

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ

FACULTAD DE MEDICINA

TRABAJO DE FIN DE GRADO EN PODOLOGÍA



**ESTUDIO DE UN NUEVO MATERIAL PARA EL DESARROLLO DE ORTESIS PLANTARES**

Martínez Murcia, Jenifer

Nº Expediente 311

TUTOR D. Salvador P. Sánchez

Departamento de Psicología de la Salud. Enfermería

Curso académico 2015 - 2016

Convocatoria de junio de 2016

A la atención del Vicedecano de Grado

## Índice

<b>RESUMEN</b> .....	3
<b>ABSTRACT</b> .....	4
<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	5
<b>MATERIAL Y METODOS</b> .....	11
Las probetas .....	12
Los discos .....	13
<b>RESULTADOS</b> .....	17
1. Prueba mecánica (ensayo de tracción) .....	17
2. Pruebas de dureza, densidad y energía potencial.....	17
<b>DISCUSION</b> .....	21
<b>CONCLUSIONES</b> .....	25
<b>LIMITACIONES DEL ESTUDIO</b> .....	25
<b>BIBLIOGRAFIA</b> .....	26
<b>ANEXO 1. Gráficas e Imágenes</b> .....	28
<b>ANEXO 2. Probeta</b> .....	30
<b>ANEXO 3. Disco</b> .....	31
<b>ANEXO 4. Impresora 3D FDM</b> .....	32

## RESUMEN

**Objetivos:** Obtener el módulo de elasticidad de un nuevo material de impresión 3D (MFE) y observar su comportamiento al aplicarle una carga constante y comparar muestras de filamento elástico con EVA (etil vinil acetato) para observar sus valores de densidad, dureza y energía potencial. **Material y métodos:** Se realiza el ensayo de tracción en probetas normalizadas de filamento elástico. A su vez se han diseñado muestras (discos) con MFE variando su % de relleno y capa de recubrimiento para realizar las pruebas de densidad, dureza y absorción de energía, y poder comparar los datos obtenidos con los datos obtenidos en las mismas pruebas en muestras de EVA de distintas durezas. **Resultados:** Se realizaron 6 muestras (discos) en filamento elástico y se compararon los datos con los obtenidos en 4 piezas de las mismas dimensiones en EVA de distinta dureza. **Conclusiones:** Se observaron datos similares en las pruebas de dureza y en algún caso de absorción de energía, siendo la densidad superior en las muestras de filamento elástico. Observamos como el disco de 16% de relleno con 2mm de capa, tiene un resultado que nos puede dar una dureza similar al EVA de 65° Shore A. Observamos también que las muestras de filamento elástico tienen una densidad superior a las muestras de EVA siendo mayores los datos de amortiguación por parte del EVA.

**PALABRAS CLAVE:** dureza, amortiguación, densidad, impresión 3d, material, tecnología, EVA, ortesis plantar.

## **ABSTRACT**

Objectives: To obtain the elastic modulus of a new material 3D (MFE) printing and observe their behavior by applying a constant load and compare samples of elastic filament with EVA (ethyl vinyl acetate) to observe their values of density, hardness and energy potential . Material and methods: The standard tensile test specimens elastic filament is made. In turn are designed samples (disks) MFE varying its% filler and coating layer for testing density, toughness and energy absorption, and to compare the data obtained with the data obtained in the same tests on samples EVA different hardnesses. Results: 6 samples (disks) were performed in elastic filament and the data were compared with those obtained in four pieces of the same dimensions in EVA different hardness. Conclusions: Similar data were observed in the hardness tests and in some cases energy absorption, the upper density elastic filament samples. We see how the disk of 16% filled with 2mm layer has a result that can give us similar to EVA 65 ° Shore A. observe hardness also samples of elastic filament have a higher samples EVA density being higher the damping by the EVA.

KEYWORDS: hardness, damping, density, 3d printing, equipment, technology, EVA, plantar orthotics.

## INTRODUCCIÓN

Según la International Standardization Organization (ISO 8549/1), una ortesis es cualquier dispositivo que se aplica de forma externa al cuerpo humano y que es utilizado para modificar características estructurales o funcionales del sistema neuromusculoesquelético, siendo la ortesis plantar una adaptación específica que se aplica entre el pie y el calzado.

Los objetivos terapéuticos de una ortesis plantar son fundamentalmente los de servir de sostén y estabilización para reposicionar estructuras al restringir el movimiento. Así mismo provee de un almohadillado, y sustitución de tejido blando perdido, descarga de zonas con picos de presiones, amortiguando los impactos y rellenando zonas malformadas o amputadas<sup>1</sup>

Para llevar a cabo estos objetivos es necesario conocer las propiedades y características que ofrecen los materiales con los que se fabrican para decidir en cada caso qué material es el apropiado.

Aun no existe un material específico para una patología determinada; cada terapeuta, sobre la base de sus conocimientos y experiencia así como la tolerancia del paciente al tratamiento, selecciona, de entre un abanico de materiales, cual es el indicado para cada caso concreto.

El estado actual de las técnicas impide que una ortesis plantar pueda realizarse con más de un material en un solo paso. Debemos, por tanto, tener interés en las propiedades de los nuevos materiales y de nuevas técnicas de conformado que nos permitan una confección milimétrica y una adaptación perfecta de la ortesis al paciente.

Para conocer qué nos puede aportar cada material y en qué momento las características que nos ofrece pueden ser adecuadas para el tratamiento, es conveniente dominar las propiedades físicas propias de cada material. El manejo de estas propiedades ayuda a obtener mejores resultados en una ortesis para prevenir o cambiar el material ante la aparición de molestias o rechazo.<sup>1</sup>

Las 13 propiedades físicas de los materiales usados para la realización de una ortesis plantar son las siguientes<sup>1</sup>:

1. Deformación: Es la capacidad que tiene un cuerpo para reaccionar a la aplicación de una determinada fuerza cambiando o perdiendo su forma <sup>2</sup>. Esta propiedad nos va a informar sobre la capacidad de memoria que tiene un material que a su vez nos informa sobre su duración (resistencia en el tiempo). Esta propiedad nos informa también del límite de fluencia, que es la tensión a partir de la cual se generan las deformaciones permanentes en un material.
2. Esfuerzo: deformación que sufre un material al aplicarle una carga. Los diferentes tipos de esfuerzo son torsión, tracción, compresión y cizalladura.
3. Elasticidad: esta propiedad se basa en la ley de Hooke donde la deformación que sufre un material es proporcional a la carga que se le aplica. Bajo este punto de vista los materiales se clasifican en elásticos, viscoelásticos y plásticos (Anexo 1, gráfica 1).
4. Rigidez: capacidad que tiene un material a deformarse.
5. Flexibilidad: capacidad de un material a la hora de recibir esfuerzos (flexión). Es la propiedad antagónica de la rigidez.

6. Restitución: también conocida como recuperación, es la velocidad con la que un material recupera su forma inicial después de eliminar la carga a la que ha sido sometido.
7. Fatiga: como dice Levy en su libro, es *"el esfuerzo máximo que puede soportar un material disminuye gradualmente con el uso hasta que el material cede"*.<sup>1</sup>
8. Comprensibilidad: capacidad de disminución del volumen de un material por la acción de cargas repetidas.
9. Densidad/peso: la densidad es la masa de un cuerpo por la unidad de volumen, se relaciona con el peso en el caso de los materiales utilizados en este campo. Una mayor densidad proporciona una mayor resistencia mecánica.
10. Rozamiento: fuerza que aparece con el movimiento entre dos superficies en sentido opuesto al movimiento, nos va a informar sobre el desgaste del material producido por la acción mecánica.
11. Desgaste: Eliminación del material de superficie de una pieza como resultado de una acción mecánica <sup>1</sup>
12. Dureza: propiedad que poseen los materiales para resistir la penetración. La dureza se evalúa con los instrumentos denominados durómetros. Los más frecuentes son los durómetros tipo A (Shore A) y tipo D (Shore D) que miden la profundidad de penetración en un punto y se calibran del cero al cien, identificando en un lector digital/analógico la graduación obtenida.
13. Permeabilidad: es la capacidad que tiene un material para ser atravesado por gases y líquidos.

Una vez caracterizados los materiales y conociendo lo que podemos esperar de cada uno de ellos ya sea por las fichas técnicas o por la experiencia, podemos diseñar, programar y fabricar las ortesis, con diferentes técnicas. Contamos con la ayuda del manual de fabricación a medida de productos sanitarios ortopédicos en la comunidad valenciana que indica los materiales más comunes para realizar ortesis plantares, y clasifica estos materiales en, materiales de contención, amortiguación y revestimiento<sup>3</sup>.

En la actualidad contamos con dos variedades de ortesis plantares según su elaboración; por un lado encontramos las prefabricadas, que son soportes manufacturados o estandarizados y pueden ser rectificables o no rectificables, y por otro lado las ortesis plantares a medida que son las que ofrecen mayor garantía de éxito en un tratamiento<sup>23</sup>. El término *a medida* da por entendido que en el desarrollo de fabricación se cuenta con un proceso diagnóstico, valoración biomecánica, elección de materiales y diseño en función de las características personales de cada individuo. Para elaborar una ortesis plantar a medida contamos con tres procesos:

1. Ortesis plantares por elementos que son ortesis semirrígidas que se realizan sobre una palmilla o pedigráfica en la que se van añadiendo los elementos prescritos para cada usuario (Anexo 1, imagen 2)
2. Ortesis plantares termoconformadas (anexo 1, imagen 3 y 4) que se realizan sobre un molde de escayola en el que se realizan los recrecidos o rebajados necesarios para intentar reposicionar las articulaciones. Dentro de este proceso también encontramos la técnica de moldeo en directo con resinas moldeables a baja temperatura; un inconveniente de esta técnica es que no disponemos de un molde para poder duplicar la ortesis.<sup>1</sup>



3. Ortesis a medida mecanizadas, en las que partiendo de un diseño CAD de la ortesis, una fresadora de control numérico reproduce el modelo diseñado mediante un proceso sustractivo, partiendo de un bloque del material elegido para su fabricación (anexo 1, imagen 5). A este diseño tras el modelado se le pueden añadir piezas correctoras de diversos materiales y forros de piel, EVA u otros textiles técnicos<sup>4</sup>.
4. Aunque no exista como proceso estandarizado de elaboración, incluimos como apartado 4, un proceso novedoso a la hora de conformar ortesis plantares que se realiza sobre la base de una técnica denominada impresión 3D FDM; este proceso permite crear objetos tridimensionales sólidos a partir de un modelo digital. Cuando hacemos referencia a FMD, hablamos de la forma de conformado de la pieza (Fused Deposition Modeling). Esta forma de impresión se basa en la adición de material formando capas y éstas a su vez, formas geométricas. El material es llevado a su punto de fusión a través de un extrusor con "*hot end*", depositando el material que solidifica a temperatura ambiente formando la figura diseñada<sup>5</sup>. En el campo de la podología tenemos que partir de un modelo CAD obtenido sobre la base de métodos que se usan actualmente para captar la huella plantar, diseñar el modelo CAD a reproducir y transferirlo a la impresora 3D que de forma automática traspone los datos del diseño para ir modelando (construyendo) la ortesis capa a capa. Esta nueva modalidad de fabricación nos puede ayudar a prescindir de numerosa maquinaria y utillaje para la fabricación de ortesis plantares ya que puede reproducir cualquier geometría que se pueda presentar y aporta una personalización de la ortesis más avanzada que la encontrada hasta ahora<sup>6</sup>. El principal obstáculo que existe para desarrollar

esta tecnología lo encontramos en los materiales usados por estos sistemas; estos materiales tienen propiedades no contrastadas<sup>4</sup> con las propiedades requeridas para realizar una ortesis plantar. Este es el caso del material al que denominamos MFE (filamento fabricado a base de poliuretano termoplástico); este material fue desarrollado en 2010 por Ignacio Garcia (empresa Recreus). El material fabricado a partir de elastómeros termoplásticos con base de poliuretano y con aditivos que ayudan a la impresión, fue lanzado al mercado en 2013<sup>7</sup>.

En este trabajo vamos a valorar este material con el procedimiento de impresión 3D FDM para valorar si es apto en la confección de ortesis plantares, siendo nuestros OBJETIVOS:

1. Obtener el módulo de elasticidad de un nuevo material de impresión 3D (MFE) y observar su comportamiento al aplicarle una carga constante.
2. Comparar muestras de filamento elástico con EVA (etil vinil acetato) para observar sus valores de densidad, dureza y energía potencial.

## MATERIAL Y METODOS

Para la realización de este trabajo es ha sido necesario utilizar instrumental que hemos solicitado a diferentes laboratorios de la UMH, impresora 3d FDM, Bobina de MFE y el diseño de los materiales de pruebas.

- Material de apoyo
  - Ordenador con sistema operativo Windows 10.
  - software de diseño 3d SOLIDWORKS
  - software de impresión 3D CURA
  - Impresora 3d prusa i3
- Material de ensayo
  - Bobina MFE. Filamento 1.75 mm
  - EVA 20° SA
  - EVA 30° SA
  - EVA 45° SA
  - EVA 70° SA
- Instrumentos para determinar las variables de estudio
  - Máquina de Ensayos Universal de Microtest (50 KN)
  - Regla milimetrada
  - Esfera (0.028 kg)
  - Probeta cilíndrica hueca sin tapas
  - Durómetro manual shore A
  - Software Kinovea
  - Cámara fotográfica digital.

Para la batería de pruebas es necesario la construcción de las muestras a valorar. Las nuestras consisten en probetas y discos.

### Las probetas

Se diseñó la probeta de MFE con el software de diseño CAD en 3D “Solidworks”. El diseño CAD convertido a lenguaje “G-code” mediante el software "CURA" se transfirió a la impresora 3D “prusa i3” (Anexo 4) para su impresión. Esta probeta (figura 1) se realizó en base a la normativa de las pruebas que se le iban a realizar (anexo 2) <sup>8</sup>. Se construyeron 10 probetas de pruebas.

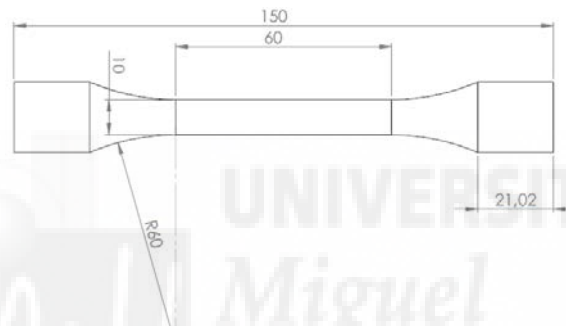


Figura 1. Plano probeta de ensayo de tracción.

La prueba realizada en la Escuela Politécnica Superior de Elche consistió en determinar el módulo de elasticidad DIN 53457, que según la guía de materiales plásticos ensayos y parámetros, se define como *“la relación entre tensión y alargamiento en el intervalo elástico lineal de la deformación lenta; tal deformación puede ser consecuencia de solicitaciones de distinta índole: tracción, compresión o flexión.”*<sup>8</sup>

Se eligió el ensayo de tracción, cuya medición de la deformación se efectúa directamente sobre la probeta. Se cuantifica el alargamiento que se traduce en una curva de tensión-deformación.

Del ensayo de tracción podremos obtener<sup>8</sup> un registro gráfico de tensión-alargamiento, el cual mide la tensión en MPa y el alargamiento en %. Según como se comporte el material, se determinarían distintos parámetros en el módulo de elasticidad: Límite elástico, Punto de fluencia, límite plástico y Punto de fractura.

Con este ensayo podemos observar la forma en la que el material se relaja después de ser sometido a una carga constante; sería parecido a someter al material a una presión constante (peso del paciente)<sup>10</sup> y observar la fuerza y tensión con la que el material se deforma y se recupera.

El análisis de la recuperación del material nos indicará una idea de cuánto tiempo el material mantendrá su elasticidad, estructura y resistencia a las cargas después de un periodo de carga constante<sup>10</sup>.

Una vez tengamos los datos obtenidos de filamento elástico, podemos observar sus propiedades mecánicas, ver qué características puede ofrecer en el campo de la ortopodología.

### Los discos

Hemos construido unas muestras en forma de discos con MFE, variando el porcentaje de relleno de la estructura interna de la pieza.

Las piezas de la muestra (figura 2) han sido diseñadas en el software de diseño CAD en 3D "Solidworks".(anexo 3). El diseño CAD convertido a lenguaje "G-code" mediante el software "CURA" se transfirió a la impresora 3D "prusa i3" (anexo 4) para su impresión.

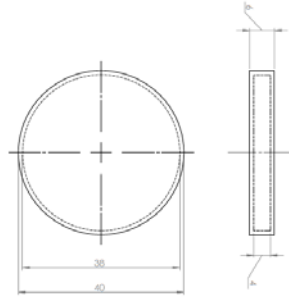


Figura 2. Plano disco de ensayo.

Se han realizado 10 discos de cada una de las 6 muestras diferentes (tabla 1) cuyas características son las siguientes:

RELLENO (%)	RECUBRIMIENTO(mm)
6	1
6	2
4	1
4	2
10	1
10	2

Tabla 1. Diseño de muestras de ensayo.

En estas muestras se han realizado pruebas para obtener los datos de:

- Densidad: en el caso de los materiales ortoprotésicos este parámetro se relaciona con su peso<sup>1</sup>
- Energía potencial: calculando este parámetro podremos cuantificar la energía absorbida en cada una de las diferentes muestras (discos) y así observar la amortiguación que se puede obtener variando la estructura interna. Se mide en Julios.
- Dureza (durómetro): Se mide en ° shore A.

Para calcular la densidad absoluta de las muestras se realizaron dos mediciones.

Por un lado se tuvo que medir la masa de las piezas expresadas en gramos y

por otro lado se cuantifico el volumen ( $V$ ) de las muestras, midiendo el radio de las piezas y altura expresándolo en  $\text{cm}^3$

$$\rho = \frac{m(g)}{v(\text{cm}^3)}$$

Para hallar la absorción energía potencial de las muestras (discos) de filamento elástico y de E.V.A, se realizó el cálculo de la siguiente fórmula:

$$Ep = m \times g(h_0 - h)$$

Donde  $m$ , es la masa de la esfera ( $0.028 \text{ kg}$ ),  $g$  es la gravedad ( $9.80665 \text{ m/s}^2$ ),  $h_0$  es la altura desde donde se proyecta la esfera y  $h$ , la altura que alcanza la esfera tras el impacto contra la muestra. Se realizaron 3 mediciones para obtener la media. La prueba se realizó dejando caer una esfera con una masa determinada por una probeta hueca cilíndrica sin tapas. Esta esfera aplica una energía a la muestra (disco) que se encuentra en su extremo distal. Con una regla milimetrada y una cámara fotográfica digital registramos la altura de rebote y calculamos la energía potencial que devuelve el material al aplicarle la energía constante de la esfera. Con esta prueba obtenemos información sobre la energía que absorbe la pieza y así, hacernos una idea de la capacidad amortiguadora del entramado interno.

El experimento de dureza se realizó mediante un durómetro manual shore A, disponible en el laboratorio de ortopodología de la UMH. Realizamos tres mediciones en partes distintas de la muestra, y realizamos una media entre las tres mediciones para sacar un valor más preciso.

Estas pruebas van a aportar información para saber si el MFE puede ser de importancia en el desarrollo de nuevas tecnologías en el campo de la ortopodología. Para ello se realizaron las mismas pruebas en distintas densidades de EVA y poder establecer una comparativa.

Se eligió el EVA ya que, según el manual de fabricación a medida de productos sanitarios ortopológicos en la comunidad valenciana, es el más usado en las tres capas que forman una ortesis plantar. Este material ofrece una gran variedad de densidades que nos proporcionan distintas propiedades a la hora de llevar a cabo un tratamiento.





## RESULTADOS

Hemos sometido al material que denominamos MFE al ensayo de tracción y al cálculo de densidad, energía potencial y dureza de unas muestras donde se varia su % de relleno.

### 1. Prueba mecánica (ensayo de tracción)

El ensayo se realiza directamente sobre la probeta. Con esta prueba se obtiene una gráfica con los datos de tensión-deformación, para obtener los puntos de límite elástico, punto de fluencia y límite de fractura. El equipo normalizado suministró unos valores dispares que no seguían ningún patrón, lo que fue confirmado por el responsable del laboratorio de la EPSE que comenta que la probeta se deforma con 0.5 KN. La muestra aunque sigue estirando, no se refleja en los datos, al ser poco sensible para este tipo de material el equipo normalizado del que disponen. Al no poder tener acceso a una maquina más sensible, no se pudo obtener el módulo de elasticidad.

Sin embargo, según los datos observacionales obtenidos por el responsable, el material resultó ser muy elástico ya que la probeta se estiró al doble de su tamaño original ( $l_0 = 60\text{mm}$ ). Una vez retirada la carga, la muestra tuvo una deformación de 10mm, quedando una deformación residual de 3mm a la mañana siguiente del ensayo, el material recuperó 7mm transcurridas 8 horas.

### 2. Pruebas de dureza, densidad y energía potencial

El ensayo se realiza sobre el disco. Consiste en pruebas para calcular la dureza, densidad y energía potencial.

### Resultados de dureza (durómetro shore A):

Disco	1º medición (º shore A)	2º medición (º shore A)	3º medición (º shore A)	Media (º shore A)
10% 2mm	73	75	75	74.33
10% 1mm	40	45	45	43.33
6% 2mm	70	60	65	65.00
6% 1mm	35	30	35	33.33
4% 2mm	50	65	50	55.00
4% 1mm	35	45	35	38.33
Muestra E.V.A 70ºSA	70	70	70	70.00
Muestra E.V.A 45ºSA	45	45	45	45.00
Muestra E.V.A 30ºSA	30	30	30	30.00
Muestra E.V.A 20ºSA	20	20	20	20.00

Tabla 2. Resultados medición de dureza en muestras de filamento elástico y EVA.

Tras realizar las mediciones (tabla 2) en los discos de MFE y EVA, podemos observar como el disco de 16% de relleno con 2mm de capa obtiene un resultado con una dureza similar al EVA de 65º Shore A. También observamos resultados de dureza próximos a 45º Shore A, como es el caso de la muestra de 10% de relleno y 1mm de capa y datos de dureza próximos a los 30º Shore A en el disco de 6% de relleno y 1mm de capa de recubrimiento.

Observamos también un aumento de aproximadamente  $\approx 20^\circ$  Shore A por cada capa de 1mm de filamento elástico que añadimos a la muestra.

### Resultados densidad:

Material	Masa (g)	Volumen ( $cm^3$ )	Densidad ( $\frac{g}{cm^3}$ )
Muestra 10% 2mm	6.1	7.5	0.81
Muestra 10% 1mm	3.8	7.5	0.50
Muestra 6% 2mm	5.9	7.5	0.78
Muestra 6% 1mm	3.7	7.5	0.49
Muestra 4% 2mm	5.5	7.5	0.73
Muestra 4% 1mm	3.6	7.5	0.48
Muestra E.V.A 70°SA	3.0	7.5	0.40
Muestra E.V.A 45° SA	1.6	7.5	0.21
Muestra E.V.A 30°SA	1.3	7.5	0.17
Muestra E.V.A 20°SA	0.9	7.5	0.12

Tabla 3. Resultados pruebas de densidad en muestras de filamento elástico y EVA.

Tras realizar la fórmula para obtener la densidad de las muestras (tabla 3), observamos que las muestras de MFE tienen una densidad superior a las muestras de EVA. Esto nos informa de que los discos de MFE son más pesados que las muestras de EVA con las mismas dimensiones, siendo en algunos casos hasta 6 veces superior como es el caso de las muestras de EVA de 20° Shore A si la comparamos con el disco de 4% de relleno y 2mm de capa.

Observamos también un aumento de la densidad de  $\approx 30 \text{ gr/cm}^3$  por cada 1mm más de capa en cada una de los discos.

### Resultados de energía potencial:

- ✓  $E_p = m \cdot g \cdot h$
- ✓  $\text{Energía potencial absorbida} = m \cdot g \cdot (h_0 - h)$
- ✓  $m = 0.028 \text{ kg}$
- ✓  $g = 9.80665 \text{ m/s}^2$
- ✓  $h_0 = 27.5 \text{ cm} = 0.275 \text{ m}$
- ✓  $E_{p_{h_0}} = 0.028 \times 9.806 \times 0.275 = 0.075 \text{ julios.}$

Material	H (1 <sup>o</sup> medición) (m)	H (2 <sup>o</sup> medición) (m)	H (3 <sup>o</sup> medición) (m)	H media (m)	$E_{\rho_h}$ (J)	Energía absorbida(J) ( $E_{p_{h_0}} - E_{p_h}$ )
Muestra 10% 2mm	≈0.102	≈0.103	≈0.107	≈ 0.104	≈0.028	≈ <b>0.047</b>
Muestra 10% 1mm	≈0.107	≈0.089	≈0.102	≈0.099	≈0.027	≈ <b>0.048</b>
Muestra 6% 2mm	≈0.090	≈0.093	≈0.098	≈0.093	≈0.025	≈ <b>0.050</b>
Muestra 6% 1mm	≈0.095	≈0.091	≈0.096	≈0.094	≈0.025	≈ <b>0.050</b>
Muestra 4% 2mm	≈0.099	≈0.103	≈0.094	≈0.098	≈0.026	≈ <b>0.049</b>
Muestra 4% 1mm	≈0.079	≈0.085	≈0.080	≈0.081	≈0.022	≈ <b>0.053</b>
Muestra E.V.A 70 <sup>o</sup> SA	≈0.071	≈0.076	≈0.061	≈0.069	≈0.018	≈ <b>0.057</b>
Muestra E.V.A 45 <sup>o</sup> SA	≈0.068	≈0.062	≈0.071	≈0.067	≈0.018	≈ <b>0.057</b>
Muestra E.V.A 30 <sup>o</sup> SA	≈0.071	≈0.060	≈0.076	≈0.069	≈0.018	≈ <b>0.057</b>
Muestra E.V.A 20 <sup>o</sup> SA	≈0.088	≈0.083	≈0.087	≈0.086	≈0.023	≈ <b>0.052</b>

Tabla 4. Resultados de energía absorbida en muestras de filamento elástico y EVA.

Tras la realización de estas mediciones (tabla 4) encontramos que las muestras de MFE absorben menos energía que las muestras de EVA. Encontramos similitudes de amortiguación en el caso del disco de 4% de relleno y 1mm de capa con los datos obtenidos en la muestra de EVA de 20<sup>o</sup> Shore A. Los datos obtenidos en las muestras de 6% de relleno con 1mm de capa son similares a los obtenidos en el disco de 6% relleno 2mm de capa. Observamos una mayor absorción en las muestras con la capa de recubrimiento de 1mm.

## DISCUSION

A la hora de establecer un tratamiento para abordar las alteraciones estructurales o funcionales del sistema locomotor encontramos diferentes materiales<sup>3</sup> con los que podemos confeccionar una ortesis. Las técnicas que se usan actualmente no permiten confeccionar la ortesis en un único paso, teniendo que unir las piezas de contención con las de amortiguaciones y material de revestimiento. Además es preciso una dilatada experiencia y conocimientos específicos de los materiales.

Sirva como ejemplo la ortesis plantar para un paciente con disfunción del tendón tibial posterior. Podríamos proponer un tratamiento con la técnica de *medial heel skive* de 4mm<sup>9</sup>. Esta ortesis tiene que confeccionarse con distintas variedades de materiales ya que se necesitará un material de contención para que el “*Shell*” sea lo suficientemente resistente para contener una estructura (en nuestro caso, el pie). Si tuviéramos que añadir una descarga en la zona metatarsal habría que añadirle un material de amortiguación y el material de revestimiento. Con un material adecuado que admita varias densidades y un procedimiento de realización automatizado que pueda aplicarlas se podría realizar en un solo paso la ortesis. La impresión 3D, a día de hoy, nos ofrece un nuevo abanico de posibilidades para poder realizar una ortesis completa. Tiene inconvenientes y el primero de ellos es la selección del material adecuado.

Para seleccionar este material es necesario conocer qué propiedades nos ofrece, y así, considerar la información sobre su compatibilidad, su calidad y su adaptación al pie, así como la mejor forma de manipulación.

Centrándonos en nuestro estudio, el ensayo de Tracción en la probeta, informa de la deformación que sufre el material cuando le aplicamos una carga; los datos se pueden transponer a la forma en la que se va a comportar una ortesis con las cargas que le aplique el paciente con su peso. El MFE se elongó el doble de su longitud inicial, con una deformación de 10 mm ( $l_0 = 60$  mm) y recuperó 7 mm pasadas 8 horas sin carga lo que claramente indica que su deformación no llega a un punto de fluencia en el cual la deformación se hace permanente. Como dice Álvaro Mata et al, en su artículo "*estudio biomecánico de materiales poliméricos para la fabricación de plantillas ortopédicas*" el análisis de la recuperación, es especialmente relevante puesto que nos informa de cuánto tiempo mantendrá el material su elasticidad, estructura y resistencia, tras estar sometido a una carga constante durante un periodo determinado de tiempo.

El análisis de la dureza de los discos determina valores de las muestras de Filamento elástico para poder clasificarlas como blandas o duras. Ortopodológicamente se define como material blando a aquél que se acoplará mejor al pie, que tendrá mayor superficie de contacto y seguramente sea más cómodo que otros materiales más duros<sup>10</sup>. En el libro de AE. Levy "*ortopodologia y aparato locomotor, ortopedia de pie y tobillo*" se clasifican los materiales como "blandos" de menos de 10° shore A hasta 35° shore A, "semiduros" 35°-60° shore A y "firmes" o "extrafirmes" los materiales de más de 65° shore A. Con los resultados obtenidos por el durómetro, clasificamos las muestras de filamento elástico, de blandas a duras con la siguiente disposición: 6% 1mm; 4% 1mm; 10% 1mm; 4% 2mm; 6% 2mm; 10% 2mm.

Jimenez R. en su artículo "*materiales técnicos de ortopodologia*"<sup>11</sup>, considera que los materiales de alta densidad son los utilizados en ortesis plantares

funcionales; para él es muy interesante utilizar materiales que, además de dar soporte a la ortesis, mantengan la amortiguación del pie. Para llevar a cabo estas características se realizaron las pruebas de densidad y absorción de energía. Comparando los datos, encontramos una mayor densidad en las muestras de MFE que las obtenidas en las muestras de EVA, lo que podría ser un punto a favor para realizar futuras pruebas utilizándolo de material de contención de una ortesis plantar. Sin embargo, nos encontramos con una menor amortiguación que la producida por las distintas densidades del EVA. Nuestros datos indican una amortiguación menor aunque desconocemos si en la práctica sería significativa esa diferencia. Los datos obtenidos nos informan que la muestra de MFE tiene propiedades que serían interesantes a la hora de contener estructuras y a la vez tener un efecto amortiguador.

Es de destacar que la función amortiguadora en una ortesis plantar se relaciona con la energía que absorbe el material; así, un material amortiguador (que absorbe energía), absorberá las presiones en puntos determinados<sup>2</sup>, que puede ser de utilidad en ciertas patologías como pie diabético. Por otro lado, un material que absorbe poca energía (que devuelve energía) va a proporcionar una propulsión más elevada que puede ser interesante en otros casos, como el de deportistas o estructuras que necesiten una pequeña ayuda para realizar su función como el *hallux limitus estructural* en el que un posible tratamiento podría consistir en ferulizar con EVA 45° shore A y si evoluciona a *rigidus*, ferulizar con eva 65°.

Partiendo del concepto de presión, resultante del cociente entre fuerza (peso del individuo) y la superficie del área de la zona corporal que apoya (el pie), podemos decir que una persona cuya superficie de apoyo sea más pequeña sufrirá más

presiones que la misma fuerza aplicada en un área de mayor superficie. He aquí la funcionalidad de la ortesis plantar que tendrá como fin conseguir una disminución de las presiones plantares aumentando la superficie de apoyo. Manuel Pabón<sup>2</sup> indica que la distribución de las presiones plantares en una persona durante la marcha dependen del tamaño del almohadillado plantar, de las lesiones musculoesqueléticas, de la cadencia de la marcha, de la velocidad de la marcha, del peso, del sexo, del terreno o superficie de apoyo y del calzado. Al realizar el estudio baropodométrico del mapa de presiones en estática y dinámica que posee el paciente sobre la base de los parámetros personales antes mencionados, podemos observar en qué fases, el material MFE, podría ayudar a descargar zonas con picos de máxima presión.

Manuel Pabón expone también que los metatarsianos trabajan específicamente en la fase propulsiva de la marcha, donde se ven sometidos a grandes cargas que en ocasiones dan lugar a patologías metatarsales; cualquier compromiso en la función de los metatarsianos pone en compromiso la función de éstos, el traslado de cargas, y reducirá la amortiguación o propulsión que repercutirá sobre las estructuras proximales aumentando las presiones sobre las cabezas metatarsales y articulaciones metatarsofalángicas. En este caso, este estudio nos deja una puerta abierta para observar si en patologías metatarsales el material MFE, que en los resultados de absorción de energía nos ha dado un valor numérico de amortiguación menor que el EVA y por consiguiente mayor propulsión o devolución de energía, sería de utilidad a la hora de tratar estas patologías pódalas.



## **CONCLUSIONES**

1. Las pruebas nos dan un indicio del comportamiento del material. El material sometido a estudio resultó ser un material elástico, el cual recupera su forma inicial, aun aplicándole una fuerza que haga que se doble su tamaño.
2. Se han encontrado similitudes entre la dureza de ciertos discos y distintas densidades de EVA. Estas similitudes son discos de 10% 2mm con EVA de 75° SA, 6% 2mm con EVA de 65° SA, 10% 1mm con EVA de 45° SA y el disco de 6% 1mm con el EVA de 30° SA.
3. Las muestras de material a estudio MFE tiene mayor densidad y es más pesado que el de las muestras de EVA con las que se compara, siendo en algunos casos hasta seis veces superior.
4. Las muestras de MFE amortiguan menos que las muestras de EVA.
5. Las pruebas de MFE consiguen dureza y densidad en muy poco espacio gracias a la forma de conformado y propiedades del material.

## **LIMITACIONES DEL ESTUDIO**

El ensayo de tracción no ha sido concluyente al no tener suficiente sensibilidad.

No se han realizado ortesis para probar en pacientes.

## BIBLIOGRAFIA

- 1 Levy AE, Cortés JM. *Ortopodología y Aparato Locomotor: Ortopedia de Pie y Tobillo*. Barcelona: Masson; 2003.
- 2 Pabon Carrasco, M. Comportamiento de los materiales de descarga. [Tesis doctoral]. Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología Departamento de Podología universidad de Sevilla; 2015.
- 3 Sanpablo Núñez E, Camp Faulí A, Fornés Oliver S, Gimeno Hernández L, Alonso Montero C, García Bono J, et al. Manual de fabricación a medida de productos sanitarios ortopológicos en la comunidad valenciana requisitos, instrucciones y procedimientos normalizados de trabajo. Comunidad Valenciana: Generalitat Valenciana. Consellería de Sanidad; 2006.
- 4 Bertrán N. *Impresora 3d para fabricación de plantillas: realidad o ficción*. Gainpe. <http://www.gainpe.com/2015/10/impresora-3d-para-fabricacion-de-plantillas-realidad-o-ficcion/>. (Ultimo acceso 23 de mayo de 2016).
- 5 Mariano. *Impresión 3d*. Tecnología de los plásticos. <http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com.es/2013/02/impresion-3d.html>. (Ultimo acceso 26 de abril de 2016).
- 6 Hiemenz J. *La impresión 3d con FDM: ¿Cómo funciona?* Pixel sistemas S.L. [http://www.pixelsistemas.com/ficha\\_producto.php?buscador=16](http://www.pixelsistemas.com/ficha_producto.php?buscador=16) (ultimo acceso 23 de mayo de 2016).

7 <http://recreus.com/es/content/4-sobre-nosotros> .

8 Hellerich W, Harsch G, Haenle S. *Guía de materiales plásticos propiedades, ensayos y parámetros*. 1º edición. Barcelona. Hanser Editorial, S.L; 1989.

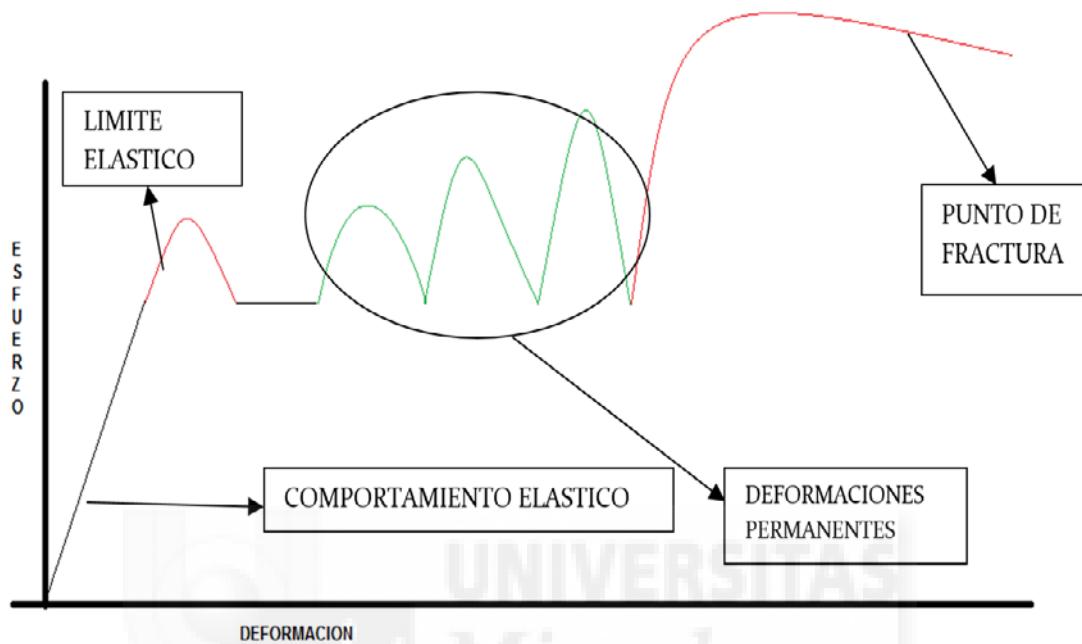
9 Kirby, KA. *Biomecánica del pie y la extremidad inferior: colección de una década de artículos de precisión intricast II*. Precision Intricast, Inc; 2002.

10 Mata A, Vega-baudit J, Montero M, Pereira R, Sáenz A. *Estudio biomecánico de materiales poliméricos para la fabricación de plantillas ortopédicas*. *Revista de tecnología ciencia y educación* 2001;16 (2): 69-76.

11 Jiménez R. *Materiales técnicos en ortopodología, visión práctica*. <http://cpsalud.com/galeria.html> (ultimo acceso 26 de abril de 2016).

## ANEXO 1. Gráficas e Imágenes

GRAFICA 1: curva tensión-deformación.



Imágen 2: ortesis plantar por elementos.



Imágen 3 y 4: ortesis plantar termoconformada.



Imágen 5: ortesis plantar mecanizada.



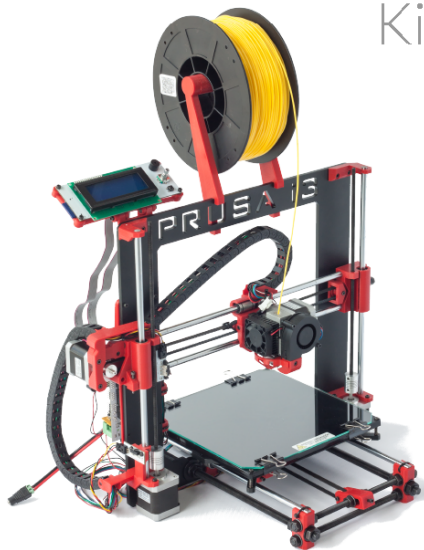




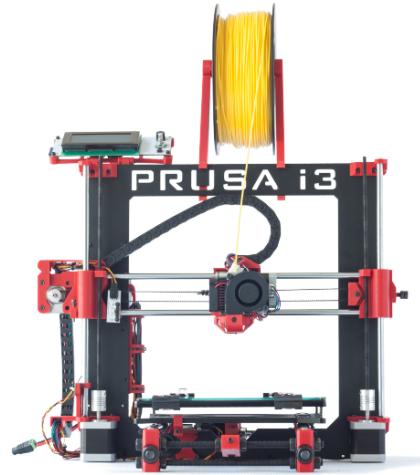
## ANEXO 4. Impresora 3D FDM

bq

Kit Prusa i3 Hephestos



## Kit Prusa i3 Hephestos



### CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS

Toda la electrónica de Prusa i3 HEPHESTOS ha sido probada y calibrada para asegurar su óptimo funcionamiento. Tanto los drivers como el firmware vienen preparados para que el usuario pueda comenzar a imprimir nada más terminar el montaje.

#### Dimensiones y peso

Dimensiones impresora: 460 x 370 x 510 mm (sin bobina PLA)  
460 x 370 x 583 mm (con bobina PLA)  
Dim. área de impresión: 215 x 210 x 180 mm  
Dimensiones caja: 408 x 425 x 233 mm  
Peso caja: 11 Kg

#### Resolución de capas

Muy alta: 60 micras  
Alta: 100 micras  
Medía: 200 micras  
Baja: 300 micras

#### Velocidad de impresión

Velocidad recomendada: 40-60 mm/s  
Velocidad máxima recomendada: 80-100 mm/s

#### Electrónica

Ramps 1.4  
Mega 2560  
Pantalla de LCD con encoder rotativo con pulsador para la navegación  
Base fría de cristal tamaño 220 x 220 x 3 mm  
Fuente de alimentación de 220 AC 12 DC 100W  
Termistores 100k en extrusor  
Cartucho calefactor 40W 12V

#### Mecánica General

Marco y base de aluminio pintado al polvo  
Barras de cromo duro para los carros X, Y, Z  
Rodamiento lineal de bolas LMBULU para X, Y, Z  
Rodamiento axial de bolas B623ZZ para las poleas X, Y  
Cadenas portacables Iguis  
Acoplamientos flexibles para las varillas roscadas del eje Z  
Sistema de nivelado de base de impresión con 4 puntos y amortiguación  
Sistema de cambio rápido de base de impresión con clips  
Ventiladores brushless axiales con rodamientos de bolas  
Piezas impresas en PLA

#### Mecánica Extrusor

Extrusor de diseño propio  
Boquilla de 0.4 mm para filamento de 1.75 mm  
Disipador de aletas con ventilador axial  
Tobera de refrigeración de pieza

#### Software

Firmware derivado de Marlin  
Entorno recomendado: Cura Software, slic3r, Repetier, Kisslicer  
Archivos admitidos: .gcode  
Sistemas operativos compatibles:  
Windows XP y superiores  
Mac OSX y superiores  
Linux

#### Comunicaciones

Lector de tarjetas SD  
Puerto USB tipo B

#### Seguridad

Extrusor protegido con pieza de diseño propio

#### Materiales de impresión

PLA, HIPS, FilaFlex entre otros

#### Contenido de la caja

6 guías de montaje  
Garantía  
Certificado de calidad



\*Imagen del dispositivo no contractual

Kit Prusa i3 Hephestos