

**Facultade de Enfermaría e Podoloxía**



## **TRABALLO DE FIN DE GRAO EN PODOLOXÍA**

**Curso académico: 2017/2018**

Análisis de la capacidad de soporte del ALI de las ortesis plantares hechas a medida: estudio experimental básico

**Jessica Novo Corral**

### **Director(es):**

Francisco Alonso Tajés

Manuel González Castro

# ÍNDICE

---

RESUMEN.....	3
ABSTRACT.....	4
INTRODUCCIÓN.....	5
OBJETIVOS DEL ESTUDIO.....	9
Objetivo principal:.....	9
Objetivos secundarios:.....	9
HIPÓTESIS.....	9
JUSTIFICACIÓN.....	10
METODOLOGÍA.....	10
Tipo de estudio:.....	10
Ámbito de estudio:.....	10
Período de estudio:.....	10
Criterios de inclusión y exclusión:.....	10
Selección de la muestra:.....	11
Justificación del tamaño muestral:.....	11
Metodología.....	12
Realización de las ortesis plantares.....	12
Proceso de medición.....	16
Análisis estadístico.....	23
Variables:.....	23
Criterios de búsqueda bibliográfica:.....	24
RESULTADOS.....	25
DISCUSIÓN.....	27
Limitaciones del estudio:.....	30
CONCLUSIÓN.....	31
REFERENCIAS.....	32
ANEXOS.....	35

## Agradecimientos

---

Me gustaría agradecer a mis tutores, Francisco Alonso Tajés y Manuel González Castro, toda la orientación y tiempo que dedicaron para poder hacer este trabajo posible.

A la Coordinadora de la Clínica Universitaria de Podología (CUP), Fátima Santalla Borreiros y a la Decana de la Facultad de Enfermería e Podología de la UDC, Natalia Sobrido Prieto, por permitirme el uso de las instalaciones de la CUP y facilitarme los materiales y las herramientas necesarias para la confección de las ortesis plantares y los moldes.

A Saleta Becerra Noal, por su interés en el proyecto y facilitarme dos de los materiales necesarios para su realización.

Al grupo de investigación del Laboratorio de Ingeniería Mecánica de la UDC, por facilitar sus instalaciones, herramientas y materiales para construir la prensa y realizar las mediciones.

## RESUMEN

---

### **Título**

Análisis de la capacidad de soporte del ALI de las ortesis plantares hechas a medida: estudio experimental básico.

### **Objetivos**

El objetivo general del estudio es determinar la rigidez de los materiales sometidos a fuerzas de compresión seriadas controladas ejercidas sobre el arco lateral interno de ortesis adaptadas a medida del material que soporta los arcos de la columna medial del pie.

### **Metodología**

El estudio realizado es un estudio experimental básico “*in vitro*” realizado entre mayo y junio de 2018, en los que se realizó la selección de materiales más utilizados en la Clínica Universitaria de Podología (CUP). Se realizaron moldes en espuma fenólica con positivado en escayola y ortesis termoconformadas sobre molde. Se recogieron datos de la medida del grosor del material pre y post adaptación. Mediante una prensa fabricada específicamente para este estudio, se realizaron mediciones con pie de rey del desplazamiento vertical de los distintos materiales causados por fuerzas de compresión de diferente magnitud.

### **Resultados**

No se obtuvo relación entre el grosor de la ortesis y su rigidez.

Se obtuvo una relación entre el tipo de material y su rigidez.

La deformación sufrida en el ALI al aplicar un peso es dependiente de esa fuerza aplicada y del material empleado.

### **Conclusión**

Pese a que lo esperado podría ser que, a mayor grosor del material menor deformación, esta premisa no se cumple.

Se cumple que la deformación de la ortesis es dependiente del peso aplicado y del material empleado.

Los materiales que han demostrado tener mayor rigidez son la combinación de resina FLEX 1,9 mm + FLUX 1,2 mm, la fibra de vidrio y el polietileno de 3 mm.

El MTBT no perforado no sufre deformación significativa a partir de 40 kg de peso.

## ABSTRACT

---

### **Title**

Analysis of the medial longitudinal Arch Support Capacity on Custom-made Plantar Orthoses: Basic Experimental Study.

### **Objectives**

The principal objective of the study is to determine the rigidity of the materials subjected to controlled serial compression forces exerted on the internal lateral arch adapted orthoses to the material that supports the arches of the medial foot column.

### **Methodology**

The study carried out is a basic experimental study “*in vitro*” carried out between May and June 2018, in which the most materials were selected at the Clinica Universitaria de Podología (CUP). Molds were made in phenolic foam with plaster and orthotic thermoformed on mold. Data on the thickness of the pre and post adaptation material were collected. By means of a press manufactured specifically for this study, measurements were made with the verge of vertical displacement of the different materials caused by compressive forces of different magnitude.

### **Results**

No relationship was found between the thickness of the orthosis and its stiffness.

A relationship was obtained between the type of material and its rigidity.

The deformation suffered in the ALI when applying a weight is dependent on that applied force and the material used.

### **Conclusion**

Although the expected could be that, the greater the thickness of the material, the less deformation, this premise is not fulfilled.

It is true that the deformation of the orthosis is dependent on the weight applied and the material used.

The materials that have proven to have greater rigidity are the combination of resin FLEX 1.9 mm + FLUX 1.2 mm, fiberglass and 3 mm polyethylene.

## INTRODUCCIÓN

---

Las ortesis plantares son dispositivos ortésicos aplicados externamente sobre el cuerpo humano que se utilizan para modificar las características estructurales o funcionales del sistema neuro – músculo – esquelético, con la intención de mantener, mejorar o restaurar una función(1), tratándose de un producto sanitario de uso externo, no implantable, que, adaptado individualmente, se destina a modificar las condiciones estructurales o funcionales del sistema neuromuscular o del esqueleto(2). Estos dispositivos médicos se diseñan para alterar las magnitudes y patrones temporales de las fuerzas de reacción que actúan en la cara plantar del pie, a fin de permitir una función óptima del pie y la extremidad inferior y así reducir las fuerzas de carga patológicas que actúan sobre las estructuras del pie y la extremidad inferior durante la carga(3). Habitualmente, se utilizan ortesis hechas a medida, basándose en el hecho de que están adaptadas al pie del paciente, con los aspectos propios y únicos del mismo y pudiendo modificarse de manera individualizada y personalizada según las necesidades que presente(6).

Las ortesis plantares pueden clasificarse, dependiendo de la función a la que están destinadas, en **acomodativas** o en **funcionales**. Las ortesis funcionales son aquellas que presentan una densidad rígida o semirrígida y con memoria elástica. Su función es la de dar soporte, corregir deformidades reductibles del pie, inmovilizar deformidades establecidas y compensar alteraciones biomecánicas del pie(4,7)

Las ortesis plantares, conocidas en inglés como *foot orthoses* o *foot orthotic* o *foot orthetic* (FO), estructuralmente, constan de una estructura base, generalmente realizada en un material rígido, usualmente un termoplástico; los elementos necesarios y un forro para cubrirla y aportarle confort. La base o estructura le aporta soporte, es decir, la capacidad de modificar la posición inicial del pie, a la ortesis, siendo el “esqueleto” de la misma(8). Los materiales que se suelen emplear son muy diversos y han ido evolucionando con el paso del tiempo, con las necesidades tanto del podólogo como del paciente. Actualmente, estamos ante un paciente muy exigente que exige gran calidad en poco espacio.

El pie tiene arcos que lo soportan para asegurar una dinámica eficiente, así como una absorción y distribución de impactos adecuada durante la locomoción. De acuerdo con Kapandji, esto se debe a que el pie forma un trípode compuesto por el talón, el primero y el

quinto radio formando así 3 arcos: arco transverso, arco longitudinal lateral o externo y arco longitudinal medial o interno. El arco longitudinal interno (ALI) posee una gran funcionalidad, facilitando la dispersión de la mayoría de las fuerzas causadas por el peso corporal antes de poder transferirse a los segmentos superiores de los miembros inferiores. Un mal funcionamiento del ALI permite una mala distribución de fuerzas, pudiendo causar patologías en niveles proximales del miembro inferior y empeora el dinamismo y el uso de la energía durante la dinámica(9). Esta parte es la que va desde la zona proximal del talón hasta el área distal de la diáfisis de los metatarsianos (por debajo de la cabeza de éstos). Sus funciones mecánicas le permiten reducir el estrés de los tejidos, mejorando la cinética y cinemática en carga.

El ALI de las ortesis tiene como función principal evitar el aplanamiento del arco, además de proporcionar control biomecánico y limitar la pronación del pie. Cuando se aumenta la carga en el ALI del pie, el arco de la ortesis debe actuar redistribuyendo fuerzas de reacción del suelo (FRS), para evitar el aplanamiento del pie, aumentar los momentos de supinación e incrementar los momentos de plantarflexión de antepié; limitando así la pronación, así como modificar las fuerzas y momentos internos que actúan sobre y dentro del pie y del miembro inferior en general. La magnitud FRS que actúa sobre el pie viene determinada por la masa y movimiento del cuerpo, combinado con la fuerza de la gravedad. Kevin Kirby en su libro "*Biomecánica del pie y la extremidad inferior*" volumen 3(10) expone que estas ortesis no tienen un potencial significativo para aumentar o disminuir de forma efectiva estas fuerzas, no obstante, las ortesis tienen la capacidad de alterar los patrones de carga y las presiones. Esto se debe a la facilidad para aplicar fuerzas en áreas en las que habitualmente se reciben de forma escasa, como es el arco, recibiendo alrededor de un 8% de las fuerzas en la zona de mediopié(10,11). De ahí la importancia de la zona del arco plantar en la estructura base de las ortesis.

Dada la importancia de esta zona de la ortesis plantar su capacidad de contención dependerá del material con el que sea confeccionada. Los materiales son diferentes dependiendo de su composición y sus características, así cada material aporta cualidades diferentes a las ortesis, es decir, materiales del mismo grosor pueden tener características diferentes ya que su dureza es diferente. Los termoplásticos marcaron una gran revolución en el mundo de la ortopodología. Se empleaban materiales más rudimentarios como el aluminio, siendo desplazados por la novedad y comodidad de los termoplásticos(12) ya que éste, a pesar de presentar la ventaja de ser un material fino, no era elástico por lo que resultaba ineficaz. A mediados del siglo XX aparecen plásticos como el polietileno y las

poliamidas, lográndose ya en los años 60 fabricarse gran cantidad de plásticos. La aparición de estos plásticos y termoplásticos revolucionó la ortopedia y ortopodología, incorporándose al diseño y fabricación, permitiendo así la aplicación de nuevos procesos de fabricación como el termoconformado, el moldeado por vacío, etc., aumentando la constante aparición de nuevos plásticos y técnicas de tratamiento de los mismos(13). Posteriormente aparecen las resinas con distintas propiedades y características, aportando evolución al panorama ortopodológico(13).

No obstante, la literatura científica es escasa, los materiales que se emplean para la confección de la estructura de las ortesis tienen un legado tradicional. Terapéuticamente, son eficaces (14,15) sin embargo, escasea la aportación de características técnicas de cada material una vez adaptado. La selección del material, según J. W. Philips se realizaría dependiendo del grosor del material, su densidad y el peso del paciente.

Teniendo en cuenta que  $P = F/A$  donde la presión (P) equivale a la fuerza plantar (F) dividida por la superficie total de contacto (A) de esa fuerza(10), con este trabajo se pretende determinar la capacidad de los materiales en la zona del ALI de soportar fuerzas de compresión, traduciendo estas como peso en la fase de apoyo monopodal durante la marcha. Teniendo esto presente, es conveniente definir la rigidez, flexibilidad y deformación que puede presentar un material. La **rigidez** de un sólido flexible se define como la ratio entre la fuerza aplicada y el desplazamiento causado por esa fuerza. La rigidez de un sólido depende de sus dimensiones y de las propiedades mecánicas del material del cual está fabricado. De forma simplificada, la **deformación** en un sólido flexible puede definirse como la ratio entre el desplazamiento producido por una fuerza y la longitud inicial del sólido. Se produce principalmente por la acción de fuerzas externas, variando el grado de deformación en función de la intensidad y del tiempo de actuación de éstas. Existen 3 tipos: elástica, plástica y viscoelástica. La deformación elástica aparece al aplicar la fuerza y desaparece completamente al ceder dicha fuerza; la deformación plástica aparece al aplicar la fuerza y no desaparece por completo cuando cede; la deformación viscoelástica es un fenómeno completo en el que el tiempo de aplicación de la fuerza influye en el desplazamiento generado. La **flexibilidad** se puede definir como la capacidad de un material de deformarse ante la aplicación de una fuerza, adaptándose a la deformación causada sin llegar al punto de ruptura. La flexibilidad es inversa a la rigidez: cuanto más rígido es un objeto, menos flexible es.



La literatura, en cuanto a la deformidad del ALI de la ortesis plantar dependiente del grosor, material y peso aplicado se refiere, es nula. No se ha encontrado ningún artículo que lo analice. La escasa literatura referente a materiales en ortopodología incluye un único artículo de Camp et al (16) quienes hacen un estudio de análisis de materiales para el tratamiento del pie diabético.

Con este estudio se pretende aportar un análisis objetivo de los diferentes materiales de uso habitual en la Clínica Universitaria de Podología (CUP) tratando de observar la relación existente entre el grosor de la ortesis, el material de esta y el peso aplicado sobre el ALI, observando su desplazamiento.

## OBJETIVOS DEL ESTUDIO

---

### Objetivo principal:

Determinar la rigidez de los materiales a fuerzas de compresión seriadas controladas ejercidas sobre el arco lateral interno de ortesis adaptadas a medida del material que soporta los arcos de la columna medial del pie.

### Objetivos secundarios:

- Determinar el desplazamiento que presenta el ALI de las distintas ortesis para distintas magnitudes de fuerza aplicada.
- Determinar la capacidad máxima previa deformación del arco longitudinal externo de las ortesis plantares mediante pesos seriados controlados.
- Determinar el peso máximo que es capaz de soportar la ortesis en el ALI sin sufrir una deformación plástica.

## HIPÓTESIS

---

**Hipótesis descriptiva:** Aplicando diferentes fuerzas sobre la parte de la ortesis correspondiente a la zona de apoyo del ALI, se espera obtener, a mayor incremento de la fuerza, menor distancia ALI – suelo. Así mismo, se espera obtener mayor resistencia en las ortesis de materiales con mayor dureza y en materiales con mayor grosor.

**Hipótesis nula ( $H_0$ ):** no existe una relación entre la deformación del material causada por el peso aplicado en el arco de la ortesis plantar y el material empleado para su confección.

**Hipótesis alternativa ( $H_a$ ):** existe una relación entre la deformación del material causada por el peso aplicado en el arco de la ortesis plantar y el material empleado para su confección.

**Hipótesis nula ( $H_0$ ):** no existe una relación entre la deformación del material causada por el peso aplicado en el arco de la ortesis plantar y el grosor de la ortesis plantar.

**Hipótesis alternativa ( $H_a$ ):** existe una relación entre la deformación del material causada por el peso aplicado en el arco de la ortesis plantar y el grosor de la ortesis plantar.

## JUSTIFICACIÓN

---

Este estudio se realizó con la premisa de, tras la ausencia de estudios previos que determinen la resistencia del ALI en distintos materiales en la estructura base de las ortesis plantares en ortopodología, aportar un estudio objetivo que mida experimentalmente la deformación de los distintos materiales expuestos a diferentes pesos. Esto supone conocer cuánto disminuye el arco al exponerlo al peso en estática de un paciente y si el material sufre de una deformación plástica al exponerlo a un peso continuado durante un período de tiempo.

## METODOLOGÍA

---

### Tipo de estudio:

Estudio experimental básico.

### Ámbito de estudio:

Materiales empleados en la confección de ortesis plantares a medida de uso habitual en la Clínica Universitaria de Podología (CUP).

### Período de estudio:

Este estudio se realizó en el período comprendido entre mayo de 2018 y julio de 2018.

### Criterios de inclusión y exclusión:

Como criterios de inclusión se seleccionaron:

- Materiales termoformables empleados habitualmente en la Clínica Universitaria de Podología para la confección de bases de ortesis plantares a medida.
- Materiales cuya composición permitan fabricar ortesis plantares a medida que posean propiedades de control biomecánico (ortesis funcionales).

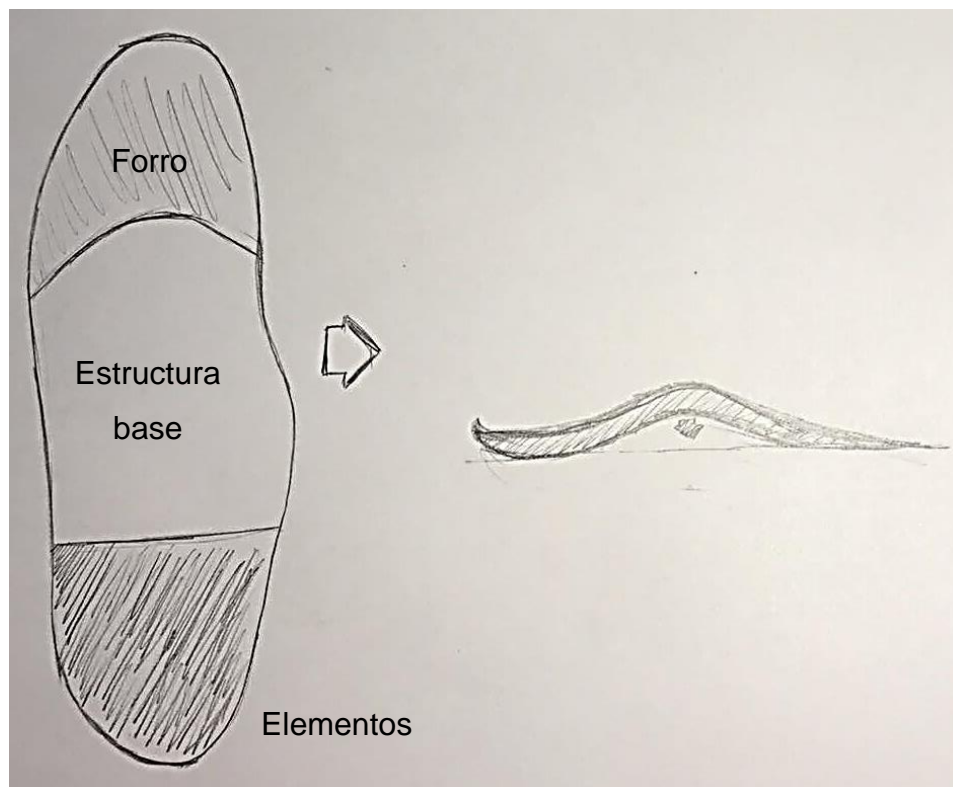
Como criterios de exclusión:

- No se utilizaron materiales que siendo similares en sus características a los que se incluyen en el estudio no se utilizan habitualmente en la Clínica Universitaria de Podología o a los cuales no se han podido tener acceso a ellos por ser un estudio carente de financiación.

### Selección de la muestra:

Para la selección de la muestra se escogieron todos aquellos materiales y sus combinaciones que se empleasen de forma habitual en la Clínica Universitaria de Podología (CUP) de la Universidade da Coruña disponibles que se emplean habitualmente con finalidad de control biomecánico.

Se eligieron aquellos materiales en los que el ALI, una vez finalizado el proceso de fabricación, no contacta con la superficie.



**Figura 1.** Esquema partes ortesis plantar. La estructura base de la ortesis plantar no contacta con el suelo por la zona del arco medial (si lo hace por el arco lateral).

### Justificación del tamaño muestral:

Partiendo de que se trata de un estudio preliminar y dada la escasez de estudios previos en los que se pueda apoyar de forma adecuada el tamaño de la muestra, se ha optado por la realización de este estudio con una única muestra por material o combinación de material analizado, apoyándose esto a su vez en la disponibilidad de los materiales a los cuales se tenía acceso por ser un estudio no financiado.

## Metodología

La realización de este estudio se puede separar en dos partes: por un lado, la parte puramente podológica, la realización de las ortesis plantares; y por otro, la parte de la realización de mediciones y la parte más experimental.

### Realización de las ortesis plantares

Las ortesis se realizaron mediante un positivo de escayola del pie derecho de un mismo sujeto, cuyas características morfológicas incluyen un FPI 6 de +3 y una altura del escafoides de 3,5 cm. La toma de moldes se realizó en carga sin corrección mediante la técnica de espuma fenólica. Hay que tener en cuenta en este punto que la toma de moldes, como la misma realización de ortesis, está más respaldada por la experiencia que por la objetividad del procedimiento. Para la **toma del molde** se siguen los siguientes pasos:

1. Sujeto en bipedestación en postura relajada.
2. Colocación del pie en su ángulo de sustentación, sin realizar ningún tipo de corrección sobre la huella.
3. Impresión de la huella del pie derecho (por duplicado) en la espuma fenólica (**imagen 1**).
4. Positivación del negativo con escayola(17).



**Imagen 1.** Moldes sin corrección de pie derecho en espuma fenólica

Una vez obtenido el molde, se procede a la realización de las ortesis plantares con los materiales que a continuación se citan:

<b>Numeración</b>	<b>Materiales empleados para el estudio</b>
1	Resina RXF 0,8 mm + Resina RXF 0,8mm
2	Resina RXF 0,8 mm + Resina FLUX 1,2 mm
3	Resina FLEX 1,2 mm + Resina FLEX 1,2 mm
4	Resina FLEX 1,2 mm + Resina RFX 0,8 mm
5	Resina FLEX 1,2 mm + Resina FLUX 1,2 mm
6	Resina FLUX 1,2 mm + Resina FLUX 1,2 mm
7	Resina FLEX 1,9 mm + Resina RXF 0,8 mm
8	Resina FLEX 1,9 mm + Resina FLUX 1,2 mm
9	Resina FLEX 1,9 mm + Resina FLEX 1,2 mm
10	Resina FLEX 1,9 mm + Resina FLEX 1,9 mm
11	Resina FLEX 1,9 mm
12	Polipropileno 1 mm
13	Polipropileno 2 mm
14	Polipropileno 3 mm
15	Polietileno (Ortholen®) 3 mm
16	Polietileno (Subortholen®) 4 mm
17	Polietileno (Subortholen®) 6 mm
18	Fibra de vidrio
19	Compuesto de poliéster (MTBT) perforado
20	Compuesto de poliéster (MTBT) no perforado

**Tabla 1.** Numeración de los materiales empleados en el estudio

Todos los materiales seleccionados son materiales termoformables con propiedades de control biomecánico debido a sus características físico – químicas(8,16). Se seleccionaron estos materiales ya que las ortesis termoconformadas son las ortesis de elección en todas las alteraciones que requieren de control biomecánico, ya que se adaptan al pie y sujetan las estructuras en la posición más adecuada. Se realizaron sobre el positivo de escayola (12). Todas las ortesis se realizaron mediante adaptación en termovácum, sin realizar pulidos ni cantos manteniendo el grosor original de la plancha.



**Resina RXF 0,8 mm +  
Resina RXF 0,8mm**



**Resina RXF 0,8 mm +  
Resina FLUX 1,2 mm**



**Resina FLEX 1,2 mm +  
Resina FLEX 1,2 mm**



**Resina FLEX 1,2 mm +  
Resina RFX 0,8 mm**



**Resina FLEX 1,2 mm +  
Resina FLUX 1,2 mm**



**Resina FLUX 1,2 mm +  
Resina FLUX 1,2 mm**



**Resina FLEX 1,9 mm +  
Resina RXF 0,8 mm**



**Resina FLEX 1,9 mm +  
Resina FLUX 1,2 mm**



**Resina FLEX 1,9 mm +  
Resina FLEX 1,2 mm**



**Resina FLEX 1,9 mm +  
Resina FLEX 1,9 mm**



Resina FLEX 1,9 mm



Polipropileno 1 mm



Polipropileno 2 mm



Polipropileno 3 mm



Polietileno (Ortholen®) 3 mm



Polietileno (Subortholen®) 4 mm



Polietileno (Subortholen®) 6 mm



Fibra de vidrio



Compuesto de poliéster (MTBT) perforado



Compuesto de poliéster (MTBT) no perforado

**Figura 2.** Estructuras base empleadas en el estudio.



Previa a la adaptación de los materiales se realiza una medición de su grosor con un pie de rey analógico, realizándose otra medición una vez adaptado obteniéndose lo mostrado en la **tabla 2**. Ambas mediciones se realizaron por duplicado, realizándose la media aritmética.

	<b>NO ADAPTADOS</b>	<b>ADAPTADOS</b>
<b>1</b>	1,55	1,41
<b>2</b>	2,02	1,88
<b>3</b>	2,23	2,15
<b>4</b>	1,98	1,98
<b>5</b>	2,33	1,92
<b>6</b>	2,45	1,86
<b>7</b>	2,59	2,28
<b>8</b>	3,33	2,98
<b>9</b>	3,17	2,70
<b>10</b>	3,65	3,33
<b>11</b>	1,94	1,85
<b>12</b>	1,00	1,00
<b>13</b>	1,92	1,95
<b>14</b>	3,04	3,00
<b>15</b>	3,27	3,01
<b>16</b>	4,00	3,83
<b>17</b>	6,30	6,31
<b>18</b>	2,61	2,05
<b>19</b>	2,42	2,25
<b>20</b>	3,36	2,75

**Tabla 2.** Media aritmética grosores materiales (mm).

Una vez obtenidas las muestras, se procede a continuar con la parte experimental del procedimiento.

### Proceso de medición

El proceso de medición se realizó mediante la manufacturación de una prensa manual que consta de:

- Una base confeccionada con un tablero de DM de 31,20 x 15,20 cm y 19 mm de espesor sobre la que se apoya la ortesis plantar. Presenta 2 muescas laterales que reducen su

ancho en su sección media a 13 cm y un orificio de 5 mm de diámetro a 2 cm del plano medio longitudinal, siendo éste el punto de medición (**imagen 2**).

- Un soporte metálico que permite aplicar una fuerza constante sobre la ortesis mediante la aplicación de pesos de magnitud conocida. Consta de 2 perfiles de aluminio con sección en U de 19,70 cm de longitud unidos con 2 varillas roscadas de acero M12 de 33,50 cm de longitud, 8 tuercas y una hembrilla abierta sujeta con una tuerca para el colgado de los pesos (**imagen 3**).
- Un molde de escayola de la sección central del pie, correspondiente a la zona del arco longitudinal interno y externo. Permite distribuir la fuerza aplicada sobre toda la superficie superior de la ortesis plantar.
- Un perfil de acero en U, colocado entre el molde de escayola y el perfil de aluminio que transmite el peso a la ortesis. Su función es distribuir la fuerza aplicada en toda la cara superior de la plantilla, y evitar así la rotura de esta debido a una presión excesiva.



**Imagen 2.** Tabla DM.

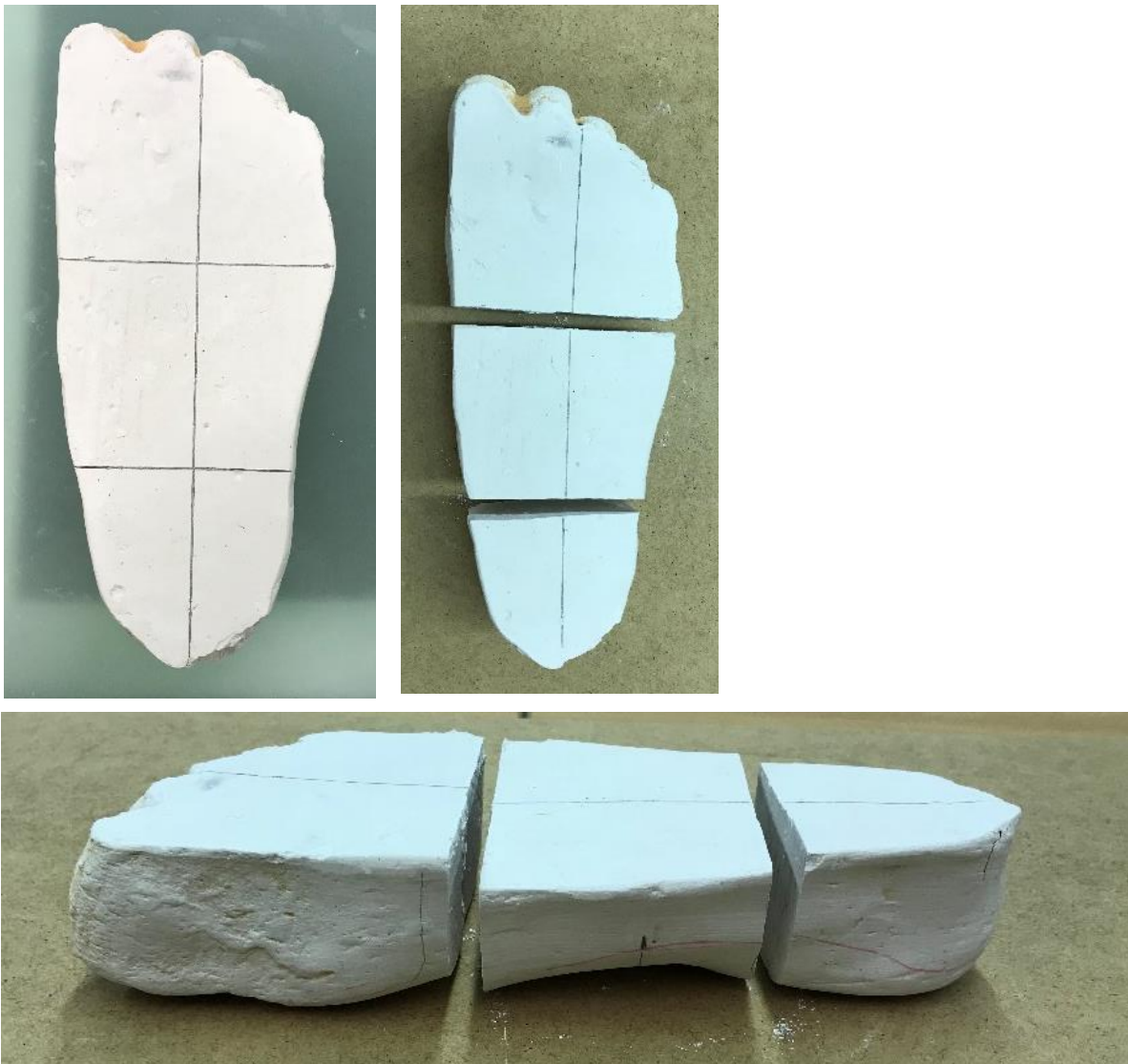


**Imagen 3.** Estructura de prensado.

Se realizaron diversos cortes en el molde de escayola tal y como se observa en la **imagen 4**, para obtener así la parte correspondiente al mediopié, pudiendo ejercer de este modo en 20 ortesis plantares una fuerza sobre el arco longitudinal interno (ALI). Para designar estos puntos, se determinó la línea media del pie y se marcaron los puntos de inicio y fin del ALI(10). Los puntos de corte se ejecutaron del siguiente modo:

- **Primer corte:** desde el talón 64 mm.
- **Segundo corte:** desde el talón 134 mm.

La posición de lectura, también marcada en el molde, se marca coincidiendo con la posición del tubérculo del escafoides, siendo éste el punto de medición, desde el talón a 94 mm y desde la línea central a 20 mm hacia la parte medial del positivo (**imagen 4**).

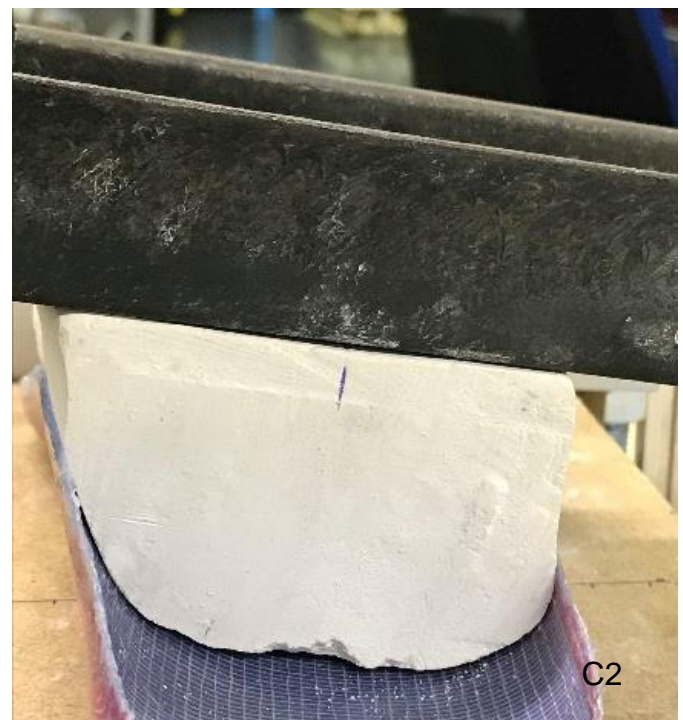


**Imagen 4.** Proceso de corte del molde de escayola.

Para la realización de la medición se empleó una pieza soporte (de acero) para evitar la ruptura del molde por la fuerza ejercida al incremento de la presión, suponiendo un incremento en el peso de 614 g.

La medición per sé se realizó con un pie de rey analógico, midiendo la distancia entre la superficie inferior del tablero de DM hasta el punto más elevado de la ortesis plantar en su cara inferior, sobre la vertical del orificio de medida en la tabla, mediante el siguiente procedimiento, observable en la **imagen 5**:

- Montaje de la prensa sobre 2 taburetes de forma que quede suficientemente elevada para que los pesos no toquen el suelo. Se mantiene bien sujeta y firme mediante mordazas.
- Se coloca la ortesis plantar de modo que la línea media de la ortesis quede superpuesta a la línea longitudinal de la tabla, quedando el punto de medida de la ortesis en el punto de medición de la tabla.
- Colocación de la parte central del molde sobre la parte central de la ortesis. Las marcas deben coincidir. Se coloca la pieza de acero complementaria bien centrada con la coincidencia de las marcas centrales.
- Se coloca el perfil de aluminio superior centrado y comprobando que las marcas coincidan perfectamente, de manera que la resultante de la fuerza aplicada pase por el centro del molde de escayola.
- Una vez colocado se procede a la medición, mediante calibre analógico y el colgado de los pesos.







**Imagen 5.** Proceso de medición. (A) Colocación de la ortesis en el tablero de DM. (B) Colocación del mediopié de escayola. (C1, C2) Colocación del perfil de hierro. (D) Colocación del perfil de aluminio. (E) Visión general del montaje sin carga. (F1, F2) Simulación de cómo se realiza la medición. (G) Visión general con peso.

Las mediciones se realizaron con pesos de 0 kg, 25 kg, 40 kg, 50 kg, 60 kg y 70 kg de forma seriada, manteniendo el peso aplicado por un tiempo de 5 minutos antes de realizar la medición, exceptuando la de 0 kg que se realizó inicial a la carga y al final de esta para observar la presencia – ausencia de deformidad en las ortesis post – carga. Esta selección no fue aleatoria. Los 6 puntos de medición fueron considerados suficientes para la obtención de una curva fuerza – desplazamiento que caracterice la rigidez de las ortesis, no superándose los 70 kg para no comprometer la integridad estructural de la prensa empleada durante el proceso de medición. Se presentaron en forma de discos de 1 kg, 2 kg y 5 kg (**imagen 6**).



**Imagen 6.** Discos empleados y calibre analógico.

Se hicieron dos mediciones de cada ortesis plantar. Dichas mediciones se hicieron en dos días no consecutivos, espaciados por un tiempo de una semana. Aunque fueron realizados por el mismo investigador, no se tuvieron presentes las mediciones anteriores en la segunda medición.

### Análisis estadístico

El análisis estadístico se realiza mediante la plataforma Microsoft Office con la herramienta Excel 2016, con la cual se realizan todos los cálculos estadísticos. También se emplea para llevar un registro de todo el proceso de recogida de datos y procesamiento de estos.

### **Variables:**

Como variable controlada aplicamos una fuerza a favor de la gravedad vertical. La magnitud de la fuerza aplicada está directamente relacionada con la masa de los pesos y la fuerza de la gravedad, definida ésta Segunda Ley de Newton ( $F = m \cdot g$ ) (18). Esta fuerza representa la fuerza ejercida sobre el arco en actitud monopodal.

La deformación que sufren los materiales empleados para la confección de las ortesis plantares son la variable dependiente de este estudio. La fuerza aplicada sobre las mismas ejerce una deformación (medida en mm) (19,20). Se realizó un análisis de diferentes materiales, 19 termoplásticos y 1 material compuesto (plástico reforzado con vidrio, más comúnmente denominado fibra de vidrio). Se procedió al análisis de los diferentes grosores,



previa adaptación y post – adaptación de estos viendo sus variaciones (ver **tabla 2** en la pág. 10).

Los materiales analizados fueron:

- **Termoplásticos:** son materiales poliméricos que se caracterizan por ser suaves y poseer la capacidad de combinarse con la aplicación de calor y presión. En esta categoría se encuentran la resina, el polipropileno, el polietileno y los MTBT, caracterizándose estos últimos por ser materiales termoplásticos de baja temperatura, moldeables de 60 – 80° C. La resina de poliéster se emplea combinada con malla de algodón, diferenciándose la FLEX de la FLUX en la cantidad de malla – resina que presentan.
- **Material compuesto de fibra de vidrio:** un material compuesto es aquel que está compuesto por una o más capas de un material. En el caso de la, comúnmente denominada fibra de vidrio se trata de un material que combina fibra de vidrio con un termoplástico(21–24).

### Criterios de búsqueda bibliográfica:

Las bases de datos consultadas fueron PubMed, Web of Science, Engineering Source, Dialnet y Biblioteca Cochrane, además del “*Bureau International des Poids et Mesures*”. No se emplearon filtros de idioma ni de espacio temporal, utilizándose como palabras clave “*polypropylene*” “*orthosis*”, “*resin*”, “*Young’s modulus*”, “*polyethylene*”, “*MTBT*”, “*matherial orthosis*”, “*glass fiber*”, “*resistence of matherials*”, “*termoplastic*” para la búsqueda relacionada con los materiales y relaciones físicas.

## RESULTADOS

La **tabla 3** muestra las mediciones de distancia realizadas en cada ortesis para cada uno de los pesos aplicados. Como se explicó anteriormente, para cada combinación de ortesis y peso se realizaron 2 mediciones y se calculó el valor medio. El promedio de la diferencia entre las 2 mediciones es de 1,85 mm para una fuerza de 0 kg. Para fuerzas superiores, los promedios de las diferencias entre mediciones son inferiores a 0,5 mm.

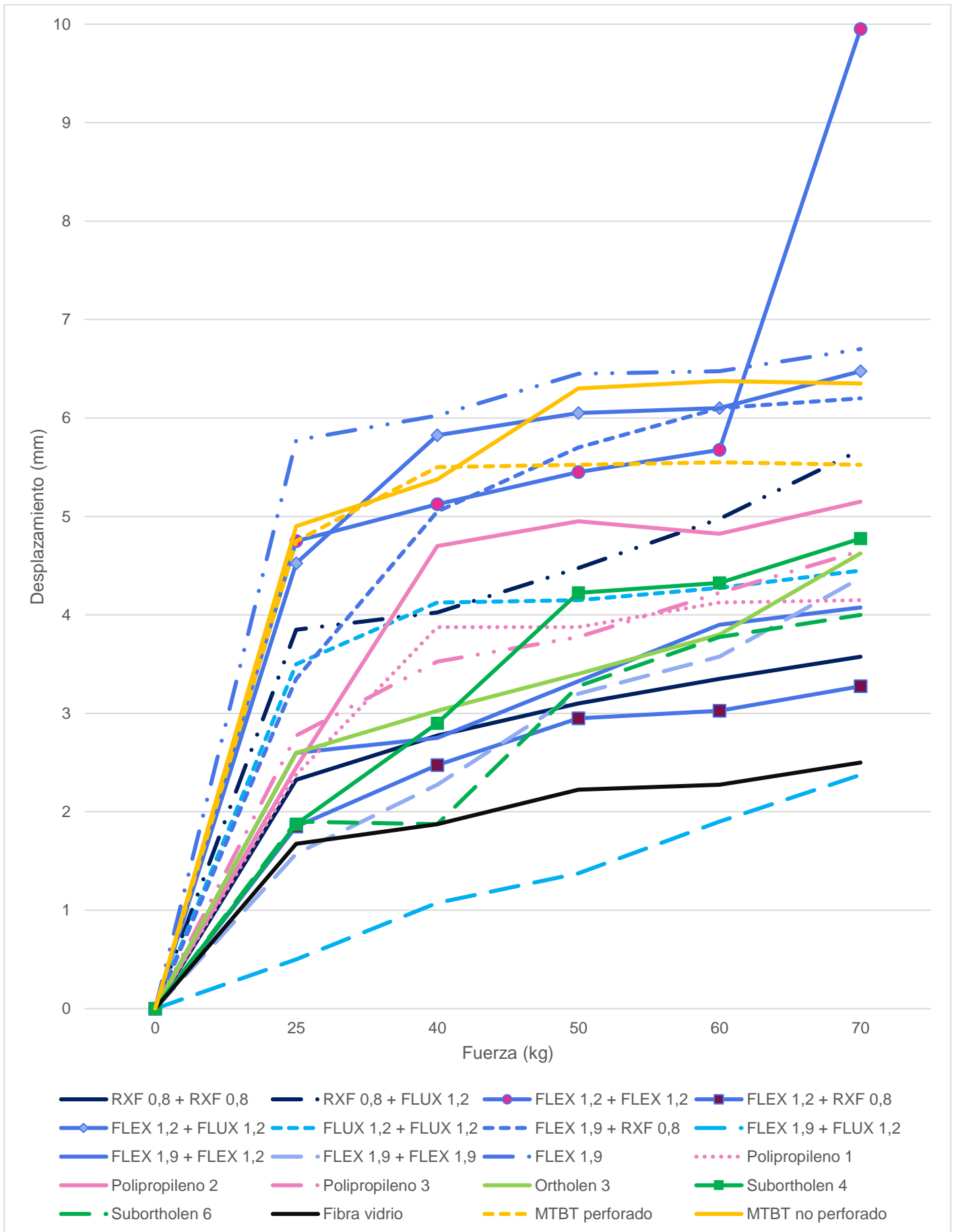
	0 KG			25 KG			40 KG			50 KG			60 KG			70 KG		
	MED 1	MED 2	MEDIA	MED 1	MED 2	MEDIA	MED 1	MED 2	MEDIA	MED 1	MED 2	MEDIA	MED 1	MED 2	MEDIA	MED 1	MED 2	MEDIA
1	25,75	24,15	24,95	23,25	22,00	22,63	23,00	21,35	22,18	22,60	21,10	21,85	22,20	21,00	21,60	22,00	20,75	21,38
2	27,20	29,50	28,35	23,25	25,75	24,50	23,00	25,65	24,33	22,75	25,00	23,88	22,00	24,75	23,38	21,10	24,25	22,68
3	30,00	31,00	30,50	26,00	25,50	25,75	25,50	25,25	25,38	25,10	25,00	25,05	25,00	24,65	24,83	20,60	20,50	20,55
4	27,70	27,25	27,48	26,00	25,25	25,63	25,00	25,00	25,00	24,40	24,65	24,53	24,25	24,65	24,45	24,00	24,40	24,20
5	32,00	30,00	31,00	26,60	26,35	26,48	25,25	25,10	25,18	25,00	24,90	24,95	24,90	24,90	24,90	24,65	24,40	24,53
6	26,60	26,35	26,48	23,00	22,95	22,98	22,45	22,25	22,35	22,45	22,20	22,33	22,20	22,20	22,20	22,05	22,00	22,03
7	32,45	32,00	32,23	29,00	28,75	28,88	26,35	28,00	27,18	26,00	27,05	26,53	26,10	26,15	26,13	26,00	26,05	26,03
8	28,00	27,75	27,88	27,05	27,70	27,38	26,35	27,25	26,80	26,00	27,00	26,50	25,95	26,00	25,98	25,00	26,00	25,50
9	29,80	28,25	29,03	26,50	26,35	26,43	26,60	25,95	26,28	25,50	25,90	25,70	25,25	25,00	25,13	25,00	24,90	24,95
10	30,75	29,50	30,13	28,55	28,55	28,55	27,95	27,75	27,85	27,00	26,85	26,93	26,85	26,25	26,55	25,75	25,75	25,75
11	32,80	29,75	31,28	25,50	25,50	25,50	25,25	25,25	25,25	25,00	24,65	24,83	24,65	24,95	24,80	24,65	24,50	24,58
12	25,75	23,00	24,38	22,00	22,00	22,00	20,50	20,50	20,50	20,50	20,50	20,50	20,25	20,25	20,25	20,25	20,20	20,23
13	31,85	28,55	30,20	27,75	27,75	27,75	25,50	25,50	25,50	25,25	25,25	25,25	25,50	25,25	25,38	25,10	25,00	25,05
14	28,75	25,80	27,28	24,50	24,50	24,50	23,75	23,75	23,75	23,50	23,50	23,50	23,00	23,10	23,05	22,60	22,65	22,63
15	27,45	24,00	25,73	23,20	23,05	23,13	22,70	22,70	22,70	22,45	22,20	22,33	21,85	22,00	21,93	21,10	21,10	21,10
16	32,00	28,55	30,28	28,30	28,50	28,40	27,50	27,25	27,38	26,00	26,10	26,05	25,95	25,95	25,95	25,50	25,50	25,50
17	31,45	28,30	29,88	28,00	27,95	27,98	28,00	28,00	28,00	26,20	27,00	26,60	26,20	26,00	26,10	26,00	25,75	25,88
18	28,75	26,75	27,75	26,10	26,05	26,08	26,00	25,75	25,88	25,50	25,55	25,53	25,50	25,45	25,48	25,25	25,25	25,25
19	29,00	28,00	28,50	23,75	23,75	23,75	23,00	23,00	23,00	22,95	22,98	22,98	23,00	22,90	22,95	22,95	23,00	22,98
20	28,80	28,00	28,40	23,50	23,50	23,50	23,00	23,05	23,03	22,00	22,20	22,10	22,00	22,05	22,03	22,00	22,10	22,05

**Tabla 3.** Base de datos obtenida de la medición del ALI de las ortesis plantares.

La **tabla 4** muestra el desplazamiento vertical de cada ortesis para cada uno de los pesos aplicados. El desplazamiento vertical se calcula restando a cada medición de distancia la medición de distancia correspondiente a una fuerza de 0 kg. Estos mismos datos se representan también en la **gráfica 1**.

	0 KG	25 KG	40 KG	50 KG	60 KG	70 KG
1	0	2,33	2,78	3,10	3,35	3,58
2	0	3,85	4,03	4,48	4,98	5,68
3	0	4,75	5,13	5,45	5,68	9,95
4	0	1,85	2,48	2,95	3,03	3,28
5	0	4,53	5,83	6,05	6,10	6,48
6	0	3,50	4,13	4,15	4,28	4,45
7	0	3,35	5,05	5,70	6,10	6,20
8	0	0,50	1,08	1,38	1,90	2,38
9	0	2,60	2,75	3,33	3,90	4,08
10	0	1,58	2,28	3,20	3,58	4,38
11	0	5,78	6,03	6,45	6,48	6,70
12	0	2,38	3,88	3,88	4,13	4,15
13	0	2,45	4,70	4,95	4,83	5,15
14	0	2,78	3,53	3,78	4,23	4,65
15	0	2,60	3,03	3,40	3,80	4,63
16	0	1,88	2,90	4,23	4,33	4,78
17	0	1,90	1,88	3,28	3,78	4,00
18	0	1,68	1,88	2,23	2,28	2,50
19	0	4,75	5,50	5,53	5,55	5,53
20	0	4,90	5,38	6,30	6,38	6,35

**Tabla 4.** Desplazamiento vertical de las ortesis para cada peso aplicado.



Gráfica 1. Desplazamiento vertical del ALI en función del peso aplicado.

## DISCUSIÓN

---

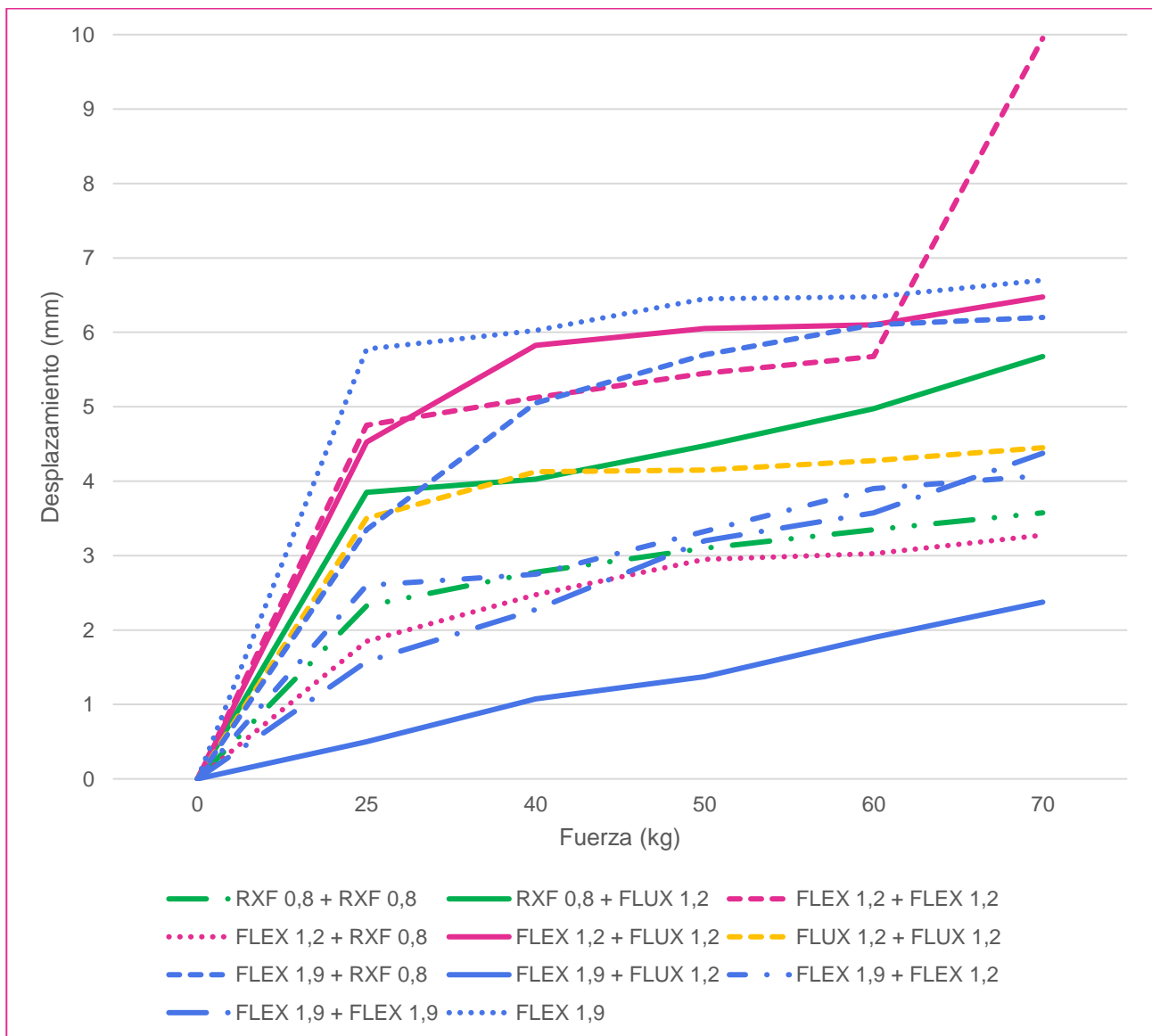
Conocer la deformación que sufre la ortesis funcional, especialmente en la zona donde no hay contacto con el suelo, es importante, ya que de ello depende la capacidad de ésta de lograr los objetivos terapéuticos (control de pronación, evitar el aplanamiento del pie a través de sus arcos longitudinales, etc.). No se ha encontrado bibliografía al respecto que estudie la deformación sufrida por las estructuras bases de las ortesis plantares funcionales, ni estudios similares.

La capacidad de control biomecánico de las ortesis se ve influida por el material con el cual se ha confeccionado su estructura base, destacando la rigidez del material (determinada por la dureza) y el grosor seleccionado. Las fuerzas que se producen son especialmente dependientes del peso, lo cual hace que las ortesis plantares sean dependientes de éste. Esto no es exclusivo, ya que influyen otros factores como la actividad realizada o las fases de la marcha. J.W. Philips ya exponía un algoritmo de selección de materiales en función del peso(8).

En general, los resultados obtenidos para cada material concuerdan con lo esperado: el desplazamiento vertical aumenta al incrementar el peso aplicado. Si no se tiene en cuenta la medición para fuerza nula, las curvas, presentadas en el **gráfico 1**, son bastante lineales, concordando con un comportamiento elástico del material. Si tenemos presente la medición para fuerza nula, las curvas dejan de presentar una forma lineal, siendo una hipótesis de este suceso que a la aplicación del primer peso (25 kg), la ortesis flexa y sus extremos se deslizan, alejándose uno del otro, ya que la fricción es baja sin peso aplicado. En mediciones posteriores esto no sucedería ya que la fricción sería lo suficientemente elevada para prevenir el deslizamiento.

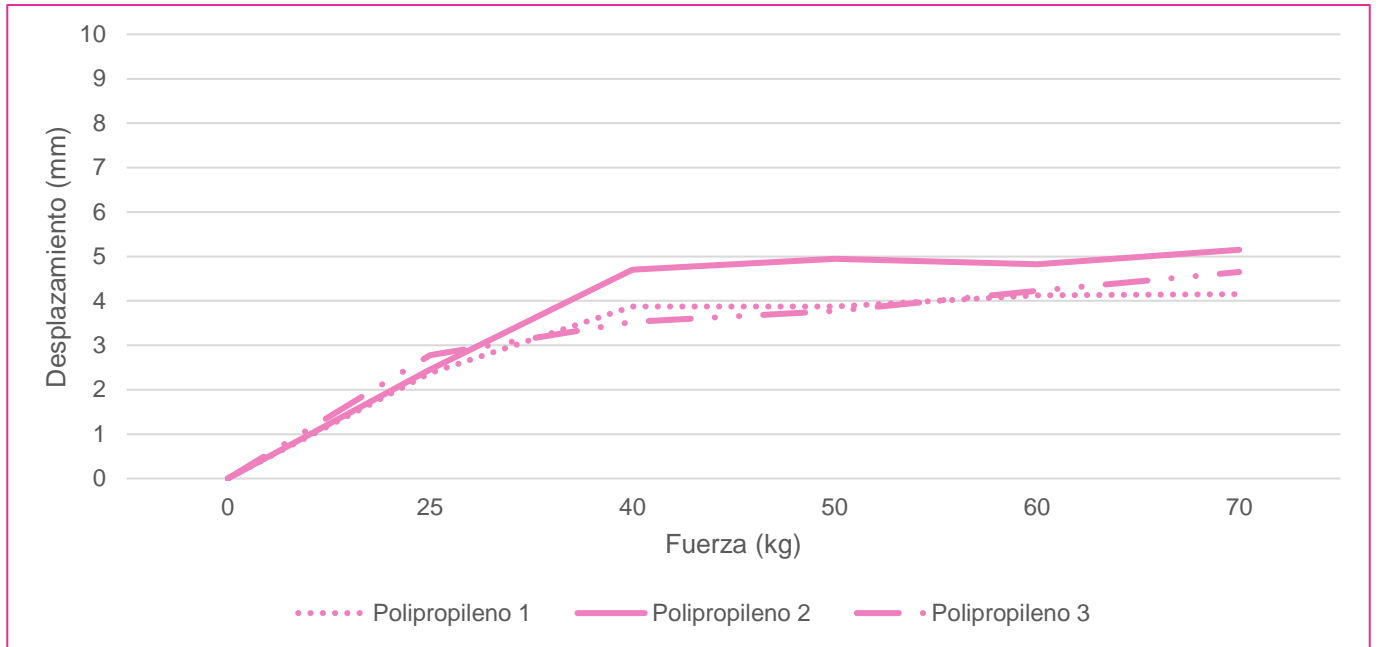
En las diferentes resinas, presentadas en diferentes grosores, siendo la de menor grosor RXF 0,8 mm + RXF 0,8 mm con una media adaptada de 1,41 mm y la de mayor grosor FLEX 1,9 mm + FLEX 1,9 mm con una media adaptada de 3,33 mm, se observa un comportamiento muy variado como se ve en la **gráfica 2**. Se observa que el comportamiento más lineal lo presenta la combinación FLEX 1,9 mm + FLUX 1,2 mm. Si la comparamos con su similar en grosor, la combinación FLEX 1,9 mm + FLEX 1,2 mm observamos que la combinación FLEX – FLEX es menos lineal y se obtiene una deformación mayor. Esto se podría explicar por las propiedades del material, ya que la proporción resina – malla de algodón es diferente, teniendo mayor cantidad de resina la FLUX, confiriéndole mayor elasticidad y, por ello, mayor estabilidad. En cuanto al grosor,

comparando la ortesis de mayor grosor y la de menor grosor, anteriormente mencionadas, presentan una deformación muy similar globalmente. A pesar de esto, la combinación de dos planchas de RXF presenta mayor pico inicial de deformación (2,325 mm frente a los 1,575 mm que presenta la combinación de FLEX 1,9 mm) con lo cual, aunque progresan de forma similar al ir añadiendo pesos, finalmente acabaría teniendo menor control biomecánico por ese declive inicial. El resultado más constante es el de la combinación FLEX 1,9 mm + FLUX 1,2 mm. En la combinación FLEX 1,2 + FLEX 1,2 mm aparece una variación notable del desplazamiento de 60 kg a 70 kg, lo cual puede ser un error de medición o de lectura, provocando un pico. Sin embargo, en la **tabla 1** (pág. 13) se puede observar que ambas mediciones en 70 kg son muy cercanas (20,60 mm y 20,50 mm) por lo que se puede interpretar como una gran desviación a partir de ese peso. En la combinación FLUX – FLUX no se observa ese pico.



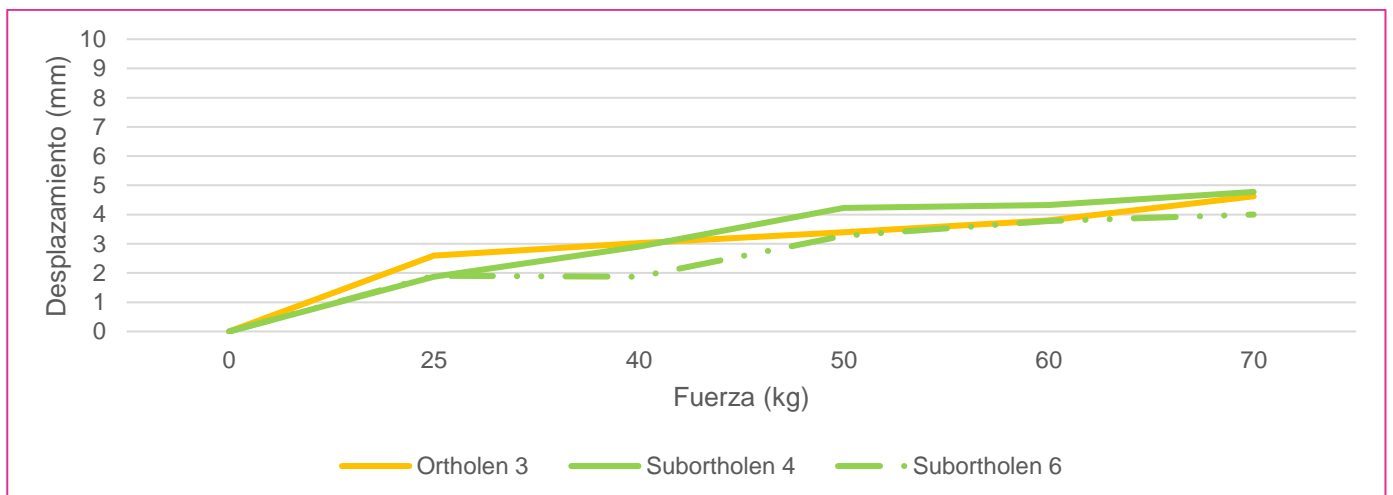
**Gráfica 2.** Desplazamiento vertical del ALI en función del peso aplicado en resinas.

El polipropileno, observado en la **gráfica 3**, presenta un comportamiento prácticamente constante a partir de un peso de 40 kg. No se observan grandes diferencias entre ellos. El polipropileno de 3 mm tiene una curva más constante y con una deformación ligeramente menor. Entre el polipropileno de 1 mm y 2 mm no se observan diferencias apreciables en la deformación que presentan, observándose muy similares en su recorrido.



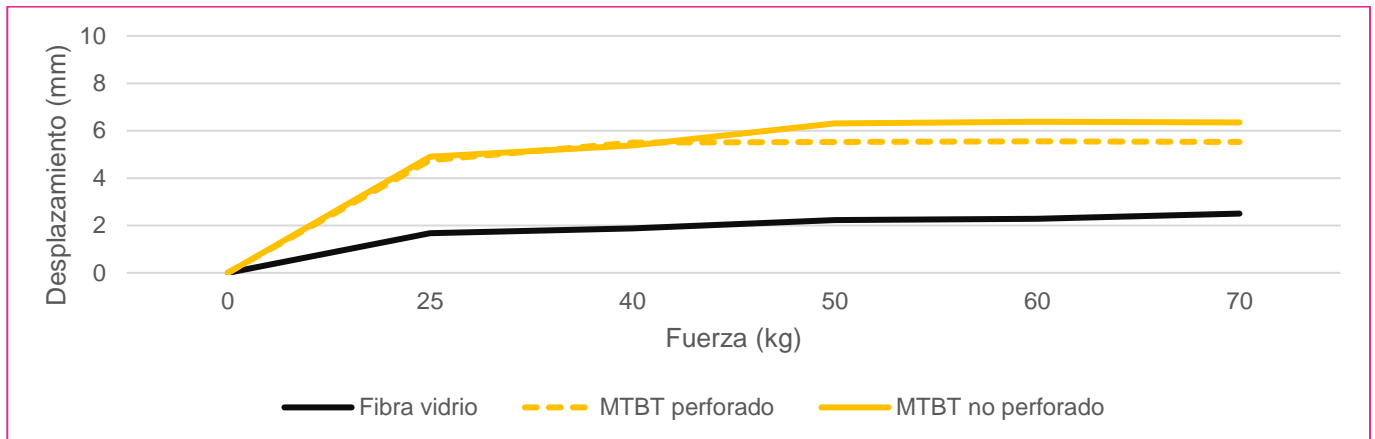
**Gráfica 3.** Desplazamiento vertical del ALI en función del peso aplicado en polipropileno.

El polietileno, grupo donde encontramos el material más rígido y grueso analizado en el estudio (**gráfica 4**). El polietileno de 3 mm muestra mayor linealidad. Centrándose en el de 6 mm, su gráfica es menos lineal y más irregular, aunque esto pudiera deberse a errores de medición. A pesar de ser un material notablemente más grueso, en 60 kg se observa un solapamiento de la gráfica entre el de menor grosor y el mayor grosor. En este material, el grosor no afecta significativamente a la rigidez.



**Gráfica 4.** Desplazamiento vertical del ALI en función del peso aplicado en polietileno.

Agrupando a la fibra de vidrio y los MTBT en la **gráfica 5**, observamos que la fibra de vidrio presenta una gráfica extremadamente constante. Comparando los MTBT entre sí, presenta una ligera mayor resistencia a la deformación el perforado frente al no perforado, aunque ambos presentan una caída inicial muy similar y significativa (la ortesis desciende en el perforado 4,75 mm y en el no perforado 4,90 mm). La curva del perforado es constante a partir de 40 kg.



**Gráfica 5.** Desplazamiento vertical del ALI en función del peso aplicado en otros materiales (fibra de vidrio y MTBT).

#### Limitaciones del estudio:

- **Sesgo de selección:** la muestra para la realización de este estudio se seleccionó en base a ser materiales de uso habitual en la Clínica Universitaria de Podología y, al tratarse de un estudio no financiado, no se tuvo acceso a otros materiales. Por todo esto, se tiene consciencia de que existe un sesgo de selección. En la selección de la muestra se procuró abarcar todas las combinaciones de materiales posibles para la estructura base de la ortesis, más allá de las habituales, realizándose solo una ortesis de cada combinación y material por cuestiones de coste.
- **Sesgo de información:** para minimizar el error en la obtención de datos se emplearon instrumentos calibrados (pie de rey) y se realizó la medición dos veces no consecutivas. Las condiciones que podrían alterar, en cuanto a entorno, eran las mismas.
- **Sesgo de confusión:** por tratarse de un estudio experimental controlado, no se han encontrado variables que puedan condicionar las mediciones e interpretación de resultados.

## CONCLUSIÓN

---

En el siguiente estudio se ha concluido que:

1. Pese a que lo esperado podría ser que, a mayor grosor del material menor deformación, esta premisa no se cumple.
2. Se cumple que la deformación de la ortesis es dependiente del peso aplicado y del material empleado.
3. Los materiales que han demostrado tener mayor rigidez son la combinación de resina FLEX 1,9 mm + FLUX 1,2 mm, la fibra de vidrio y el polietileno de 3 mm.
4. El MTBT no perforado no sufre deformación significativa a partir de 40 kg de peso.
5. Las propiedades físico – químicas del material juegan un papel muy importante en la rigidez de este, ya que se observa que materiales de menor grosor sufren menor deformación que otros materiales de mayor grosor.

Dada las limitaciones de este estudio y la escasez de estudios en esta línea de investigación, son necesarios más estudios que mejoren la evidencia científica de los resultados obtenidos.



## REFERENCIAS

---

1. Revilla R. Norma UNE-EN 111-909-90/1. BOE-A-1990-24717. 1990;29871–2.
2. Galicia X de. Diario Oficial de Galicia, orden de 23 de julio de 1999 [Internet]. DOG. 1999. p. 1. Available from:  
[https://www.xunta.gal/dog/Publicados/1999/19990827/AnuncioE76E\\_es.html](https://www.xunta.gal/dog/Publicados/1999/19990827/AnuncioE76E_es.html)
3. Kirby KA. Foot and lower extremity biomechanics II: Precision Intricast Newsletters, 1997 – 2002. Precision Intricast Inc P, editor. Arizona, USA: Precision Intricast Inc, Payson; 2002.
4. Viladot Pericé R, Salinas Castro F, Cohí Riambau O. Ortesis plantares: plantillas ortopédicas. In: Prótesis, ortesis y ayudas técnicas. Barcelona: ELSEVIER MASSON; 2009. p. 229–35.
5. Menz HB, Allan JJ, Bonanno DR, Landorf KB, Murley GS. Custom-made foot orthoses: An analysis of prescription characteristics from an Australian commercial orthotic laboratory. *J Foot Ankle Res.* 2017;10(1):1–9.
6. Menz HB. Foot orthoses: How much customisation is necessary? *J Foot Ankle Res.* 2009;2(1):1–3.
7. Cohí O, Salinas F. Ortesis plantares. *Rev Esp Reum.* 2003;30(9):508–13.
8. Philips JW. The Functional Foot Orthosis. 2nd editio. Law M, Thom D, Beasley S, editors. Churchill Livingstone. New York; 1995. 216 p.
9. Maslon A, Golec J, Szczygiel E, Czechowska D, Golec B. Assessment of the influence of jogging on the shape of female foot arches. *Ann Agric Environ Med.* 2017;24(4):596–601.
10. Kevin. A. Kirby. Biomechanica Del Pie Y La Extremidad Inferior. Vol. 53, *Journal of Chemical Information and Modeling.* 2013. p. 1689–99.
11. Dufour M, Pillu M. Biomécanique fonctionnelle. 2nd editio. Paris: ELSEVIER MASSON; 2006. 565 p.
12. Antonio G, Noguero G. Análisis de las nuevas tendencias en ortopodología: técnica de adaptación en directo. Universidad de Málaga; 2014.
13. Gomar Sancho V. Materiales en ortopedia técnica. In: Prótesis, ortesis y ayudas

técnicas. Barcelona: ELSEVIER MASSON; 2009. p. 9–14.

14. Fellas A, Singh-Grewal D, Chaitow J, Santos D, Coda A. Effectiveness of preformed foot orthoses in reducing lower limb pain, swollen and tender joints and in improving quality of life and gait parameters in children with juvenile idiopathic arthritis: a randomised controlled trial (Protocol). *BMJ Paediatr Open* [Internet]. 2017;1(1):e000121. Available from: <http://bmjpaedsopen.bmj.com/lookup/doi/10.1136/bmjpo-2017-000121>
15. Lanford KB, Menz HB. Musculoskeletal disorders Plantar heel pain and fasciitis Search date January 2007 Musculoskeletal disorders Plantar heel pain and fasciitis. *Clin Evid (Online)*. 2008;2:1111(January 2007):1–18.
16. Faulí AC, Andrés CL, Rosas NP, Fernández MJ, Parreño EM, Barceló CO. Physical Evaluation of Insole Materials Used to Treat the Diabetic Foot. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2008;98(3):229–38. Available from: [http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18487597%5Cnhttp://www.mendeley.com/research/physical-evaluation-insole-materials-used-treat-diabetic-foot/?utm\\_source=desktop&utm\\_medium=1.12.3&utm\\_campaign=open\\_catalog&userDocumentId=%7Bd1a795bb-a070-43b8-98e1-f1e409a](http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18487597%5Cnhttp://www.mendeley.com/research/physical-evaluation-insole-materials-used-treat-diabetic-foot/?utm_source=desktop&utm_medium=1.12.3&utm_campaign=open_catalog&userDocumentId=%7Bd1a795bb-a070-43b8-98e1-f1e409a)
17. Panera Rico E, Domínguez Maldonado G. *Revista Española de Podología*. 2016;27(January 2011):46–52.
18. Serway RA, Jewett, Jr. JW. *FÍSICA para ciencias e Ingeniería*. Journal of Chemical Information and Modeling. 2013.
19. Allam MNM, Tantawy R, Yousof A, Zenkour AM. Elastic and viscoelastic stresses of nonlinear rotating functionally graded solid and annular disks with gradually varying thickness. *Arch Mech Eng*. 2017;64(4):423–40.
20. Cyganik Ł, Binkowski M, Kokot G, Cyganik P, Rusin T, Bolechała F, et al. Microscale's relationship between Young's modulus and tissue density. Prediction of displacements. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* [Internet]. 2017;20(16):1658–68. Available from: <http://doi.org/10.1080/10255842.2017.1404993>
21. Miravete A, Castejón L. *Materiales compuestos*. Temes de disseny. 2002;(20):123–39.

22. Industries O. Instrucciones de uso. Materiales de inmovilización termoplásticos de baja temperatura de fusión. In: Industries O, editor. Low Melting Temperature Thermoplastic Orthotic Fabrication Materials. Belgium; p. 7.
23. Coutinho FMB, Mello IL, Santa Maria LC de. Polietileno: principais tipos, propriedades e aplicações. Polímeros [Internet]. 2003;13(1):01-13. Available from: [http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0104-14282003000100005&lng=pt&tlng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0104-14282003000100005&lng=pt&tlng=pt)
24. Peraza-Gómez V. Instituto politecnico nacional. Ciencias Mar [Internet]. 2005;49 Suppl 1:104. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15998525>

## ANEXOS

### ANEXO 1.

Dña. **Jessica Novo Corral** con DNI 32714196 – P, estudiante de 4º curso de Grado en Podología

#### EXPONE

Me encuentro en la fase de desarrollo del Trabajo de Fin de Grado de Podología cuyo título es "*Análisis de la capacidad de soporte del ALI de las ortesis plantares hechas a medida: estudio experimental básico.*" tutorizado por los profesores Francisco Alonso Tajés y Manuel González Castro.

El objetivo principal del trabajo es, mediante un estudio experimental, analizar la resistencia a la deformación de los materiales terapéuticos utilizados en el proceso de fabricación de la estructura de las ortesis plantares funcionales, analizando, principalmente, los materiales terapéuticos de uso habitual en la Clínica Universitaria de Podología.

#### SOLICITA

- 1) Que como responsable de la Clínica Universitaria de Podología estudie la posibilidad de facilitarme los materiales necesarios para poder realizar el estudio.

La relación de materiales necesarios es la siguiente:

<b>Material</b>	<b>Cantidad</b>
Espuma fenólica	1 caja
Resina FLEX 1,2 mm.	Plancha de 50 x 20 cm
Resina FLEX 0,8 mm	Plancha de 50 x 20 cm
Resina FLEX 1,9 mm	Plancha de 50 x 20 cm
Resina FLUX 1,2 mm	Plancha de 50 x 20 cm
Polipropileno 2 mm	Plancha de 50 cm x 20 cm
Polipropileno 3 mm	Plancha de 50 cm x 20 cm
Polietileno (Subortholen) de 4 mm	Plancha de 50 cm x 20 cm
Polietileno (Subortholen) de 6 mm	Plancha de 50 cm x 20 cm
Polietileno (Ortholen) de 3 mm	Plancha de 50 cm x 20 cm
Polietileno (Ortholen) de 4 mm	Plancha de 50 cm x 20 cm

**SRA. VICEDECANA DE LA FACULTAD DE ENFERMERÍA DE PODOLOGÍA  
(COORDINADORA DE LA CLÍNICA UNIVERSITARIA DE PODOLOGÍA)**

- 2) Poder hacer uso de las instalaciones del taller de ortopodología de la Clínica Universitaria de Podología (CUP) para la confección de las ortesis plantares necesarias para el estudio, en horarios que no interrumpen las actividades de práctica clínica.

Quedo a su disposición para cualquier aclaración necesaria y, agradezco de antemano su colaboración para poder realizar el presente estudio

Ferrol, 27 de abril de 2018

(Firma)

**SRA. VICEDECANA DE LA FACULTAD DE ENFERMERÍA DE PODOLOGÍA  
(COORDINADORA DE LA CLÍNICA UNIVERSITARIA DE PODOLOGÍA)**

## ANEXO 2. Propiedades de los materiales dadas por el fabricante.

<b>Resina FLEX 1,9 mm</b>	<b>Casa comercial:</b> Herbitas <b>Nombre comercial:</b> Resinas Herflex <b>Descripción:</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Grosor: 1 / 1.2 / 1.3 / 1.9 / 2 mm</li> <li>• Color: Blanco</li> <li>• Composición: Resinas de poliéster termodeformable con malla de tejido de algodón.</li> <li>• Termoformable: 60 a 80 C° para el moldeado y 90 a 110 C° para la fusión</li> <li>• Perforado: No</li> <li>• Dimensiones: 75 x 100 cm</li> <li>• Uso: Confección de plantillas termoformables, tanto en molde como en Técnicas de Adaptación en Directo. T.A.S.</li> </ul>
<b>Resina FLEX 1,2 mm</b>	<b>Casa comercial:</b> Herbitas <b>Nombre comercial:</b> Herflex Magenta <b>Descripción:</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Resina tipo HERFLEX para la confección de plantillas.</li> <li>• Color: Magenta</li> <li>• Tamaño: 75 cm x 100 cm</li> <li>• Grosor: 1.15 -1.20 mm</li> </ul>
<b>Resina RXF 0,8 mm</b>	<b>Casa comercial:</b> Herbitas <b>Nombre comercial:</b> Resina RXF Negra Flexible <b>Descripción:</b> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Resina RXF Negra Flexible</li> <li>• Grosor: 0,8mm</li> <li>• Medidas: 75x100cm</li> </ul>
<b>Resina FLUX 1,2 mm</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• <b>Casa comercial:</b> Herbitas</li> <li>• <b>Nombre comercial:</b> Herbiflux Azul</li> <li>• <b>Descripción:</b></li> <li>• <i>“Resina de color azul. La mejor resina flux para fusionar”.</i></li> <li>• Color: Azul</li> <li>• Grosor: 1 / 1,2mm</li> </ul>

	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Medida: 75x100 cm</li> </ul>
<b>Polipropileno</b>	<p><b>Casa comercial:</b> Herbitas</p> <p><b>Nombre comercial:</b> polipropileno. POLYSTONE® ORTHO</p> <p><b>Descripción:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Nuevo material, diseñado de forma especial para uso en Ortopedia y Podología.</li> <li>• Supera las cualidades actuales de otros termoplásticos, mejorando su forma de trabajo, su uso y sus propiedades mecánicas. No se retrae.</li> <li>• Grosor: 4 mm</li> <li>• Color: Translúcido</li> <li>• Composición: Homopolímero</li> <li>• Termoformable: 180 a 190 C°</li> <li>• Peso específico: 0,910g./cm<sup>3</sup></li> <li>• Perforado: No</li> <li>• Dimensiones: 1m x 1m</li> <li>• Uso: Confección de todo tipo de Prótesis y Ortesis, incluyendo las plantares y corses.</li> </ul>
<b>Polietilenos de alta densidad</b>	<p><b>Casa comercial:</b> Herbitas</p> <p><b>Nombre comercial:</b> Ortholen/Subortholen</p>
<b>Fibra de vidrio</b>	<i>No se han podido obtener datos de la muestra</i>
<b>MTBT (materiales termoplásticos de baja temperatura)</b>	<p><b>Casa comercial:</b> Orfit</p> <p><b>Nombre comercial:</b> ORFIT Eco NS</p> <p><b>Descripción:</b></p> <p>Los MTBT están disponibles en hojas de varios grosores, tamaños y tipos de perforación. También hay disponibles formas precortadas y prefabricadas.</p> <p>Hoy día, la mayor parte de los MTBT está compuesto de poliéster, mezclado o reticulado. El primero se caracteriza por la falta de memoria y capacidad adhesiva. El segundo grupo, por el contrario, es adhesivo (a menos que tenga recubrimiento antiadherente), tiene memoria y se vuelve transparente cuando se activa.</p>