para la redacción del trabajo. Los resultados tratan sobre la fabricación, tipos, eficacia de ortesis pie-tobillo y tipos de ortesis pie-tobillo para cada tipo de parálisis cerebral en niños. La fabricación puede ser fabricación aditiva con 3D o fabricación tradicional con polipropileno termoconformado. Los tipos de ortesis son la de reacción al suelo, articulada, ballesta posterior y sólida. Otras son las activas, semiactivas y pasivas. La eficacia del uso de ortesis pie-tobillo en estos pacientes se ha comprobado que es beneficiosa, mejora las características de la marcha y postura, por lo que se considera buen tratamiento. Sin embargo, se necesitan más estudios, sobre la eficacia de las ortesis, biomecánica, y sobre las expectativas de los familiares y profesionales sanitarios.

**Palabras clave:** parálisis cerebral en niños, ortesis pie-tobillo, efectividad.

## ABSTRACT

Cerebral palsy in children is a condition that exhibits significant prevalence in the pediatric population. It is characterized by a permanent disorder in posture and motor function movement. Cerebral palsy is classified according to the location and severity of symptoms, motor activity, and the child's independence in performing motor functions. Its biomechanics are characterized by ankle plantar flexion, knee and hip flexion, although depending on the type of pathological gait, it may present different characteristics. It is important to gather the most current information possible about one of its conservative therapeutic alternatives such as ankle-foot orthoses. In this literature review, a total of 19 articles were selected from the *PubMed*, *Enfispo*, *PEDro*, and *Cochrane Library* databases for the drafting of the work. The results deal with the manufacturing, types, effectiveness of ankle-foot orthoses, and types of ankle-foot orthoses for each type of cerebral palsy in children. Manufacturing can be additive manufacturing with 3D or traditional manufacturing with thermoformed polypropylene. The types of orthoses include ground reaction, articulated, posterior spring, and solid. Others are active, semi-active, and passive. The efficacy of using ankle-foot orthoses in these patients has been found to be beneficial, improving gait and posture characteristics, making it considered a good treatment. However, more studies are needed on the efficacy of orthoses, biomechanics, and on the expectations of families and healthcare professionals.

**Key words:** Cerebral palsy in children, ankle-foot orthoses, effectiveness

### 3. INTRODUCCIÓN

#### 3.1. Definición de parálisis cerebral infantil

La parálisis cerebral infantil (PCI) es un grupo de trastornos permanentes, del movimiento y/o de la postura y de la función motora, que se deben a una lesión o anomalía del cerebro en desarrollo inmaduro <sup>[1]</sup>. Produce dificultades en el control de la postura y el movimiento, experimentan limitaciones funcionales debido a una debilidad muscular excesiva, anomalías cinemáticas de las articulaciones y reacciones posturales reducidas <sup>[2]</sup>. Estas deficiencias pueden provocar desviaciones de la marcha como un exceso de flexión de rodilla en la postura <sup>[3]</sup>.

Es la discapacidad física más común de la infancia, la prevalencia anual oscila entre 1 y 4 por 1.000 nacimientos <sup>[2]</sup>.

#### 3.2. Tipos de parálisis cerebral infantil

Existen diferentes clasificaciones de la parálisis cerebral, pero las más frecuentes son las de *Ingram* (1955), la de *Hagberg* (1976) <sup>[1]</sup> y el Sistema de Clasificación de la Función Motora Gruesa (GMFCS), desarrollada por *Palisano et al.* (1994) <sup>[4]</sup>.

La clasificación de *Ingram* proporciona una definición del tipo del síndrome neurológico, de la ubicación y de la gravedad de los síntomas. Incluye los tipos: diplejía, hemiplejía, hemiplejía bilateral (tetraplejía), ataxia, discinesia y tipos mixtos <sup>[1]</sup>.

- **Diplejía:** Afecta principalmente a extremidades inferiores, puede afectar también a tres o a las cuatro extremidades. Este tipo también incluye los síntomas de cuadriparesia, en la que la paresia de las extremidades inferiores prevalece sobre la paresia de las extremidades superiores.
- **Hemiplejía:** La paresia espástica es unilateral, es decir, un lado del cuerpo, izquierdo o derecho.
- **Hemiplejía bilateral (tetraplejía):** Tetraparesia espástica (parálisis que afecta a todo el cuerpo) con predominio de paresia de las extremidades superiores. Se considera el más grave de los tipos de PC debido a la gravedad de la discapacidad motora y problemas coexistentes.
- **Ataxia:** Reducción de la tensión muscular, trastornos de la coordinación ojo-mano. Puede ser bilateral con predominio de un lado del cuerpo.
- **Discinesia:** Síndrome neurológico que se acompaña de movimientos corporales involuntarios y repetitivos. Puede ocurrir en una extremidad, en un lado del cuerpo o en tres o cuatro extremidades.
- **Tipos mixtos:** Características mencionadas anteriormente con combinaciones.

La clasificación de *Hagberg*, determina el tipo de actividad motora, se clasifica en síndromes espásticos, síndromes extrapiramidales (discinéticos) y ataxia <sup>[1]</sup>.

- **Síndromes espásticos:** Se divide tipográficamente en unilateral o bilateral, son los daños de los centros cerebrales y las vías que controlan una determinada actividad.
- **Síndromes extrapiramidales:** Daño cerebral con lesión de la estructura subcondral en el que se preservan los tractos piramidales. La espasticidad está ausente, pero se observan diferentes alteraciones del movimiento, coordinación y equilibrio.  
A los pacientes afectados por este síndrome se les denomina discinéticos por la presencia de distonía, trastorno involuntario de la contracción del músculo.
- **Ataxia:** Daño del cerebelo, se caracteriza por una hipotensión generalizada, temblores y trastornos de la coordinación motora.

Para evaluar la gravedad de los trastornos motores de la parálisis cerebral se usa la escala GMFCS, desarrollada por *Palisano et al.* Esta evalúa la independencia del niño a poder realizar funciones motoras básicas, como caminar o moverse. La escala se modifica según la edad del niño. Se divide en 5 niveles de actuación: <sup>[4]</sup>

- **I:** El paciente puede caminar libremente.
- **II:** El paciente camina solo, pero con ligeras limitaciones.
- **III:** El paciente camina utilizando equipo auxiliar (silla de ruedas, muletas, andadores).
- **IV:** El paciente puede moverse por sí solo, pero con ciertas limitaciones, utilizan equipo auxiliar.
- **V:** El paciente no puede moverse por sí solo, es transportado en silla de ruedas.

### 3.3. Biomecánica de la parálisis cerebral infantil

Los niños con parálisis cerebral suelen desarrollar deformidades en los pies que alteran el patrón normal de movimiento <sup>[5]</sup>. Con deficiencias como espasticidad y debilidad muscular que pueden provocar un exceso de flexión de rodilla, es decir un mayor trabajo articular, causando un elevado gasto energético al caminar <sup>[3]</sup>. Otras alteraciones primarias como coordinación reducida y pérdida del control motor selectivo, y déficits secundarios como contracturas musculares y deformidades óseas <sup>[6]</sup>. Además, la marcha en niños con PC se caracteriza por una velocidad de marcha más lenta, una longitud de zancada más corta y más tiempo de doble apoyo <sup>[6]</sup> y gran coste energético al caminar <sup>[3]</sup>. El patrón de marcha “típico” se caracteriza por flexión, aducción y rotación interna de la cadera, equino de tobillo <sup>[7]</sup> y excesiva flexión de rodilla <sup>[3,7]</sup>. En las primeras semanas o meses de caminar los niños pequeños suelen caminar de puntillas <sup>[8]</sup>. A esto se le llama equino, es el acortamiento fijo o dinámico del complejo gastrosóleo que da lugar a una posición de plantarflexión del calcáneo, limitación de la dorsiflexión de tobillo, con el paso del tiempo da lugar al equino plano valgo con plantarflexión y eversion del calcáneo y pronación excesivo en mediopié <sup>[5]</sup>. Se ha demostrado que el rango de

movimiento del tobillo valgo está altamente relacionado con la estabilidad al caminar, ya que tiene el centro de presiones evita que se incline el cuerpo hacia un lado <sup>[9]</sup>.

La biomecánica en la marcha de los niños con PC se define como caminar de puntillas, es decir, ausencia del primer rocker o falta de contacto del talón con el suelo. Por lo que los niños con PC suelen apoyar primero con el antepié o con el arco lateral interno <sup>[8]</sup>.

A este contacto inicial le sigue un segundo balanceo, segundo rocker, la dorsiflexión del tobillo, durante los primeros años el ángulo del tobillo corresponde a flexión plantar, pero puede evolucionar con el tiempo a flexión dorsal <sup>[8]</sup>.

Durante la primera mitad de la fase de balanceo, los dorsiflexores levantan el pie, esta acción principalmente la realiza el tibial anterior <sup>[8]</sup>.

### 3.4. Tipos de marcha en parálisis cerebral infantil

Existen diferentes etapas de la marcha en la PC: Pie caído o marcha en equino, equino verdadero, marcha de salto, equino aparente y marcha agachada <sup>[10,11]</sup>.

- **Marcha de puntillas, marcha en equino o pie caído.** El pie soporta la masa corporal, por lo que el par plantar-flexor-extensor de rodilla es fuerte y promueve la extensión de la rodilla durante todas las fases de la marcha.  
Suele presentar una extensión excesiva de rodilla, hipertonicidad de flexores plantares y rango del movimiento limitado a la dorsiflexión de tobillo.  
El par plantar-flexor-extensor de rodilla es un término que describe la relación muscular entre los músculos de la pantorrilla (plantar-flexores, complejo gastrosóleo) y los músculos del muslo (extensores de rodilla, cuádriceps femoral). Este par depende de la función de los flexores, de la integridad estructural de los huesos y ligamentos del pie, y del ángulo de progresión del pie.
- **Equino verdadero con recurvatum de rodilla.** Tobillo en flexión plantar, extensión de rodilla y cadera.
- **Marcha de salto sin rigidez de la rodilla.** Se caracteriza por la flexión plantar de tobillo con flexión excesiva de rodillas y cadera.
- **Equino aparente sin rigidez de la rodilla.** Debilidad del tono proximal, par plantar-flexor-extensor de rodilla se debilita aún más, se desarrolla un equino aparente sin rigidez de rodilla. Se camina de puntillas, con flexión de cadera y rodilla, donde el calcáneo se encuentra en una posición de flexión-plantar y una dorsiflexión de mediopié.
- **Marcha agachada.** El par plantar-flexor-extensor de rodilla queda totalmente comprometido, con dorsiflexión de pie y tobillo, empeoramiento de la relación fuerza/masa muscular, que conduce a una marcha agachada. Se caracteriza por una dorsiflexión excesiva del tobillo, flexión intensa de rodilla y de cadera.

### **3.5. Justificación del estudio**

A nivel pediátrico la parálisis cerebral infantil es una patología común, 1 - 4 de cada 1.000 nacimientos la padecen <sup>[1]</sup>. La actuación del podólogo es muy importante, ya que parte de su tratamiento conservador es ortopodológico mediante el uso de ortesis (digitales, plantares, de miembro inferior) y calzado, tratamientos que como podólogos aplicamos habitualmente. En este trabajo nos centraremos en las ortesis de pie y tobillo (AFOs). Como podólogos debemos conocer en profundidad estas ortesis, desde sus procesos de fabricación (diferentes tecnologías y materiales empleados), su comportamiento biomecánico, los modelos preferentes, hasta el nivel de eficacia que muestran en estos pacientes, según la literatura científica.

Es importante definir todos estos conceptos para así poder establecer un protocolo con conocimientos actualizados que nos permita mejorar la prescripción de tratamientos en estos pacientes.

### **3.6. Objetivos**

Los objetivos que se han propuesto en este trabajo son los siguientes:

- Exponer el concepto de ortesis pie-tobillo y su uso.
- Describir los procesos de confección en las ortesis de pie-tobillo aplicadas en la parálisis cerebral infantil.
- Comparar los diferentes tipos de ortesis pie-tobillo con relación a sus características y funciones.
- Determinar las ortesis de pie-tobillo más adecuadas según el tipo de parálisis cerebral infantil.
- Analizar la eficacia de las ortesis de pie-tobillo en su aplicación en la parálisis cerebral infantil.

## 4. METODOLOGÍA

### 4.1. Tipo de estudio

Una revisión bibliográfica narrativa, realizada entre los meses de noviembre y abril del año 2024.

### 4.2. Estrategias de búsqueda

Se realizaron búsquedas en las bases de datos bibliográficas **Pubmed, Enfispo, PEDro, biblioteca Cochrane** sobre la ortesis de tobillo-pie en niños con parálisis cerebral, empleando como descriptores o términos de búsqueda, tanto en inglés como en español: “*ankle foot ortho\**”, “*cerebral palsy*”, “*children*”, “*ankle foot orthoses*”, “*conservative tratament*”, “*quality life*”, “*ortesis pie tobillo*”, “*parálisis cerebral*”, “*niños*”, “*tratamiento conservador*”, “*calidad de vida*”. Como operadores booleanos se usaron “*AND*”, “*OR*” y “*NOT*”, operadores de proximidad “*WITH*”, de expresión a través del uso de comillas y operadores de truncamiento a través del asterisco (\*).

### 4.3. Criterios de inclusión

Se incluyeron todos aquellos artículos publicados en los últimos 10 años, que fueran documentos a texto completo, en los idiomas inglés o español, que se basasen en estudios sobre humanos, que trataran sobre las ortesis tobillo-pie en población infantil con parálisis cerebral, estudios interesados en la fabricación de las ortesis tobillo-pie, y estudios interesados en la efectividad o comparación del tratamiento conservador en las deformidades de la parálisis cerebral.

### 4.4. Criterios de exclusión

Se establecieron como principales criterios de exclusión los artículos que trataran sobre tratamiento invasivo o sobre técnicas quirúrgicas, además de tratamientos farmacológicos. Se excluyó cualquier artículo con otro tipo de dispositivo ortopédico como ortesis de pie-rodilla-tobillo y ortesis de pie. También estudios de ortesis pie-tobillo no rígidas como envolturas elásticas, tobilleras con cordones o prendas de licra.

### 4.5. Diagrama de flujo

Con los términos o descriptores introducidos se encontraron un total de 82 artículos en inglés y español, de los cuales se seleccionaron 66 después de que fuesen evaluados los títulos y sus resúmenes. De esos 66 artículos 32 fueron excluidos por no estar a texto completo. Con los 34 artículos a texto completo seleccionados, 16 fueron excluidos después de haber sido leído y valorados.

Uno de ellos <sup>[16]</sup>, no cumplía con el criterio de tener una antigüedad de menos de 10 años, pero tras haber sido leído y evaluado su contenido se decidió que se incorporase al trabajo.

Finalmente, y tenido en cuenta todos los criterios de inclusión y exclusión, se incluyeron en el trabajo un total de 18 artículos. Más adelante se añadió una monografía de internet. Por lo que el trabajo concluye con 19 artículos. El proceso de selección realizado se muestra en la **Figura 1**.

Diagrama de flujo selección de artículos

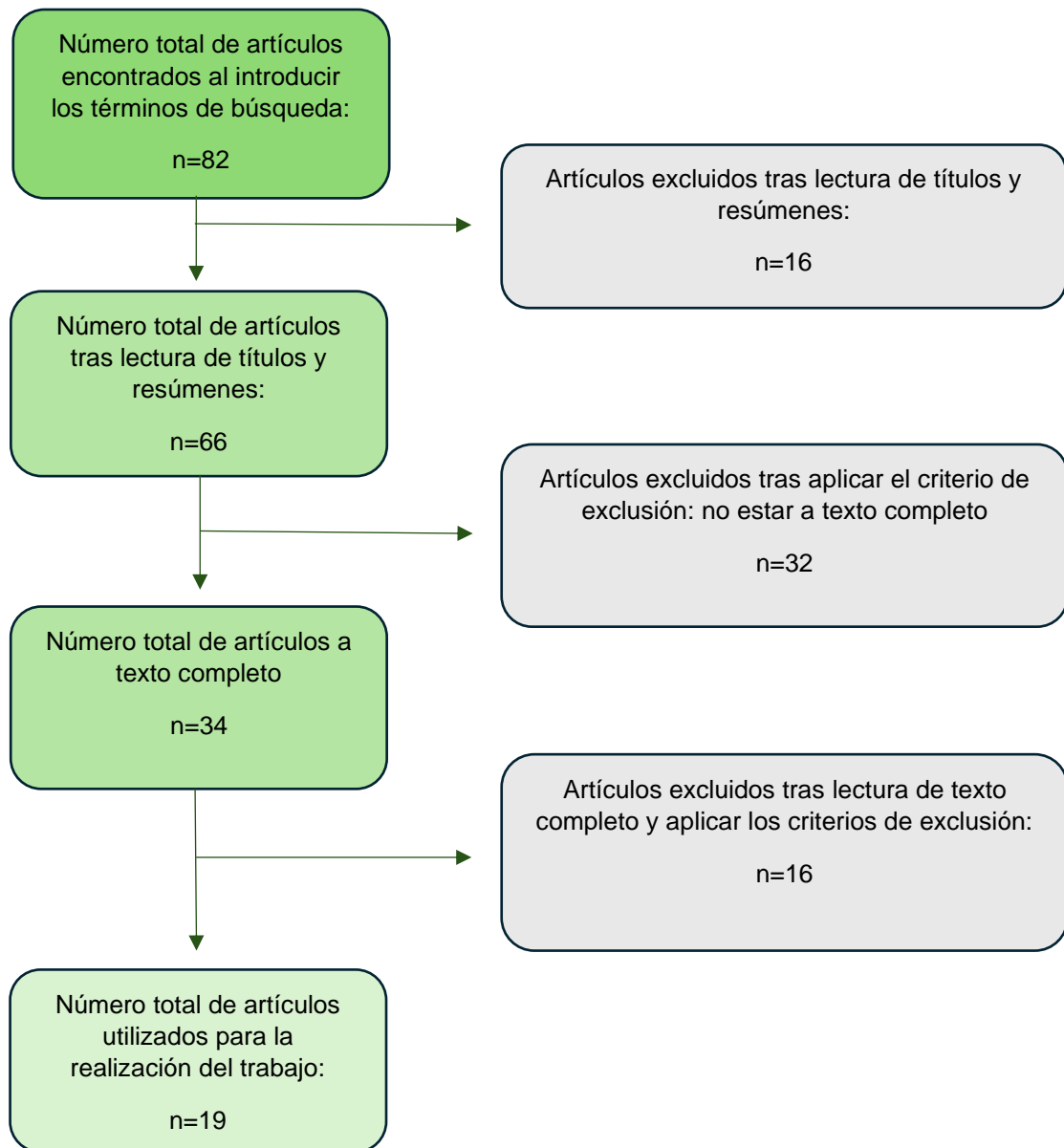


Figura 1. Diagrama de flujo selección de artículos

## 5. RESULTADOS

### 5.1. Definición de ortesis pie-tobillo

La ortesis tobillo-pie es un dispositivo que abarca el tobillo y el pie, tiene la finalidad de proporcionar un control directo del movimiento del pie del paciente, además de promover la deambulación. La prescripción de esta ortesis sirve para mejorar la calidad de vida del paciente con dificultades al caminar, prevenir y/o corregir la deformidad pie-tobillo [5,9,12]. Los objetivos comunes de las ortesis son disminuir las contracciones musculares y deformidades óseas, aumentar la movilidad articular, aumentar la fuerza muscular de la musculatura débil y adquirir habilidades funcionales motoras [7].

Cuando se quiere generar mayor control del movimiento se deben usar materiales plásticos más rígidos, pero si se quiere permitir un mayor movimiento articular se deben usar plásticos más flexibles. Algunos de estos plásticos son el polipropileno, polietileno, copolímero, fibras laminadas como mezclas de fibra de vidrio o carbono, y resinas. [5,9,12]

### 5.2. Fabricación de ortesis pie-tobillo

Hay diferentes métodos de fabricación de ortesis pie-tobillo, estos son:

- **Forma tradicional termoconformado polipropileno sobre un molde positivo de escayola:** Consiste en la realización a mano de la ortesis, primeramente, se realiza el molde negativo, usando yeso en la parte inferior de las piernas del paciente, se espera a que fragüe y se retira el molde. Se rellena de yeso líquido el molde negativo para formar el molde positivo. Después se modifica mediante la adición o eliminación manual de yeso, seguido de un vacío termoconformado, como polipropileno, sobre el modelo positivo. [12]

La fabricación aditiva (FA) o impresión 3D es una tecnología que permite la personalización de un producto fabricado capa por capa uniéndose los materiales, emplea el diseño por ordenador y escáneres impresión 3D, hay diferentes métodos de fabricación:

- **Método deposición fundida (FDM):** Consiste en fundir y compactar el material capa por capa construyendo la ortesis. Se usan materiales como Nylon, fibras de carbono o resinas rígidas para obtener mayores resistencias. [12]
- **Método sinterización selectiva por láser (SLS):** Consiste en fusionar un polvo aplicando un rayo láser de dióxido de carbono, cuando se alcanza la temperatura efectiva se fusiona el material. [12]
- **Método fusión de chorro múltiple (MJF):** Impresión en 3D que deposita materiales capa por capa, pero con varios cabezales de impresión, permitiendo una fabricación más rápida y eficiente. [12]
- **Método estereolitografía (SLA):** Consiste en la solidificación de un polímero fotosensible cuando un láser ultravioleta entra en contacto con la resina, imprime piezas de alta calidad. [12]

La revisión sistemática de **Silva R, et al. (2022)**.<sup>[12]</sup> tiene como finalidad describir un tipo de fabricación de ortesis, concretamente la fabricación aditiva (FA), que se basa en la fabricación de AFO con impresión 3D. El objetivo es comprobar si este nuevo método puede convertirse en una herramienta clínica viable.

Hay diferentes tipos de fabricación, **la forma tradicional**, este proceso requiere mucha mano de obra, puede ser costoso y está asociado a largos tiempos de espera.<sup>[12]</sup>

Por ello en los últimos 10 años se han utilizado nuevas tecnologías para obtener una réplica digital de la geometría del paciente, usando **la fabricación aditiva o la impresión 3D**, algunas de las ventajas de este método es que elimina varios pasos de la fabricación tradicional, permiten un desarrollo específicas para cada paciente, proporciona una función mejorada, un mejor ajuste y una estética mejorada. La personalización es esencial para la eficacia, es decir, la eficacia del tratamiento está fuertemente relacionada con la geometría anatómica de cada paciente. Otra ventaja de este método de fabricación es que no requiere un posprocesamiento químico, no se necesitan resinas, las máquinas y materiales son más económicos. La desventaja de este proceso es la debilidad mecánica de la ortesis debido a la distorsión entre capas.<sup>[12]</sup>

*Silva R, et al.* comparan los resultados entre la fabricación aditiva con la tradicional de AFO de polipropileno termoconformado, usan 19 artículos en total, y sólo siete de ellos lo comparan. Los investigadores han estado utilizando diferentes materiales de impresión, la mayoría de los artículos utilizaron tecnologías de **deposición fundida (FDM)**, y otros utilizaron **sinterización selectiva por láser (SLS)**, **fusión de chorro múltiple (MJF)** y **estereolitografía (SLA)**.<sup>[12]</sup>

- **Método deposición fundida:** Cuatro de los ocho estudios que lo usaron realizaron pruebas biomecánicas, usaron materiales como butadieno estireno, ácido poliláctico y poliuretano termoplástico. Se demostró que un AFO de butadieno estireno podía soportar 10 toneladas, y un AFO de poliuretano termoplástico soporta 300.000 repeticiones en una prueba de durabilidad, en cuanto a AFO ácido poliláctico fue el menos resistente mecánicamente. La principal ventaja es que no requiere un proceso químico posterior y materiales menos costosos. Pero su desventaja fue la distorsión entre capas que causó debilidad mecánica. Es una tecnología ideal para prototipos, ortesis grandes y simples debido al coste menor.
- **Método sinterización selectiva por láser:** Siete estudios usaron el proceso de impresión SLS, cinco de estos estudios usaron nailon y poliamida como material. Una de las ventajas de este método es la gran variedad de materiales que se pueden usar, sin embargo, en estos estudios sólo usaron poliamida (Nylon). Las desventajas son que la precisión está limitada por el tamaño de partículas del material, además que el proceso es lento, de alto coste económico y alta porosidad cuando el polvo se fusiona con un aglutinante. Los resultados de estas AFO indican que tienen un rendimiento clínico equivalente a las AFO tradicional, pero un rendimiento mecánico inferior.

- **El método fusión de chorro múltiple:** Se puede combinar con SLS, este tiene el coste más bajo de piezas de impresión 3D e impresión rápida, sin embargo, se limita a sólo dos tipos de material. Un estudio realizó pruebas mecánicas con este método, los resultados fueron dureza y alta resistencia, son más duraderas en comparación con SLS, pero se necesitaría mayor estudio y seguimiento a largo plazo para determinar que MJF podría ser la solución futura para fabricar AFO personalizadas.
- **El método estereolitografía:** Su desventaja es que el proceso es lento, costoso, la variedad de materiales a usar es mínimo, sensible a la exposición de luz UV y las piezas impresas se ven afectadas por la humedad, el calor y los productos químicos. Un estudio usó este proceso, no se realizaron pruebas mecánicas, pero lograron un ajuste óptimo de la geometría similar al AFO tradicional.

Analizaron la capacidad para caminar mediante pruebas biomecánicas (cinemática y cinética), durabilidad mediante prueba mecánica, durabilidad mediante observación tras prueba, satisfacción del paciente, confort comodidad que siente el paciente y precisión dimensional y resistencia del material, simulación del comportamiento del AFO evaluados mediante análisis FEM. Para evaluarlo se creó un perfil de evidencia GRADE, los resultados analizados tuvieron problemas porque la mayoría de los estudios no comparan AFO FA con AFO polipropileno tradicional, el número de participantes fue bajo, falta de variables cinemáticas importantes (por ejemplo, cadencia, velocidad de la marcha, longitud del paso), la heterogeneidad en la metodología, el tipo de paciente, las diferentes AFO FA han resultado que sea complicado tener una comparativa cuantitativa confiable. <sup>[12]</sup>

Se ha demostrado que se pueden comparar las AFO tradicionales con AFO a medida en cuanto a cinemática, cinética y mecánica. En algunos casos, las ortesis FA mejoraron en cuanto a comodidad, rendimiento y ajuste óptimo. Sin embargo, todos los artículos informados en esta revisión se realizaron en los últimos nueve años, por lo que demuestra que faltan más estudios en este método, se necesitan más participantes y más pruebas. <sup>[12]</sup>

La revisión sistemática de **Zhou C, et al. (2022)**. <sup>[9]</sup> concluye que las características necesarias para generar una AFO son: diseño funcional (necesidades físicas y psicológicas), diseño estructural (soporte, protección, fijación, alivio de carga y aumentar rango de movimiento), diseño del modelo (medición de los datos del cuerpo y generar el modelo en el ordenador), simulación de movimiento (requisitos de rigidez y resistencia), inspección de producción (método de producción) e investigación clínica (analizar el impacto de las AFO en el paciente). <sup>[9]</sup>

La revisión sistemática de **Wojciechowski E, et al. (2019)**. <sup>[13]</sup> compara las AFO realizadas en 3D con las AFO tradicionales mediante resultados recogidos en paciente, consta de once estudios. Con el objetivo de comparar los resultados relacionados con la capacidad para caminar o la función biomecánica, propiedades mecánicas, comodidad del paciente, satisfacción, dolor y discapacidad, rigidez a la flexión, disipación de energía, pruebas destructivas, durabilidad y desplazamiento del material. <sup>[13]</sup>

**La impresión 3D** de ortesis pie-tobillo es otro método de fabricación, en esta revisión sistemática se usaron técnicas de impresión 3D como estereolitografía (SLA), modelado por deposición fundida (FDM), sinterización selectiva por láser (SLS) y fusión selectiva por láser (SLM), todos ellos explicados anteriormente. [13]

En cuanto a los resultados, **la capacidad para caminar** fue evaluada mediante análisis de la marcha en 3D, cinco estudios determinaron que el uso de cualquier AFO muestra un beneficio significativo, en cuanto a longitud de zancada, duración de la fase de postura de la extremidad afectada y cinemática del tobillo, todo ello en comparación con caminar descalzo. Se observaron diferencias significativas en el rango de movimiento del tobillo durante todo el ciclo de la marcha, destacando las AFO fabricadas tradicionalmente y las AFO SLS, estas últimas mostraron un rango menor, la diferencia se atribuye a la rigidez del material de la AFO. Al igual otro estudio demostró que un AFO prefabricado permitió un mayor rango de movimiento que las AFO SLA, debido a la mayor flexibilidad del material polipropileno, pero la cinemática del tobillo fue similar. Otro estudio evaluó el efecto un AFO SLS con dos niveles diferentes de rigidez, se concluyó que el ajuste más alto de rigidez permitió una mayor cantidad de flexión plantar, por lo que sugirieron que adaptar la rigidez de la AFO SLS puede ayudar a un mejor apoyo para adaptarse a diferentes actividades. Otro estudio usó un método para evaluar la función del tendón de Aquiles y los gastrocnemios utilizando una AFO FDM articulada con una bisagra de metal y dos bandas elásticas de polímero, la AFO se configuró con cuatro niveles de rigidez, donde el aumento de la rigidez resultó un aumento del momento de máxima flexión dorsal del tobillo y una disminución del pico de extensión de la rodilla, por lo que los autores proponen este método para mejorar la marcha y la función. Otro estudio compara el análisis de la marcha en una AFO 3D con una AFO fabricada tradicionalmente, descubrieron que ambas AFO mejoraron de manera similar, la cinemática del tobillo para soportar la flexión dorsal de tobillo más eficaz con AFO tradicional, por lo que se concluyó que las AFO 3D deberían diseñarse con más dorsiflexión. [13]

En cuanto a la **comodidad del paciente**, un estudio lo valoró mediante un cuestionario, concluyendo que el paciente estaba más satisfecho con las AFO impresas en 3D debido al menor peso y a la facilidad de uso. Dos estudios lo evaluaron mediante entrevista, llegando a la misma conclusión que el anterior estudio. [13]

En relación con **las propiedades mecánicas**, cuatro estudios evaluaron la rigidez a la flexión de AFO impresas en 3D, descubriendo que la precisión de rigidez de AFO FDM impreso en policarbonato era fuerte, de  $0,20 \pm 0,14$  N.m/grado. También se midió la disipación de energía y se realizaron pruebas destructivas en las AFO impresas en 3D, en el cual la AFO fabricada con material Rilsan D80 tuvo la menor cantidad de amortiguación mecánica, por lo que fue el único material que resistió a las pruebas destructivas en comparación con las AFO fabricadas con DuraForm PA y DuraForm GF. Y respecto a las pruebas de durabilidad, un estudio realizó 300.000 ciclos de pruebas de tensión mecánica con una AFO impresión 3D con poliuretano y concluyó que la ortesis no sufrió daños, cambios de forma ni cambios en la rigidez. [13]

Los autores indican que el uso temprano de AFO podría tener importantes beneficios clínicos, sin embargo, se necesita investigación adicional antes de que las AFO impresas en 3D puedan integrarse en la práctica clínica. [13]

### 5.3. Tipos de ortesis pie-tobillo

Hay diferentes tipos de ortesis pie-tobillo:

- ⇒ **Ortesis pasivas de pie-tobillo:** Son ortesis que están compuestas por elementos mecánicos como amortiguadores, no generan fuentes de energía para la marcha. Estas suelen dividirse en dispositivos articulados y no articulados. La ortesis pasiva de pie-tobillo no articulada mantiene el tobillo en una posición fija, limitando completamente la movilidad en flexión plantar del tobillo. El material principal es fibra de carbono. <sup>[9]</sup>
- ⇒ **Ortesis pasivas de pie-tobillo articuladas:** permiten un rango de movimiento en la articulación del tobillo, esta articulación está formada por bisagras, topes de flexión y elementos de control de la rigidez como resortes. Por lo que los efectos son promover la dorsiflexión del tobillo, limitar la flexión plantar del tobillo, proporcionar estabilidad lateral en la marcha, reducir la hiperextensión de la rodilla, aumentar la velocidad al caminar, ajustar la rigidez de las ortesis y mejorar la biomecánica. <sup>[9]</sup>
- ⇒ **Ortesis semiactivas de pie-tobillo:** Ortesis que utilizan frenos como elementos de control, reciclan la energía para caminar, pero no generan energía adicional para caminar. Estas constan de sistemas de control electrónico con sensores de fuerza, acelerómetros y microprocesadores, actuadores, sistemas de propulsión atados y no atados y elementos de control de rigidez como frenos elásticos que poseen una corriente continua, una biela mecánica y un resorte de torsión. <sup>[9]</sup>
- ⇒ **Ortesis activas de pie-tobillo:** Ortesis que se componen de una fuente de alimentación, un sistema de control y sensores que proporcionan energía adicional directamente para caminar. <sup>[9]</sup>
- ⇒ **AFO con bisagras o AFO articulada (HAFO):** es una ortesis que provoca el movimiento de flexión dorsal del tobillo, bloqueando a la vez el movimiento de flexión plantar de tobillo. Consiste en una ortesis con un punto de pivote localizado anatómicamente en la articulación del tobillo para producir ese movimiento. <sup>[10,14]</sup>
- ⇒ **AFO reacción al suelo (FRO):** es una ortesis pie-tobillo rígida con una carcasa ventral que bloquea cualquier movimiento articular del tobillo, el objetivo de esta es permitir la extensión de la rodilla. <sup>[10]</sup>
- ⇒ **FRO FLOOR REACTION:** Es un tipo de AFO reacción al suelo, misma función que FRO, bloquear flexión dorsal y flexión plantar del tobillo. <sup>[14]</sup>
- ⇒ **AFO de ballesta posterior (PLS):** posee una ballesta por detrás del tendón de Aquiles, el objetivo de esta es proporcionar flexibilidad en la articulación del tobillo. <sup>[10]</sup>
- ⇒ **AFO sólida (SAFO):** es una ortesis pie-tobillo que cubre el pie y su dorso con una carcasa, con el objetivo de bloquear cualquier movimiento de la articulación del tobillo. <sup>[10]</sup>
- ⇒ **SAFO FA:** ortesis de pie-tobillo sólida, se diferencia de las demás porque la línea de corte en el empeine es más alta que otras SAFO y que tiene una cincha pretibial. <sup>[14]</sup>
- ⇒ **AFO dinámica (DAFO):** ortesis de pie-tobillo resistente a la flexión plantar de tobillo, estable y dinámica que permite cierto grado de movimiento en el plano sagital. <sup>[15]</sup>

- ⇒ **DAFO KANGAROO:** Bloquea la flexión plantar, permite la flexión dorsal. Pacientes con flexión plantar excesiva, marcha de puntillas, hiperextensión de rodilla y/o deambulación limitada. <sup>[14]</sup>
- ⇒ **Férula ajustable personalizada:** Ortesis para PC con equino verdadero, produce estiramientos sobre el complejo gastrocnémico y el tendón de Aquiles. Se puede ver cómo es la ortesis en la Imagen 1. <sup>[16]</sup>

En la **Tabla 1** se muestran las imágenes de las ortesis descritas.

**Tipos de ortesis pie-tobillo aplicadas en la parálisis cerebral infantil**

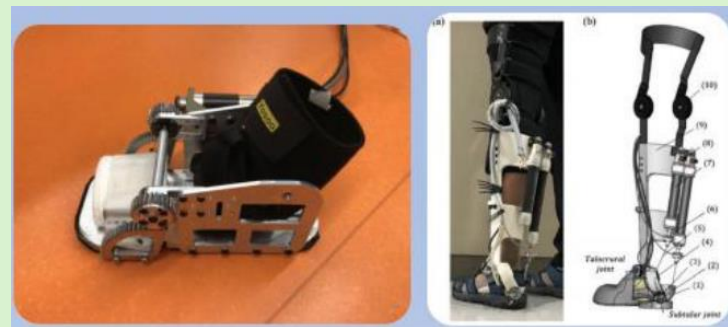
**AFO pasiva de pie-tobillo**



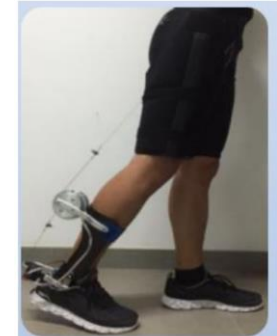
**AFO pasiva articulada de pie-tobillo**



**AFO activas de pie-tobillo**



**AFO semiactivas de pie-tobillo**



**AFO articulada**



**AFO sólida**



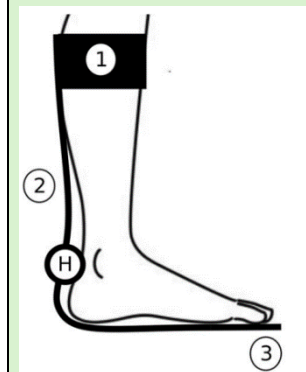
**AFO de ballesta posterior**



**AFO reacción al suelo**



**AFO dinámica**





**Tabla 1. Tipos de ortesis pie-tobillo aplicadas en la parálisis cerebral infantil**

**Fuente:** Las imágenes de ortesis pasiva de pie-tobillo, ortesis semiactivas de pie-tobillo y ortesis activas de pie-tobillo corresponden a **Zhou C, et al. (2022)**.<sup>[9]</sup> Las imágenes de ortesis reacción al suelo, ortesis sólida, ortesis articulada y ortesis de ballesta posterior corresponden a **Wright E, et al. (2020)**.<sup>[5]</sup> La imagen de AFO dinámica corresponde a **Rogati G. et al. (2022)**.<sup>[15]</sup> Las imágenes de DAFO KANGAROO, SAFO FA y FRO FLOOR REACTION pertenecen a **Conejero JA, et al. (2022)**.<sup>[14]</sup>

La revisión sistemática de **Zhou C, et al. (2022)**.<sup>[9]</sup> revisa la literatura sobre el diseño de las ortesis, analizando el desarrollo de ortesis pasivas de pie-tobillo (PAFO), ortesis semiactivas de pie-tobillo y ortesis activas de pie-tobillo (AAFO).<sup>[9]</sup>

- ⇒ **Ortesis pasivas de pie-tobillo articuladas:** Las ortesis pasivas y las pasivas articuladas se distinguen principalmente por el grado de envoltura del tobillo. Ambos tipos de ortesis pueden mejorar la biomecánica del pie y la capacidad para caminar, permitiendo que los pacientes tengan una marcha menos inestable. Los estudios han demostrado que las AFO deben proporcionar una resistencia a la flexión de los dedos para simular la contracción excéntrica de los dorsiflexores. Se descubrió que la actividad reducida de los dorsiflexores puede provocar atrofia, se propusieron soluciones basadas en el control de la rigidez mecánica y estructural. Se planteó la hipótesis de la incorporación de una bisagra que podría simular la rigidez del tobillo de una persona sin parálisis cerebral, lo que podría ayudar a los pacientes a caminar de forma más natural.<sup>[9]</sup>
- ⇒ **Las ortesis semiactivas de pie-tobillo:** El actuador pesaba 2,6 kg y requería una batería luminosa, el excesivo peso motivó al desarrollo de ortesis menos pesadas, habiendo evolucionado a que el peso de las ortesis semiactivas es de 1 kg-800 g. La ortesis de 1,6 kg proporciona una resistencia de 24 N·m, y la ortesis de 0,99 kg proporciona una resistencia de 10 N·m.<sup>[9]</sup>
- ⇒ **Las ortesis activas de pie-tobillo:** Se propuso esta ortesis para generar la flexión plantar y dorsal del tobillo a través de dos músculos neumáticos artificiales, este dispositivo redujo la flexión plantar de los pacientes un 64% y la flexión dorsal aumentó un 23% después de su uso, el cual pesaba 1,6 kg. Este experimento requirió una fuente de alimentación y asistencia informática, por lo que se propuso un dispositivo que tenía un motor de aire giratorio bidireccional en el tobillo y una botella de CO<sub>2</sub> con un regulador en la cintura, separando así la fuente de alimentación con el actuador para disminuir el peso del tobillo. Los resultados mostraron que el sistema tenía un efecto evidente sobre la flexión plantar del tobillo, el cual generaba 9 N·m, siendo poca resistencia.<sup>[9]</sup>

Como resultados, las ortesis pasivas se usan en la rehabilitación del tobillo y pie, pudiendo mejorar la biomecánica ajustando la rigidez. Las ortesis pasivas no articuladas son más eficaces para fijar el tobillo y brindar apoyo a los pacientes para caminar. Las semiactivas y activas ayudan de forma directa o indirecta a los pacientes a caminar a través de sistemas electrónicos, mejorando la capacidad de caminar y reduce el consumo de energía al caminar.<sup>[9]</sup>

En el estudio experimental de **Chen W, et al. (2017)**.<sup>[16]</sup> se desarrolla una férula ajustable para producir estiramientos sobre los músculos tensos, en este caso complejo gastrosóleo y el tendón de Aquiles. Con el objetivo de comprobar si esta ortesis es eficaz. En este estudio se incluyen pacientes de entre 2 a 12 años, en total 80 niños con PC con equino verdadero. <sup>[16]</sup>

La férula ajustable personalizada se diseñó para uso diario, por lo que debe ser cómoda y no causar molestias. La férula consta de un soporte que recoge todo el pie, dos barras de soporte que se localizan en los laterales de la tibia, un soporte de correa que se cierra por debajo de la rodilla, un soporte de polipropileno que rodea la zona superior de la pantorrilla y una barra de tornillos ajustables que va desde la zona más distal del soporte del pie y en la zona superior de la barra de soporte. Como se puede ver en la **Figura 2**. <sup>[16]</sup>

En cuanto a los resultados introdujeron la relación talón/antepié que indica el grado de deformidad en equino durante el tratamiento, mostraron que esta relación era de 1,41 +/- 0,26. Esta relación antes del tratamiento era de 0,65 +/- 0,41, 6 meses después del tratamiento era de 1,02 +/- 0,44, y 12 meses después del tratamiento era de 1,24 +/- 0,51, por lo que podemos observar que mejoró. Por lo que este estudio sugiere que la corrección con la AFO ajustable asistida por férula es un tratamiento eficaz para la deformidad en equino en niños con PC. <sup>[16]</sup>

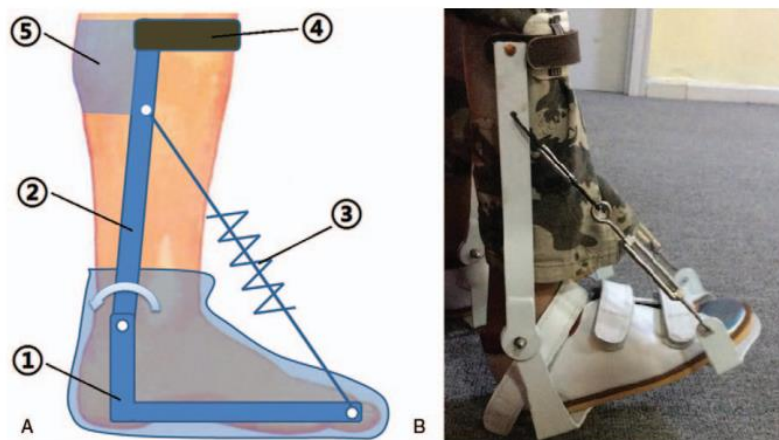


Figura 1. (A) Esquema de la férula dinámica ajustable que consta de (1) placa para los pies, (2) barra de soporte, (3) barra de tornillos ajustable, (4) soporte de correa y (5) soporte de vástago de polipropileno. (B) Se utiliza una férula para estirar el músculo gastrocnemio/sóleo y el tendón de Aquiles de un niño con parálisis cerebral espástica.

### Figura 2. Férula ajustable personalizada.

Fuente: Imagen tomada de **Chen W, et al. (2017)**. <sup>[16]</sup>

#### 5.4. Ortesis pie-tobillo más adecuada según tipo de parálisis cerebral infantil

En los artículos de investigación de *Wright E, et al. (2020)*.<sup>[5]</sup>, *Bayón C, et al. (2023)*.<sup>[10]</sup> y *Conejero JA, et al. (2022)*.<sup>[14]</sup>, dividen las ortesis más recomendadas para cada tipo de parálisis cerebral, basándose en las etapas biomecánicas de la postura, comentadas anteriormente en la introducción:

- **Marcha en equino:** Suele presentar una extensión excesiva de rodilla, hipertonicidad de flexores plantares y rango del movimiento limitado a la dorsiflexión de tobillo. El objetivo de este tratamiento ortopédico depende en la que se encuentre el gastrocóleo y del control del mediopié.

Si el gemelo posee una longitud adecuada, la ortesis puede permitir la dorsiflexión del tobillo durante la postura, además de poder realizar actividades diarias como subir escaleras o ponerse de pie.

Según *Wright E, et al. (2020)*.<sup>[5]</sup> las ortesis ideales deben tener suficiente rigidez para tener un control del exceso de flexión plantar en la fase de balanceo y permitir el rango de movimiento de flexión dorsal durante el primer rocker, **como AFO de ballesta posterior (PLS)**.

Para los niños más pequeños, las ortesis más comúnmente prescritas son **las AFO articuladas o HAFO con un tope de flexión plantar a 90°**. Estos tipos de ortesis no son eficaces cuando la espasticidad del complejo gastrocóleo no permite el rango de flexión dorsal. Y según *Bayón C, et al. (2023)*.<sup>[10]</sup> el tratamiento que se prescribe es **HAFO o PLS**.

- **Equino verdadero sin recurvatum de rodilla.** Durante la postura sí presenta equino debido a la espasticidad del complejo gastrocóleo. En la fase de balanceo existe un deterioro de la función de los dorsiflexores de tobillo.

Según *Bayón C, et al. (2023)*.<sup>[10]</sup> el tratamiento que se prescribe es **HAFO o PLS**.

- **Marcha en equino con recurvatum:** Pacientes que tienen una limitación del rango de movimiento de flexión dorsal del tobillo, realizan *el test de Silfverskiöld* para determinar los grados reales de la limitación.

El diseño de la AFO debe adaptarse a esta limitación del rango de movimiento, siendo este ángulo muy importante para la elección de la ortesis.

Por ello un **PLS o HAFO no sean adecuados**, debido a la limitación del rango de movimiento de la flexión dorsal de tobillo. Según *Wright E, et al. (2020)*.<sup>[5]</sup> esta etapa se trata mejor con **AFO sólida (SAFO)**, que están diseñadas para prevenir la dorsiflexión y flexión plantar del tobillo, dando control a la articulación de la rodilla. Esta ortesis abarca una mayor superficie del miembro inferior.

Cuando los niños no tienen suficiente longitud del gemelo para permitir la dorsiflexión del tobillo se van a crear compensaciones como genu recurvatum.

El **SAFO** se adapta a la flexión plantar del paciente, colocando una cuña en retropié, y así fomentar la adecuada extensión de la rodilla. La acomodación mejora también el control de mediopié dentro de la ortesis, previene la formación de hiperqueratosis y molestias al cargar peso.

Según Conejero JA, et al. (2022)<sup>[14]</sup> el uso de **DAFO o PLS** en pacientes con exceso de flexión plantar e hiperextensión de rodilla severa tiene buen diagnóstico, ya que la ortesis bloquea la flexión plantar y permite el movimiento de flexión dorsal.

- **Marcha de salto:** Se caracteriza por la flexión plantar de tobillo con flexión excesiva de rodillas y cadera. El tratamiento debe centrarse en restablecer la función del pie, acomodando la flexión plantar del tobillo y apoyando mediopié dentro de la AFO. La AFO va a facilitar una mayor longitud de la zancada, fomentando un alargamiento de los flexores de cadera y el complejo gastrocnemio, mejorando así la espasticidad.

Wright E, et al. (2020)<sup>[5]</sup> recomienda **PLS rígido o SAFO** con el objetivo de minimizar la espasticidad plantar-flexora del tobillo. Para ello se necesita una rigidez adecuada de la ortesis.

Según Bayón C, et al. (2023)<sup>[10]</sup> el tratamiento que se prescribe es **HAFO, PLS o SAFO**.

Conejero JA, et al. (2022)<sup>[14]</sup> recomienda **SAFO FA**, ortesis más adecuada para pacientes que tienen pie equino y marcha en flexión de rodillas, se diferencia de otras SAFO porque la línea de corte en el empeine es más alta que otras SAFO y que tiene una cincha pretibial.

- **Equino aparente:** La AFO debe garantizar la estabilidad de mediopié y debe permitir la flexión-dorsal del tobillo porque genera una espasticidad del complejo gastrosóleo.

Wright E, et al. (2020).<sup>[5]</sup> recomienda que niños con aparente equino, menor cantidad de flexión de cadera y rodilla, **SAFO con rigidez**, alineación y calzado apropiado o **AFO de reacción del suelo (FRO)**. A medida que el grado de flexión de rodilla en fase de apoyo sea más severo, un **FRO**, puede proporcionar un mayor soporte de rodilla, debido a que la parte que recubre la tibia es un material rígido que resiste el momento de flexión excesiva de rodilla.

Y según Bayón C, et al. (2023).<sup>[10]</sup> el tratamiento que se prescribe es **PLS, SAFO o FRO**.

- **Marcha agachada:** Se caracteriza por una dorsiflexión excesiva del tobillo, flexión intensa de rodilla y de cadera. Este patrón presenta un desafío importante para una intervención ortopédica exitosa.

El objetivo principal en esta marcha es aumentar la extensión de la rodilla, mejorar la longitud de los pasos y mejorar la velocidad de la marcha.

La eficacia del tratamiento depende de los grados del tobillo, la rigidez de la ortesis combinada con calzado y alineación.

Wright E, et al. (2020).<sup>[5]</sup> recomienda **FRO**, aunque **las AFO están limitadas en esta etapa**, sin embargo, existe evidencia de que después de cirugía proporcionan mejoras en los parámetros de la marcha.

Según Bayón C, et al. (2023) <sup>[10]</sup> el tratamiento que se prescribe es **FRO**.

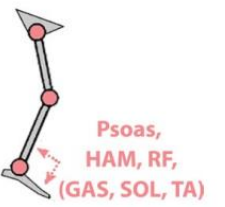

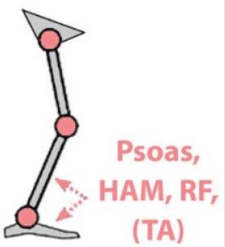

Según Conejero JA, et al. (2022) <sup>[14]</sup> la ortesis más beneficiosa para pacientes con excesiva flexión de rodillas y marcha agachada es **FRO FLOOR REACTION**, bloquea la flexión dorsal y la flexión plantar.

- **Ausencia de marcha:** Para los pacientes que no caminan, recomienda **SAFO**, tiene un soporte envolvente del pie para mantenerlo alineado y evitar una deformidad, bloquea la flexión plantar y flexión dorsal. <sup>[14]</sup>

En la **Tabla 2** se muestran de manera resumida las principales características de los principales tipos de ortesis de pie-tobillo utilizadas en los pacientes con parálisis cerebral infantil.

Resumen de las características de los tipos de ortesis pie-tobillo para cada tipo de parálisis cerebral en niños.

Marcha patológica	Representación marcha	Características	Ortesis pie-tobillo	Características AFOs	Imagen y representación
<b>Marcha en equino</b>		<ul style="list-style-type: none"> <li>→ Excesiva extensión de rodilla</li> <li>→ Hipertoncicidad de flexores plantares</li> <li>→ Rango movimiento limitado a la dorsiflexión de tobillo</li> </ul>	<b>PLS rígido o HAFO</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Suficiente rigidez para control excesiva de flexión-plantar de tobillo</li> <li>• Permitir rango de flexión-dorsal</li> </ul>	
<b>Marcha en equino con recurvatum</b>		<ul style="list-style-type: none"> <li>→ Limitación rango de movimiento a la flexión dorsal tobillo</li> </ul>	<b>SAFO, DAFO o PLS</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Prevenir la dorsiflexión y plantarflexión del tobillo, se adapta a la flexión-plantar del paciente</li> <li>• Control articulación de rodilla</li> <li>• Mayor superficie del pie, control de mediopié</li> </ul>	
<b>Marcha de salto</b>		<ul style="list-style-type: none"> <li>→ Flexión-plantar de tobillo</li> <li>→ Excesiva flexión de rodillas y cadera</li> <li>→ Espasticidad de la pantorrilla</li> </ul>	<b>PLS rígido, HAFO, SAFO y SAFO FA</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Acomodación de flexión-plantar de tobillo.</li> <li>• Mayor longitud de zancada</li> <li>• Alargamiento complejo gástrico</li> <li>• Mayor soporte de rodilla</li> </ul>	

Marcha patológica	Representación marcha	Características	Ortesis pie-tobillo	Características AFOs	Imagen y representación
<b>Equino aparente</b>	 <p>Psoas, HAM, RF, (GAS, SOL, TA)</p>	<p>→ Tobillo con una flexión-dorsal aparentemente normal en bipedestación                      → Excesiva flexión de rodilla y cadera</p>	<b>SAFO con rigidez o FRO</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Estabilidad en mediopié</li> <li>No debe permitir la flexión-dorsal del tobillo</li> </ul>	
<b>Marcha agachada</b>	 <p>Psoas, HAM, RF, (TA)</p>	<p>→ Excesiva flexión-dorsal de tobillo                      → Flexión rodilla y cadera</p>	<b>FRO (Limitadas en esta etapa) o FRO FLOOR REACTION</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Aumentar la extensión de rodilla</li> <li>Mejorar longitud paso</li> <li>Mejorar velocidad marcha</li> </ul>	

Abreviaturas: AFO – ortesis pie-tobillo, PLS – ortesis de ballesta posterior, HAFO – ortesis pie-tobillo articulada, SAFO - ortesis sólida pie-tobillo, FRO – ortesis pie-tobillo de reacción del suelo

**Tabla 2.** Resumen de las características de los tipos de ortesis pie-tobillo para cada tipo de parálisis cerebral en niños.

Fuente: Imágenes tomadas a partir de **Wright E, et al. (2020)**<sup>[6]</sup> (las fotografías) y **Bayón C, et al. (2023)**<sup>[10]</sup> (los esquemas)

### 5.5. Eficacia de las ortesis pie-tobillo

La revisión sistemática de **Aboutorabi A, et al. (2017)**.<sup>[17]</sup> compara la eficacia de diferentes tipos de AFO, en concreto ortesis pie-tobillo articulada (HAFO), ortesis pie-tobillo sólidas (SAFO), ortesis pie-tobillo reacción al suelo (FRO), ortesis pie-tobillo con ballesta posterior (PLS) y ortesis pie-tobillo dinámica (DAFO).

En esta revisión se recogieron artículos publicados entre 2007 y 2015, usando 17 estudios que cumplieron los criterios de inclusión. Se examinaron a 1.139 participantes, de los cuales 893 tenían diplegía espástica, 128 con hemiplejía espástica, 7 con triplejía espástica, 59 con cuadriplejía y 9 de tipo mixto, un niño con PC atetoide y 4 niños con discinesia. Además de 38 niños sanos. Siendo la media de edad 7,58 años.<sup>[17]</sup>

La eficacia de estas ortesis se valoró en relación con la longitud del paso, la cadencia, el rango de movimiento, el gasto energético, la velocidad al caminar y las habilidades funcionales:

- **Longitud del paso:** Aumentó con SAFO en comparación con caminar descalzo, la media aumentó de 0,82 – 0,3 andando descalzo a 0,98 – 0,2 m andando con SAFO. Mientras que la media de los niños sanos fue de 1,40 – 0,2 m. Concretamente, la longitud de la zancada fue mayor en los pacientes con PC diplegía espástica, aumentaron un 13% - 18%, y en la PC hemipléjica la longitud de zancada aumentó un 11,7%. Otro estudio concluye un aumento de la longitud en PC hemipléjica, de 0,73 – 0,76 m andando descalzo a 0,83 – 0,9 m con el uso de HAFO. La PC espástica hemipléjica y diplegía aumentó con el uso de PLS y FRO, aproximadamente un 3% y 16%. Al usar DAFO mejoró de 0,69 – 0,21 m a 0,79 – 0,85 m.<sup>[17]</sup>
- **Cadencia:** Los niños con PC hemipléjica y diplegía no modificaron la cadencia comparando HAFO y andar descalzo. Sin embargo, usando SAFO la cadencia aumentó de 117,7 – 27 pasos/min a 122,3 – 14,7 pasos/min en comparación con los pies descalzos. En otro estudio, la FRO en PC diplegía aumenta significativamente la cadencia, de 62,5 – 4,3 pasos/min a 73,42 – 3,8 pasos/min, pero otro estudio no encontró diferencias significativas sobre la cadencia en PC diplegía con FRO. Sin embargo, un estudio recogió que la cadencia disminuía con el uso de DAFO.<sup>[17]</sup>
- **Rango de movimiento:** El rango normal de rodilla y cadera en niños sanos es de 61,6 – 5,6° de rodilla y 50,9 – 6,2° de cadera. El rango de movimiento de rodilla en niños con PC aumentó a 48,9 – 14,4°, y el de cadera a 45,7 – 6,2°. La extensión máxima de la rodilla mejoró de 20° a 10° con SAFO. La flexión de la rodilla en el contacto inicial disminuyó de 16,58 +/- 9,33° a 8,48 +/- 6,65° de flexión en comparación con el pie descalzo. Aumentó la flexión dorsal del tobillo con HAFO de 9,4° a 13,4° en el contacto inicial de la marcha, durante la fase de balanceo 9,9° de flexión dorsal. Un estudio valoró la PLS, concluyendo que disminuye la flexión máxima de rodilla en la fase de balanceo, disminuye la hiperextensión de la rodilla en la postura, y aumentó

significativamente el rango de movimiento de la cadera en pacientes con PC hemipléjica. La DAFO mejoró la dorsiflexión del tobillo de 9° a 17° en comparación con pies descalzos. <sup>[17]</sup>

- **Gasto energético:** Durante la marcha se midió mediante el índice de gasto energético, tasa de gas espirado para el consumo de oxígeno y un calorímetro de circuito abierto. Los valores del índice de gasto energético fueron menores con SAFO de plástico, 0,25 latidos/min, que AFO metálica, 0,38 latidos/min. Otro estudio informó de un aumento del gasto energético con SAFO en comparación con pies descalzos en PC diplejía. Otro estudio informó de una disminución significativa del gasto energético con HAFO que sin ella en PC hemipléjica. Otro estudio donde se concluye una mejora significativa del 8% con PLS, pero sin cambios en hemiplejía y diplejía. Disminución del índice gasto energético en niños con PC diplejía de 0,52 latidos/min a 0,40 latidos/min. <sup>[17]</sup>
  
- **Velocidad al caminar:** La velocidad al caminar de un niño sano es de 1,4 m/s. La velocidad al caminar mejoró un 34% con SAFO, mejorando sobre todo en PC diplejía. Sin embargo, otro estudio informa de una disminución de la velocidad en PC diplejía usando DAFO, 0,22 – 0,16 m/s a 0,14 – 0,18 m/s. En PC hemipléjica aumentó significativamente con HAFO. Pero otro estudio concluyó que la velocidad no se ve afectada con el uso de AFOs. Otro estudio informa sobre la mejora con HAFO en PC diplejía, de 0,63 – 1,06 m/s a 0,74 – 1,03 m/s. Con PLS mejoró un 9% en PC hemipléjica. Aumento de velocidad con FRO en PC diplejía de 0,44 m/s a 0,83 m/s. Y una mayor velocidad con el uso de DAFO, de 0,72 – 0,34 m/s a 0,78 – 0,84 m/s. <sup>[17]</sup>
  
- **Habilidades funcionales:** Concluyendo que tanto HAFO como SAFO mejoraron significativamente la función motora gruesa en comparación con los pacientes con PC diplejía que andan descalzos. <sup>[17]</sup>

Para resumir la eficacia mostrada por las ortesis de pie tobillo del estudio realizado por *Aboutorabi A et al. (2017)*. <sup>[17]</sup> se muestra la **Tabla 3** en la que se muestra cada uno de los estudios que usó, el número de sujetos de cada estudio y el tipo de ortesis que se usaron, y se valora la longitud de zancada, la cadencia, el rango de movimiento, el gasto energético, la velocidad al caminar y las habilidades funcionales.

Estudio	N	Tipo de ortesis	Longitud de zancada	Cadencia	Rango de movimiento	Gasto energético	Velocidad al caminar	Habilidades funcionales
Jagadamma et al., 2014	19	Descalzo, AFO rígido con calzado	Aumentó con SAFO de 0,82-0,3m a 0,98-0,2m		Aumentó rango de rodilla a 48,9-14,4° con SAFO Aumentó rango de cadera a 45,7-6,2° con SAFO			
Hayek, et al., 2007	56	SAFO, HAFO, descalzo	Aumentó con SAFO un 13% en PC diplegia espástica Y en PC hemipléjica aumentó un 11,7%	Aumentó de 117-27 a 122: 14,7 pasos/min con SAFO PC hemipléjica y diplegia no modificaron la cadencia con HAFO	Reducción de flexión de rodilla de 20° a 10° con SAFO Aumentó el rango dorsiflexor de tobillo de 9,4° a 13,4° en contacto talón y 9,9° en balanceo		Mejóro un 34% con SAFO en PC diplegia Mejóro de 0,63 -1,06 m/s a 0,74-1,03 m/s con HAFO	
Bennett, et al., 2012	21	HAFO, SAFO, descalzo	Aumentó con SAFO un 17,4% Aumentó con HAFO un 13% con en PC diplegia				La velocidad no se ve afectada por AFO	
Ries, et al., 2015	378	SAFO, HAFO, descalzo	Aumentó con SAFO un 18% Aumentó con PLS un 16% en PC hemipléjica y diplegia					
Balaban, et al., 2007	11	HAFO, descalzo	Aumentó de de 0,76m a 0,83-0,9m	PC hemipléjica y diplegia no modificaron la cadencia con HAFO	La flexión de rodilla disminuyó de 16,58° +/- 9,33° a 8,48° +/- 6,65°	Disminuyó significativamente con HAFO PC hemipléjica	Aumentó significativamente con HAFO Mejóro de 0,63 -1,06 m/s a 0,74-1,03 m/s con HAFO	
Schweizer, et al., 2014	40	HAFO, descalzo	Aumentó de de 0,76m a 0,83-0,9m	PC hemipléjica y diplegia no modificaron la cadencia con HAFO			Aumentó significativamente con HAFO	
Van Gestel, et al., 2008	36	AFO de fibra de carbono, descalzo	Aumentó un 3% con PLS en PC hemipléjica y diplegia		Disminuyó la flexión máxima de rodilla con PLS Disminuyó las hiperextensión de rodilla con PLS Aumentó el rango de cadera con PLS		Mejóro un 9% con PLS en PC hemipléjicos	
Wren, et al., 2015	10	DAFO	Aumentó de 0,69-0,21m a 0,79-0,85m con DAFO	La cadencia disminuyó significativamente con DAFO	Mejóro la flexión dorsal del tobillo de 9° a 17° con DAFO		Mayor velocidad con DAFO, de 0,72-0,34 m/s a 0,78-0,84 m/s	
El-Kafy et al., 2014	57	Descalzo, FRO		Aumentó de 62,5-4,3 a 73,42-3,8 pasos/min con FRO			Aumentó con FRO de 0,44 a 0,83 m/s en PC diplegia	
Rogozinski, et al., 2009	27	FRO, descalzo		No encontró diferencias significate con FRO en PC diplegia			Aumentó con FRO de 0,44 a 0,83 m/s en PC diplegia	
Mayordomo, et al., 2007	21	AFO fija, descalzo			La extensión máxima de rodilla mejoró de 20° de flexión a 10°			
Caliskan, et al., 2013	48	SAFO de polietileno, PAFO, FRO, AFO metálico, descalzo				Valores de EEI SAFO de plástico 0,25 latidos/min Valores de EEI SAFO metálica 0,38 latidos/min Valores EEI menores con FRO, de 0,52 latidos/min a 0,40 latidos/min		
Vanwala, et al., 2014	21	SAFO, descalzo				Aumentó con SAFO en comparación descalzo PC diplegia	Disminución de la velocidad con SAFO, 0,22-0,16 m/s a 0,14-0,18 m/s	
Brehm, et al., 2008	181	SAFO y zapato, PLS y zapato, descalzo				Mejóro significativamente con PLS, un 8%, PC cuádrupléjica No hubo cambios en PC hemipléjica y diplegia	Mejóro un 34% con SAFO Mejóro un 9% con PLS en PC hemipléjicos	
Dalvand, et al., 2013	30	HAFO, SAFO, descalzo						Tanto HAFO como DAFO mejoran la función motora gruesa en PC diplegia

Estudio	N	Tipo de ortesis	Longitud de zancada	Cadencia	Rango de movimiento	Gasto energético	Velocidad al caminar	Habilidades funcionales
Zhao y otros, 2013.	112	HAFO			Mejoras significativas en el ángulo de dorsiflexión pasiva del tobillo			Mejora de la función motora gruesa en todos los grupos, pero sobre todo HAFO.
Lucareli et al, 2007.	71	FRO, descalzo		Mejora los parámetros espacio-temporales de la marcha	Mejora de la extensión máxima de rodilla y dorsiflexión de tobillo			

Abreviaturas: PC: parálisis cerebral, AFO: ortesis pie-tobillo, SAFO: ortesis pie-tobillo sólida, HAFO: ortesis pie-tobillo articulada, DAFO: ortesis dinámica pie-tobillo, FRO: ortesis pie-tobillo reacción al suelo, PAFO: ortesis pasiva pie-tobillo.

**Tabla 3.** Resultados “Eficacia de las ortesis de pie tobillo en la PC infantil”.

**Fuente:** Elaboración propia a partir de la revisión sistemática de **Aboutorabi A, et al. (2017)**.<sup>[17]</sup>

El objetivo de la revisión sistemática y metaanálisis de **Betancourt J, et al. (2019)**.<sup>[2]</sup> es analizar los datos de longitud de zancada y el ángulo de dorsiflexión del tobillo comparando los niños con PC que usan ortesis de pie-tobillo con los niños con PC que usan zapato normal o andan descalzos. Analizaron 12 estudios, 7 para el estudio de la longitud de zancada y 5 estudios para el ángulo de dorsiflexión, con un total de 172 pacientes pediátricos ambulatorios con parálisis cerebral para el resultado de longitud de zancada, y un total de 124 participantes para la dorsiflexión, todos los estudios se publicaron entre 2001 y 2016.<sup>[2]</sup>

En relación con **la longitud de zancada** observaron que los resultados mostraron que aumentaron 0,05m con un intervalo de confianza del 95%, por lo que los resultados al usar una AFO resultan positivos.<sup>[2]</sup>

**El ángulo de dorsiflexión de tobillo**, con un intervalo de confianza del 95% donde se demostró que aumentaron 8,62° la dorsiflexión en los pacientes que usaron AFO a los pacientes que no la usaron. Por lo cual, el uso de AFO mejora la longitud de la zancada y el ángulo de dorsiflexión del tobillo, los datos sugieren que las ortesis tienen efectos beneficiosos en la población pediátrica ambulatoria con parálisis cerebral. Sin embargo, discuten la necesidad de más estudios con más sujetos de estudio.<sup>[2]</sup>

En esta revisión de alcance de **Ricardo D, et al. (2021)**.<sup>[11]</sup> se incluyen 10 estudios, con un total de 285 pacientes pediátricos con parálisis cerebral bilateral espástica. Incluyen cinco tipos de AFOs (AFO sólida (SAFO), AFO dinámica (DAFO), AFO articulada (HAFO), AFO reacción del suelo (FRO), AFO de ballesta posterior (PLS)). Con el objetivo de especificar los efectos de las ortesis sobre los patrones de marcha en los niños con PC.<sup>[11]</sup>

La mayoría de las intervenciones se centraron en la comparación de la marcha usando la ortesis y cuando se caminaba descalzo o usando zapatos convencionales. Se valoraron los siguientes:

**Velocidad al caminar, longitud de zancada y cadencia.** Un estudio comparó la marcha descalza al inicio y después de 4 semanas de uso de DAFO y HAFO, se encontraron diferencias significativas, se obtuvo un aumento significativo o una aproximación de los parámetros de referencia normales al caminar.<sup>[11]</sup>

**Resultados cinemáticos: rango de movimiento.** Mejora significativa en la dorsiflexión del tobillo en las fases de contacto inicial y fase de balanceo, sobre todo con el uso de SAFO. [11]

**Fuerzas de reacción del suelo.** Aumentan el impulso con el uso de SAFO o DAFO en comparación con la marcha descalza. Aumento del momento máximo de flexión plantar en el tercer rocker, independientemente del tipo de AFO, con resultados similares a los niños sanos. No se encontraron diferencias significativas en la potencia articular. [11]

En general, los niños que usaban cualquier tipo de AFO presentaron diferencias significativas en estos parámetros, en comparación con la marcha descalza. [11]

**Sundar D, et al. (2018).** [7] Valoraron la eficacia de la ortesis pie-tobillo en la marcha de niños con PC diplejía espástica. Para ello recogen información sobre 36 pacientes pediátricos con PC, comprendidos entre 5 y 15 años, (20 hombre y 16 mujeres). Los sujetos usaron SAFO, PLS y HAFO, usando la ortesis entre 6 a 12 horas, con un seguimiento de 3 meses. [7]

Para el análisis de la marcha se realizaron dos pruebas para que el paciente se familiarizara con la ortesis, consistía en caminar en línea recta 10m. Se pidió a los pacientes que caminaran con un patrón cómodo. Se analizó velocidad, longitud de zancada, longitud de paso y cadencia. [7]

La PLS mejora de la longitud de zancada en comparación con SAFO ( $p=0,006$ ) y HAFO ( $p=0,012$ ). La PLS mejora la cadencia en comparación con SAFO ( $p=0,004$ ) y HAFO ( $p=0,048$ ), este resultado muestra que PLS es la que más mejora. Otros estudios demuestran que el uso de AFO de plástico aumentan la velocidad al caminar, la cadencia y la longitud de zancada. [7]

Hay diferencias significativas en la aplicación de los tres tipos de ortesis: [7]

- **Longitud de paso:** SAFO (0,30 +/- 0,12), PLS (0,43 +/- 0,10), HAFO (0,29 +/- 0,11). Siendo  $P=0,002$  por lo que existen diferencias significativas del valor medio de la longitud del paso.
- **Longitud de zancada:** SAFO (0,56 +/- 0,13), PLS (0,72 +/- 0,08), HAFO (0,57 +/- 0,10). Siendo  $P=0,003$  por lo que existen diferencias significativas del valor medio de la longitud de zancada.
- **Cadencia:** SAFO (76,2 +/- 11,9), PLS (94,6 +/- 13,6), HAFO (81,5 +/- 9,2). Siendo  $P=0,002$  por lo que existen diferencias significativas del valor medio de cadencia.
- **Velocidad:** SAFO (0,23 +/- 0,05), PLS (0,32 +/- 0,6), HAFO (0,26 +/- 0,04). Siendo  $P=0,002$  por lo que hay diferencias significativas del valor medio de la velocidad.

Hubo diferencias significativas entre los tres tipos de ortesis. Aunque todos ellos mejoraban los parámetros de la marcha, en concreto longitud de paso, longitud de zancada, cadencia y velocidad, PLS fue el más eficaz para normalizar los parámetros de la marcha y mejorar el movimiento. [7]

En el estudio retrospectivo de **Brehm M, et al. (2008).** [18] se valora el efecto de las ortesis tobillo-pie SAFO y PLS en niños con parálisis cerebral. Se comparan los datos de 172 pacientes pediátricos, de edad media 9 años; 21 niños padecían PC hemiplejía, 97 diplejía y 54 cuadriplejía. Con el objetivo de valorar la eficacia de velocidad de la marcha, coste de energía al caminar, y para examinar los cambios en el patrón de la marcha usando la AFO. [18]

Los resultados del estudio determinaron que la velocidad aumentó un 9% con el uso de AFO, y el coste energético disminuyó un 8% con PLS, pero con SAFO no hubo cambios. Se mostró una mejora significativa en el gasto energético de pacientes tetraplégicos, 20%. Mientras que permanecieron sin cambios los pacientes con hemiplejía y diplejía. Y cambios en la postura. <sup>[18]</sup>

Por lo cual, el uso de una ortesis pie-tobillo resultó en una disminución significativa en el coste de energía al caminar descalzo, estas mejoras fueron más significativas en tetraplégicos, y sin cambios en niños hemipléjicos y dipléjicos con PC. <sup>[18]</sup>

En la revisión de **Firouzeh P, et al. (2019)**. <sup>[19]</sup> se busca un enfoque en los resultados relacionados con la marcha en niños menores de 6 años con parálisis cerebral, al realizar la evaluación se revelaron algunos datos. Esta revisión sugirió que las AFO podían crear desafíos para las rutinas diarias y la movilidad en el hogar de los niños que tienen habilidades motoras menos desarrolladas. No se debe quitar el tratamiento ortopédico en los entornos comunitarios, como centros preescolares y guarderías. Además, no se debe limitar el tiempo de uso de las AFO para los niños más pequeños que pasan una cantidad significativa de tiempo gateando. Es necesario evaluar los efectos del ajuste de la combinación AFO-calzado. <sup>[19]</sup>

Marcan como importante evaluar los efectos de las AFO en ambientes naturales, como guarderías y entornos comunitarios, puede ser una forma eficaz de ampliar la evaluación de resultados. También se propone la evaluación de los niños en sus hogares. <sup>[19]</sup>

Se encuentra un solo estudio que explora la perspectiva de los médicos sobre la prescripción de AFO en niños con parálisis cerebral. Y no se encuentra ningún estudio sobre la experiencia de los familiares. Por lo tanto, se requiere investigación adicional para evaluar los efectos de la AFO evaluando las habilidades motoras gruesas apropiadas para la edad, como gatear en los niños más pequeños. <sup>[19]</sup>

Se sugieren pautas de presentación de informes para las intervenciones de AFO en los niños, enfatizando la importancia de informar del diseño de la AFO, el material, y su fabricación, y así poder comparar otras ortesis pie-tobillo, confirmando que los estudios que evalúan las AFO carecen de descripciones adecuadas. Además de una falta de estudios centrados en el uso de AFO en niños menores de 6 años. Sería interesante informar sobre la práctica clínica en los hogares ya que la experiencia de padres e hijos con el uso de AFO en la vida diaria ayudaría al desarrollo de las pautas para recomendaciones como tiempo de uso, edad ideal o etapa de desarrollo para la prescripción. <sup>[19]</sup>

En el artículo de investigación **Bayón C, et al. (2023)**. <sup>[10]</sup> se analizan las características que se pueden mejorar sobre la tecnología tobillo-pie en niños con parálisis cerebral. Para ello desarrollan dos encuestas anónimas con el objetivo de recopilar respuestas cuantitativas y cualitativas de profesionales especializados en PC y pacientes con PC y sus familiares. <sup>[10]</sup>

Los participantes fueron un total de 94 profesionales y 36 familiares con hijos con PC. <sup>[10]</sup>

En la encuesta de los profesionales se dieron seis bloques de preguntas, 57 preguntas en total: demografía, manejo de la marcha y prescripción de la AFO, importancia de las características de

diseño, métricas relevantes en el hogar, marcha en la vida diaria y limitaciones de los dispositivos actuales. Y en la encuesta de los usuarios relacionados con PC, se hicieron 41 preguntas, organizadas en cinco bloques: demografía, importancia de las características del diseño, expectativas por un nuevo diseño, métricas priorizadas en el hogar y limitaciones de las ortesis. <sup>[10]</sup>

En las encuestas destacaron:

- **Manejo de la marcha y prescripción de AFO:** sólo el 44,6% estuvieron de acuerdo con la afirmación “Existe suficiente información para sentirse seguro a la hora de prescribir el tipo de AFO correcto”, lo que indica que más del 50% piensa que se necesita más información. El 79,3% estaban de acuerdo en “El desempeño de los pacientes en la clínica es diferente al de la vida real”. Relacionado con que el 98,8% consideraron que “Sería importante obtener información sobre la marcha de los pacientes en sus actividades diarias” Y a su vez, que el 95,2% estuvieron de acuerdo con “Un informe sobre el uso de AFO en la vida diaria podría proporcionar información útil para mejorar la valoración del paciente en la clínica”.
- **Importancia de las características del diseño:** se marcaron como muy importantes “facilidad de ponerse y quitarse la AFO”, “comodidad al usarlo”. Y como las principales prioridades “adaptabilidad al terreno para caminar” y “replicabilidad de los patrones normales de caminar”
- **Métricas priorizadas en el hogar:** las características priorizadas como más importantes fueron la asimetría de la marcha, la duración de la postura, y el espacio mínimo para los dedos en mitad del balanceo. También se consideraron como muy importante los factores de cadencia, longitud de zancada, velocidad de la marcha y el ángulo del tobillo.
- **Limitaciones de las ortesis:** el primer tema principal fue la comodidad, seguido de la adaptabilidad de estos dispositivos. Otros temas fueron flexibilidad, rango de movimiento (22,7%), volumen (17,4%), dificultad para combinar AFO con ropa y calzado (9,8%), facilidad de uso (9,8%), coste económico (8,7%) y durabilidad (6,5%)

## 6. DISCUSIÓN

Según la revisión bibliográfica realizada podemos afirmar que uno de los tratamientos conservadores de la parálisis cerebral en niños es la ortesis pie-tobillo, siendo muy importante el papel del podólogo de conocer los tipos de ortesis. El objetivo principal de esta revisión fue conocer y evaluar la eficacia de las AFOs sobre la marcha en niños con parálisis cerebral.

Las ortesis tobillo-pie son un dispositivo que abarca el tobillo y el pie, con la finalidad de proporcionar un control directo del movimiento del pie del paciente, además de promover la deambulación. La prescripción de esta ortesis sirve para mejorar la calidad de vida del paciente con dificultades al caminar, prevenir y/o corregir la deformidad pie-tobillo. [5,9,12]

En relación a los procesos de confección hemos observado que los procesos más descritos por la literatura científica son la forma tradicional termoconformado polipropileno sobre un molde positivo de escayola, la fabricación aditiva o impresión 3D que usa las tecnologías de deposición fundida, sinterización selectiva por láser, fusión de chorro múltiple y estereolitografía:

- **Forma tradicional termoconformado polipropileno sobre un molde positivo de escayola:** Se realizan a mano, usando yeso y un vacío termoplástico con el material polipropileno. Este proceso requiere mucha mano de obra, puede ser costoso y está asociado a largos tiempos de espera. [12]

La fabricación aditiva o impresión 3D es otro tipo de fabricación de ortesis, es una tecnología que permite la personalización de un producto fabricado capa por capa uniéndose a los materiales, emplea el diseño por ordenador, escáneres e impresión en 3D, se pueden usar diferentes tecnologías: [12]

- **Tecnología de deposición fundida (FDM):** Funde y compacta el material capa por capa construyendo la ortesis. Se usan materiales como Nylon, fibras de carbono o resinas rígidas para obtener mayores resistencias. La principal ventaja es que no requiere un proceso químico posterior y materiales menos costosos. Pero su desventaja fue la distorsión entre capas que causó debilidad mecánica. Es una tecnología ideal para prototipos, ortesis grandes y simples debido al coste menor.
- **Sinterización selectiva por láser (SLS):** Fusiona pequeñas partículas de polvo de plástico mediante láser. El material que mejores resultados obtiene es el Nylon 12. Su principal ventaja es la amplia gama de materiales que se pueden usar. Las desventajas son que la precisión está limitada por el tamaño de las partículas del material, el proceso es lento, alto coste económico y alta porosidad. Concluyendo que el rendimiento mecánico no es el ideal. Ideal para ortesis que requieren una vida útil larga, debido a que son muy resistentes
- **Fusión de chorro múltiple (MJF):** Deposita materiales capa por capa, pero con varios cabezales de impresión, permitiendo una fabricación más rápida y eficiente. Sus ventajas son que tiene el coste más bajo de piezas impresas en 3D, impresión rápida, además las pruebas

biomecánicas indicaron buena dureza y alta resistencia. Las desventajas son que sólo usa dos tipos de materiales, y la impresora es muy grande y cara.

- **Estereolitografía (SLA):** Impresión 3D de resina en la que una fuente de luz/ láser polimeriza una resina fotosensible. Una de sus ventajas es que imprime piezas de alta calidad de resolución, proporciona una buena comodidad al paciente y se adapta bien a la anatomía. Las desventajas es que es lento y costoso, la variedad de materiales es mínima, las piezas se ven afectadas por la humedad y calor. Ideal para diseños que requieran tolerancia perfecta.

Concluyen que en el futuro las AFO realizadas con fabricación aditiva puede ser una buena opción como sustituto de las AFO tradicionales, sin embargo, aún no es la solución ideal para la práctica clínica, debido a la falta de pruebas mecánicas, falta de participantes en los estudios y la necesidad de más pruebas en la población pediátrica, por lo que aún hacen falta más estudios y valoraciones para poder aplicarlas en consulta, aun así estas ortesis realizadas en 3D obtienen buenos resultados biomecánicos. Las ortesis fabricadas de manera tradicional con polipropileno termoconformado son las que usan habitualmente, obteniendo buenos resultados de biomecánica, pero tienen un coste más alto, tardan más en hacerse, durabilidad corta debido al crecimiento del paciente.

Las ortesis de pie-tobillo se identifican mayoritariamente como ortesis pasivas de pie-tobillo, ortesis pasivas de pie-tobillo articuladas, ortesis semiactivas de pie-tobillo, ortesis activas de pie-tobillo, AFO articulada, AFO reacción al suelo, FRO FLOOR REACTION, AFO de ballesta posterior, AFO sólida, SAFO FA, AFO dinámica, DAFO KANGAROO y férula ajustable personalizada. [9,10,14,15,16]

- **Las ortesis pasivas de pie-tobillo (PAFO):** Ortesis compuestas por elementos mecánicos como amortiguadores, no generan fuentes de energía para la marcha. Esta ortesis puede ser no articulada, con la función de posicionar el tobillo en una posición fija, o la ortesis pasiva articulada que permite rango de movimiento de flexión plantar y dorsal en la articulación del tobillo. [9]
- **Las ortesis pasivas de pie tobillo articuladas:** Permiten un rango de movimiento en la articulación del tobillo, esta articulación está formada por bisagras, topes de flexión y elementos de control de la rigidez como resortes. Los efectos son promover la dorsiflexión del tobillo, limitar la flexión plantar del tobillo, proporcionar estabilidad lateral en la marcha, reducir la hiperextensión de la rodilla, aumentar la velocidad al caminar, ajustar la rigidez de las ortesis y mejorar la biomecánica. [9]
- **Las ortesis semiactivas de pie-tobillo:** Ortesis que utilizan frenos como elementos de control, reciclan la energía para caminar, pero no general energía adicional para caminar. [9]
- **Las ortesis activas de tobillo y pie (AAFO):** Ortesis que componen de una fuente de alimentación, un sistema de control y sensores que proporcionan energía adicional directamente para caminar. [9]

Llegan a la conclusión de que la mayoría de los estudios de investigación con AFOs se centran en el ángulo de movimiento del tobillo, mientras que el estado muscular no se evalúa con profundidad. Para

lograr una forma fluida de caminar y que el paciente ahorre energía la ortesis tiene que centrarse en los avances de la tecnología, se deben de llevar a cabo más investigaciones sobre la interacción persona-ordenador-ortesis. Además, los AFO innovadores también deben combinarse con otros métodos de rehabilitación clínica para proporcionar nuevas ideas y métodos para la rehabilitación de pacientes.

- **AFO con bisagras o AFO articulada (HAFO):** Es una ortesis que provoca el movimiento de flexión dorsal del tobillo, bloqueando a la vez el movimiento de flexión plantar de tobillo. <sup>[10]</sup>
- **AFO reacción al suelo (FRO):** Ortesis que bloquea cualquier movimiento articular del tobillo, el objetivo de esta es permitir la extensión de la rodilla. <sup>[10]</sup>
- **FRO FLOOR REACTION:** Es un tipo de AFO reacción al suelo, misma función que FRO, bloquear flexión dorsal y flexión plantar del tobillo. <sup>[14]</sup>
- **AFO de ballesta posterior (PLS):** Posee una ballesta por detrás del tendón de Aquiles, el objetivo de esta es proporcionar flexibilidad en la articulación del tobillo. <sup>[10]</sup>
- **AFO sólida (SAFO):** Es una ortesis pie-tobillo que cubre el pie y su dorso con una carcasa, con el objetivo de bloquear cualquier movimiento de la articulación del tobillo. <sup>[10]</sup>
- **SAFO FA:** Ortesis de pie-tobillo sólida, se diferencia de las demás porque la línea de corte en el empeine es más alta que otras SAFO y que tiene una cincha pretibial. <sup>[14]</sup>
- **AFO dinámica (DAFO):** ortesis de pie-tobillo resistente a la flexión plantar de tobillo, estable y dinámica que permite cierto grado de movimiento en el plano sagital. <sup>[15]</sup>
- **DAFO KANGAROO:** Bloquea la flexión plantar, permite la flexión dorsal. Pacientes con flexión plantar excesiva, marcha de puntillas, hiperextensión de rodilla y/o deambulacion limitada. <sup>[14]</sup>
- **Férula ajustable personalizada:** es una férula específica para proporcionar un estiramiento sostenido ajustable en pacientes con la deformidad en equino en niños con PC. <sup>[16]</sup>

Las AFOs más indicadas para cada tipo de PCI son PLS rígido o HAFO para marcha en equino, HAFO o PLS para equino verdadero sin recurvatum de rodilla, SAFO, DAFO o PLS para marcha en equino con recurvatum, PLS rígido, HAFO, SAFO o SAFO FA para marcha de salto, SAFO con rigidez o FRO para equino aparente, FRO o FRO FLOOR REACTION para marcha agachada y para ausencia de la marcha SAFO. <sup>[5,10,14]</sup>

En la literatura científica se ha valorado la eficacia de estas ortesis en término de mejorar en rango de movimiento de tobillo, mejorar la velocidad al caminar, mejorar la longitud de zancada, mejorar los parámetros de la marcha, disminuir el gasto energético y mejorar la cadencia.

En cuanto al rango de movimiento de tobillo, con el uso de HAFO, SAFO, FRO, PLS y DAFO mejora el rango de movimiento de tobillo y rodilla <sup>[17]</sup>, aumento del ángulo de dorsiflexión en tobillo con el uso de AFO <sup>[2]</sup> y el rango de movimiento del tobillo mejoró con todas las AFOs pero los resultados fueron mejor con SAFO. <sup>[11]</sup>

Respecto a la velocidad al caminar, con el uso de HAFO, SAFO, FRO, PLS y DAFO aumenta la velocidad <sup>[17]</sup>, uso de DAFO y HAFO mejoraron la velocidad al caminar <sup>[11]</sup>, la PLS obtuvo los mejores resultados, siendo de 0,32 +/- 0,6, HAFO 0,26 +/- 0,04 y SAFO 0,23 +/- 0,05 <sup>[7]</sup> y la velocidad de la marcha aumentó un 9% con el uso de AFO. <sup>[18]</sup>

La longitud de zancada, mejora en la función gruesa con HAFO y SAFO en PC diplejía <sup>[17]</sup>, mejora significativa con uso de AFO <sup>[2]</sup>, uso de DAFO y HAFO mejoraron la longitud de la zancada <sup>[11]</sup>, los valores de longitud del paso mejoraron, con PLS el valor es de 0,43 +/- 0,10, SAFO 0,30 +/- 0,12 y HAFO 0,29 +/- 0,11, los valores de la zancada también mejoraron significativamente, el valor con el uso de PLS fue de 0,72 +/- 0,08, SAFO con 0,56 +/- 0,13 y HAFO con 0,57 +/- 0,10 <sup>[7]</sup>.

Los parámetros de la marcha mejoran con SAFO y FRO en PC diplejía, y con HAFO en PC hemipléjica, se consiguió un patrón de la marcha más cerca de lo fisiológico con el uso de HAFO y DAFO <sup>[17]</sup>, mejora de la marcha con AFO <sup>[2]</sup>, el impulso en el tercer rocker mejoró sobre todo con SAFO y DAFO <sup>[11]</sup> y relaciona un patrón de la marcha más rápido y eficiente, además de una mejora en la postura <sup>[18]</sup>.

Se reduce el gasto energético en PC diplejía con SAFO y FRO, y con HAFO disminuye el gasto energético en PC hemipléjica <sup>[17]</sup> y el coste energético disminuyó un 8% con PLS y no hubo cambios con SAFO, concretamente el gasto energético de paciente tetrapléjicos disminuyó un 20%, pero en PC hemiplejía y diplejía no hubo cambios <sup>[18]</sup>.

La cadencia mejoró con el uso de DAFO y HAFO <sup>[11]</sup>, la ortesis que mejor resultados obtuvo fue la PLS con 94,6 +/- 13,6, seguido de HAFO con 81,5 +/- 9,2, y SAFO con 76,2 +/- 11,9 <sup>[7]</sup>.

En el artículo de *Sundar D, et al. (2018)*. <sup>[7]</sup> hubo diferencias significativas entre los tres tipos de ortesis, todas mejoraban los parámetros de la marcha, longitud de paso, longitud de zancada, cadencia y velocidad, sin embargo, PLS fue la más eficaz para normalizar los parámetros de la marcha y mejorar el movimiento.

El artículo de *Chen W, et al. (2017)* <sup>[16]</sup> desarrolla una férula ajustable para producir estiramientos del complejo gastrosóleo y tendón de Aquiles, la relación talón/antepié que indica el grado de deformidad en equino durante el tratamiento, mostraron que esta relación era de 1,41 +/- 0,26. Esta relación antes del tratamiento era de 0,65 +/- 0,41, 6 meses después del tratamiento era de 1,02 +/- 0,44, y 12 meses después del tratamiento era de 1,24 +/- 0,51, por lo que podemos observar que mejoró. Por lo que este estudio sugiere que la corrección con la AFO ajustable asistida por férula es un tratamiento eficaz para la deformidad en equino en niños con PC.

Por lo tanto, la bibliografía revisada concuerda en que todas las AFO en niños con PC son beneficiosas, mejoran la velocidad de la marcha, la longitud de zancada, la longitud de la marcha, el gasto energético, la cadencia, la biomecánica y el rango de movimiento de rodilla, tobillo y cadera, además, es necesario tratarlos lo antes posible ya que la evidencia afirma la mejoría de la biomecánica del paciente. Aunque existe la necesidad de más estudios que proporcionen evidencia válida y de alta calidad para mejorar la práctica clínica en el uso de AFO en niños con PC. Las investigaciones futuras sobre el efecto de la AFO en niños con PC deberían centrarse en estudios a gran escala, es decir, estudios que analicen

objetivos más específicos, añadiendo el diseño de la prescripción de AFO combinándolo con el calzado.

La revisión de *Firouzeh P, et al. (2019)*.<sup>[19]</sup> confirma el enfoque predominante en los resultados de los estudios, relacionados con la marcha y reveló algunas lagunas sobre desafíos rutinarios acerca de la movilidad y el uso en el hogar de los niños con PC menores a 6 años. Llegando a la conclusión de que no deben quitarse las ortesis en entornos comunitarios como guarderías, por ello proponen una evaluación del efecto y uso de las AFO en hogares y guarderías, ya que ayudaría a obtener más datos y así poder prescribir mejor los tratamientos. Además, proponen investigar sobre la perspectiva de los médicos sobre la prescripción de AFO, y sobre la experiencia de los padres, que puede ayudar con el desarrollo de pautas centradas en la familia para recomendaciones de tiempo de uso, edad ideal, etapa de desarrollo para la prescripción y las actividades que pueden verse afectadas por las AFO. Se sugieren más estudios sobre la práctica clínica en los hogares, además de pautas de presentación para la prescripción de AFO para niños con PC, enfatizó la importancia de informar sobre el diseño de las AFO y los detalles del material, para poder facilitar la replicación del estudio, por ello confirmó que los estudios que evalúan las AFO carecen de descripciones adecuadas de la construcción de AFO.

En el artículo de investigación de *Bayón C, et al. (2023)*.<sup>[10]</sup> se realizan dos encuestas sobre las características que se pueden mejorar en la tecnología pie-tobillo en niños con PC, una de ellas hacia los familiares y niños con PC, y la otra dirigida a los profesionales sanitarios que tratan estos pacientes. Los profesionales concluyen que no existe suficiente información para sentirse seguro a la hora de prescribir el tipo de AFO correcto, sería importante obtener información sobre la marcha de los pacientes en sus actividades diarias, un informe sobre el uso de AFO en la vida diaria podría proporcionar información útil para mejorar la valoración del paciente en la clínica. En cuanto a la importancia del diseño, marcan como muy importante, la facilidad de poner y quitar la AFO y comodidad de uso. Los familiares y niños con PC concluyen en su encuesta que las características más importantes eran la asimetría de la marcha, la duración de la postura. Los factores de cadencia, longitud de zancada, velocidad de la marcha y ángulo de tobillo fueron valores clasificados como muy importantes.

Por lo tanto, dichos estudios, concuerdan en la importancia de valorar el uso de ortesis fuera de clínica, la comodidad de las AFO, el material necesario, tipo de fabricación, experiencia de los padres y profesionales sanitarios. Todo esto para mejorar la prescripción de las ortesis individualizando cada paciente. Sin embargo, es necesario más cantidad de estudios que no sólo se basen en la eficacia de las ortesis, sino también en la experiencia profesional y familiar de paciente con PC.

En esta revisión bibliográfica hemos detectado las siguientes limitaciones, respecto a la fabricación de AFOs, la fabricación aditiva es un proceso manual costoso y tardío, por ello se pretende incorporar la tecnología 3D a esta fabricación de ortesis, sin embargo, aún no está completamente preparada para su uso en la clínica, se necesitan más investigaciones y más pacientes, por lo que los próximos estudios no deben tener criterios de exclusión demasiado estrictos. En cuanto a la eficacia de las AFO,

es necesario más cantidad de estudios que se centren en objetivos más específicos, y añadir en los estudios el diseño, la fabricación de la ortesis combinada con calzado, con la finalidad de proporcionar evidencia válida y de alta calidad para mejorar la práctica clínica en el uso de AFO en niños con PC. Además, es importante realizar un buen diagnóstico del tipo de parálisis cerebral para su correcto tratamiento, ya que hay diferentes tipos de ortesis pie-tobillo.

Los resultados de esta revisión bibliográfica pueden tener una utilidad práctica en fabricar la ortesis pie-tobillo con el método adecuado, y materiales, conocer la ortesis más adecuada según el tipo de PCI y conocer la eficacia de la ortesis pie-tobillo.

## 7. CONCLUSIONES

Dando respuesta a los objetivos planteados en esta revisión bibliográfica podemos concluir que:

- La parálisis cerebral en niños es una enfermedad que afecta de forma directa a la biomecánica del paciente, pudiendo presentar una gran variedad de clasificaciones y etapas de la marcha patológica, en el que el papel del podólogo es muy importante para conocer la ortesis pie-tobillo que tenga el paciente.
- Los procesos de fabricación más extendidos son la fabricación tradicional termoconformado polipropileno sobre un molde positivo de escayolar y la fabricación ende impresión 3D o fabricación aditiva, que aporta muchos beneficios, pero aún no se considera para el uso de práctica en clínica, es necesario realizar más estudios
- Los tipos de ortesis pie-tobillo que se prescriben para niños con parálisis cerebral son, ortesis pie-tobillo reacción al suelo, ortesis pie-tobillo sólida, ortesis pie-tobillo articulada, ortesis pie-tobillo de ballesta posterior y ortesis pie-tobillo dinámica.  
Otras ortesis desarrolladas son, la ortesis pasiva de pie-tobillo, la ortesis semiactiva pie-tobillo y ortesis activas pie-tobillo, son aquellas que incorporan elementos como muelles, amortiguadores, fuentes de energía, bisagras o topes flexión, para poder mejorar aún más la marcha del paciente. Y otra como la férula ajustable personalizada
- Las AFOs más indicadas para cada tipo de PCI son PLS rígido o HAFO para marcha en equino, HAFO o PLS para equino verdadero sin recurvatum de rodilla, SAFO, DAFO o PLS para marcha en equino con recurvatum, PLS rígido, HAFO, SAFO o SAFO FA para marcha de salto, SAFO con rigidez o FRO para equino aparente, FRO o FRO FLOOR REACTION para marcha agachada y para ausencia de la marcha SAFO.
- La eficacia de las ortesis pie-tobillo es positiva, las ortesis ayudan a los niños con parálisis cerebral, en la marcha, biomecánica, gasto energético, rango de movimiento, longitud de zancada, cadencia, velocidad. Sin embargo, la mayoría de los estudios coinciden en la necesidad de realizar más estudios.

## 8. BIBLIOGRAFÍA

- 1) Sadowska M, Sarecka-Hujar B, Kopyta I. Cerebral palsy: Current opinions on definition, epidemiology, risk factors, classification and treatment options. *Neuropsychiatr Dis Treat* 2020;16:1505–18.  
Disponible en: <https://doi.org/10.2147/NDT.S235165>
- 2) Betancourt JP, Eleeh P, Stark S, Jain NB. Impact of ankle-foot orthosis on gait efficiency in ambulatory children with Cerebral Palsy. *Am J Phys Med Rehabil* 2019;98(9):759–70.  
Disponible en: <https://doi.org/10.1097/PHM.0000000000001185>
- 3) Meyns P, Kerkum YL, Brehm MA, Becher JG, Buizer AI, Harlaar J. Ankle foot orthoses in cerebral palsy: Effects of ankle stiffness on trunk kinematics, gait stability and energy cost of walking. *Eur J Paediatr Neurol*. 2020;26:68–74.  
Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.ejpn.2020.02.009>
- 4) Palisano RJ, Rosenbaum P, Bartlett D, Livingston MH. Content validity of the expanded and revised gross motor function classification system. *Dev Med Child Neurol* 2008;50(10):744–50.  
Disponible en: <https://doi.org/10.1111/j.1469-8749.2008.03089.x>
- 5) Wright E, DiBello SA. Principles of ankle-foot orthosis prescription in ambulatory bilateral Cerebral Palsy. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2020;31(1):69–89.  
Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2019.09.007>
- 6) Kim CJ, Son SM. Comparison of spatiotemporal gait parameters between children with normal development and children with diplegic Cerebral Palsy. *J. Phys. Ther. Sci.* 2014;26:1317-19.  
Disponible en: <https://doi.org/10.1589/jpts.26.1317>
- 7) Sundar Das D, Mohapatra J, Lenka P. The effectiveness of ankle foot orthosis on gait in children with spastic diplegic Cerebral Palsy. *J Pediatr Neonatal Care* 2018;8(2):98–103.  
Disponibile: <https://doi.org/10.15406/jpnc.2018.08.00318>
- 8) Beyaert C, Pierret J, Vasa R, Paysant J, Caudron S. Toe walking in children with Cerebral Palsy: a possible functional role for the plantar flexors. *J Neurophysiol* 2020;124:1257–69.  
Disponibile en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32877265/>
- 9) Zhou C, Yang Z, Li K, Ye X. Research and development of ankle-foot orthoses: A review. *sensors* 2022;22(17):6596.  
Disponibile en: <https://doi.org/10.3390/s22176596>
- 10) Bayón C, Hoorn M van, Barrientos A, Rocon E, Trost JP, Asseldonk EHF van. Perspectives on ankle-foot technology for improving gait performance of children with Cerebral Palsy in daily-life: requirements, needs and wishes. *J Neuroeng Rehabil* 2023;20(1):44.  
Disponibile en: <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01162-3>
- 11) Ricardo D, Raposo MR, Cruz EB, Oliveira R, Carnide F, Veloso AP, et al. Effects of ankle foot orthoses on the gait patterns in children with spastic bilateral Cerebral Palsy: A Scoping Review. *Children* 2021;8(10):903.  
Disponibile en: <https://doi.org/10.3390/children8100903>

- 12) Silva R, Veloso A, Alves N, Fernandes C, Morouço P. A review of additive manufacturing studies for producing customized ankle-foot orthoses. *Bioengineering* 2022;9(6):249.  
Disponibile en: <https://doi.org/10.3390/bioengineering9060249>
- 13) Wojciechowski E, Chang AY, Balassone D, Ford J, Cheng TL, Little D, et al. Feasibility of designing, manufacturing and delivering 3D printed ankle-foot orthoses: a systematic review. *J Foot Ankle Res* 2019;12(1):1–12.  
Disponibile en: <https://doi.org/10.1186/s13047-019-0321-6>
- 14) Conejero JA, de la Calle García B, Manzanas García A, Moral B, Caro I, Pomares G. Ortesis de miembro inferior, en patología neurológica en la infancia y en la adolescencia. Madrid: SEFIP, SERI; 2022.  
Disponibile en: <https://seri.es/wp-content/uploads/2022/08/GUIA-ORTESIS-PIE-TOBILLO.pdf>
- 15) Rogati G, Caravaggi P, Leardini A. Design principles, manufacturing and evaluation techniques of custom dynamic ankle-foot orthoses: a review study. *J Foot Ankle Res* 2022;15:38.  
Disponibile en: <https://doi.org/10.1186/s13047-022-00547-2>
- 16) Chen W, Liu X, Pu F, Yang Y, Wang L, Liu H, et al. Conservative treatment for equinus deformity in children with cerebral palsy using an adjustable splint-assisted ankle-foot orthosis. *Medicine* 2017;96(40):e8186.  
Disponibile en: <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000008186>
- 17) Aboutorabi A, Arazpour M, Ahmadi Bani M, Saeedi H, Head JS. Efficacy of ankle foot orthoses types on walking in children with Cerebral Palsy: A systematic review. *Ann Phys Rehabil Med* 2017;60(6):393–402.  
Disponibile en: <https://doi.org/10.1016/j.rehab.2017.05.004>
- 18) Brehm M, Harlaar J, Schwartz M. Effect of ankle-foot orthoses on walking efficiency and gait in children with Cerebral Palsy. *J Rehabil Med* 2008;40:529–34.  
Disponibile: <https://doi.org/10.2340/16501977-0209>
- 19) Firouzeh P, Sonnenberg LK, Morris C, Pritchard-Wiart L. Ankle foot orthoses for young children with Cerebral Palsy: a scoping review. *Disabil Rehabil* 2021;43(5):726–38.  
Disponibile: <https://doi.org/10.1080/09638288.2019.1631394>