

Facultade de Enfermaría e Podoloxía



## **TRABAJO DE FIN DE GRADO EN PODOLOGIA**

**Curso académico 2018 / 2019**

**ESTUDIO DE PROPIEDADES FÍSICAS DE MATERIALES EMPLEADOS PARA LA DESCARGA  
DE PRESIONES PLANTARES EN PIE DIABÉTICO.**

Andrea Silva Casais

**Director(es): Pedro Gil Manso y Ana María Díaz Díaz.**

## AGRADECIMIENTOS

Agradecer a mis tutores Pedro Gil y Ana María Díaz por haberme apoyado enormemente, estando siempre ahí cuando lo necesitaba, dedicándome todo el tiempo del mundo y más. Me habéis aportado los consejos necesarios para completar mi Trabajo de Fin de Grado, gracias por confiar en mi.

Me gustaría agradecer también al Grupo de Investigación de Propiedades térmicas y reológicas de materiales ya que sin ellos no tendría acceso al equipamiento para realizar los experimentos, por enseñarme a usar la máquina, abrirme vuestras puertas y hacerme sentir como una más, prestándome vuestra ayuda siempre que lo necesitaba.

Finalmente agradecer a mis padres y amigos por sus consejos, su comprensión, estando siempre para mi en cualquier momento.

Muchas gracias a todos.

## Índice

<b>1. RESUMEN ESTRUCTURADO.....</b>	<b>4</b>
<b>2. INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>7</b>
ANTECEDENTES .....	7
OBJETIVOS .....	10
<b>3. METODOLOGIA.....</b>	<b>10</b>
DISEÑO.....	10
AMBITO Y MUESTRA DE ESTUDIO.....	10
RECOGIDA DE DATOS .....	12
ESTABLECIMIENTO DE VARIABLES.....	17
ANALISIS DE DATOS .....	17
<b>4. RESULTADOS .....</b>	<b>21</b>
<b>5. DISCUSION .....</b>	<b>27</b>
<b>6. CONCLUSION .....</b>	<b>29</b>
<b>7. BIBLIOGRAFIA.....</b>	<b>30</b>
<b>8. ANEXOS.....</b>	<b>32</b>

# 1. RESUMEN ESTRUCTURADO

## INTRODUCCION

La diabetes mellitus se trata de una de las mayores epidemias del siglo XXI. Uno de los principales problemas que pueden padecer este tipo de pacientes se denomina pie diabético, aquellas personas que lo presentan junto con pérdida de sensibilidad y neuropatía motora, son más vulnerables a presentar zonas de hiperpresión en los pies, lo cual es el principal factor desencadenante de las úlceras de pie diabético.

Actualmente los podólogos disponen de una gran variedad de técnicas para hacer frente a las hiperpresiones plantares, entre ellas, los soportes plantares, así como de multitud de materiales para la confección de los mismos, cuyo fin, entre otros, consiste en realizar un reparto homogéneo de las presiones que soporta el pie durante la marcha, aliviando así la sintomatología dolorosa.

## OBJETIVOS

El objetivo de este estudio consiste en conocer el comportamiento viscoelástico y mecánico de los diferentes materiales empleados en las descargas de las presiones plantares del pie diabético, con el fin de elegir y emplear los materiales que mejor se adecuen al objetivo del tratamiento requerido por el profesional.

## METODOLOGIA

La muestra de materiales empleados fue de siete, tales como: fieltros de 3, 4 y 6 mm, porón, lunairmed, lunalastik, eva pelite, lunasoft y eva de alta densidad. Mediante los ensayos en compresión y dual cantilever con la máquina de análisis dinámico mecánico (DMA) se valoró el comportamiento de almacenamiento y pérdida de energía cuando los materiales son sometidos a diferentes frecuencias en un determinado periodo de tiempo.

## RESULTADOS

Según los resultados obtenidos, podemos decir que la familia de las Eva presenta un módulo de almacenamiento más alto que los fieltros. Dentro de ellas podemos destacar que el material que mayor módulo de almacenamiento de energía presenta es el Eva de alta densidad, seguida del Lunasoft, Eva pelite, Lunalastik y Lunairmed.

## **RESUMO**

### **INTRODUCCIÓN**

A diabetes mellitus trátase dunha das maiores epidemias do século XXI. Un dos problemas principais que poden padecer este tipo de pacientes denomínase pé diabético, aquelas persoas que o presentan xunto con perda de sensibilidade e neuropatía motora, son máis vulnerables a presentar zonas de hiperpresión nos pés, o cal é o principal factor desencadeante das úlceras de pé diabético.

Actualmente os podólogos dispoñen dunha gran variedade de técnicas para facer fronte ás presións plantares, entre elas, os soportes plantares, así como multitude de materiais para a confección dos mesmos, cuxo fin, entre outros, consiste en realizar un reparto homoxéneo das presións que soporta o pé durante a marcha, aliviando así a sintomatoloxía dolorosa.

### **OBJETIVOS**

O obxectivo deste estudo consiste en coñecer o comportamento viscoelástico e mecánico dos diferentes materiais empregados nas descargas das presións plantares do pé diabético, co fin de elixir e emplear os materiais que mellor se adecúen ó obxectivo do tratamento requerido polo profesional.

### **METODOLOXIA**

A mostra de materiais empregados foi de sete, tales como: fieltro de 3, 4 e 6 mm, porón, lunairmed, lunalastik, eva pelite, lunasoft e eva de alta densidade. Mediante os enayos en compresión e dual cantilever coa máquina de análise dinámico mecánico (DMA) valorouse o comportamento de almacenamento e perda de enerxía cando os materiais son sometidos a diferentes frecuencias nun determinado período de tempo.

### **RESULTADOS**

Según os resultados obtidos podemos dicir que a familia das Eva presenta un módulo e almacenamento máis alto que os fieltros. Dentro delas podemos destacar que o material que maior módulo de almacenamento de enerxía presenta é a Eva de alta densidade,, seguida do Lunasoft, Eva pelite, Lunalastik e Lunairmed.

## **SUMARY**

### **INTRODUCTION**

Diabetes mellitus is one of the biggest epidemics of the 21st century. One of the main problems that can suffer from this type of patients is called diabetic foot, those people who present it together with loss of sensation and motor neuropathy, are more vulnerable to presenting areas of hyperpressure in the feet, which is the main triggering factor of diabetic foot ulcers.

Currently, podiatrists have a wide variety of techniques to deal with plantar hyperpressions, including plantar supports, as well as a multitude of materials for making them, whose purpose, among others, is to make a homogeneous distribution of the pressures that the foot supports during the march, thus alleviating the painful symptomatology.

### **OBJECTIVES**

The objective of this study is to know the viscoelastic and mechanical behavior of the different materials used in the discharges of the plantar pressures of the diabetic foot, in order to choose and use the materials that best suit the objective of the treatment required by the professional.

### **METHODOLOGY**

The sample of materials used was seven, such as: felts of 3, 4 and 6 mm, poron, lunairmed, lunalastik, eva pelite, lunasoft and high density eva. By means of the compression and dual cantilever tests with the mechanical dynamic analysis machine (DMA), the storage and energy loss behavior was evaluated when the materials are subjected to different frequencies in a certain period of time.

### **RESULTS**

According to the results obtained, we can say that the Eva family has a higher storage module than the felts. Among them we can highlight that the material that has the highest energy storage module is the high density Eva, followed by Lunasoft, Eva pelite, Lunalastik and Lunairmed.

## 2. INTRODUCCIÓN

### ANTECEDENTES

La **diabetes mellitus (DM)** consiste en una compleja y heterogénea enfermedad metabólica caracterizada por altas concentraciones de glucosa en sangre, asociadas a un deterioro de la producción de la insulina (tipo 1) o de su acción (tipo 2) que resulta en una incapacidad del organismo para utilizar los nutrientes. (1)

La insulina es una hormona producida en el páncreas, requerida para transportar la glucosa desde la sangre al interior de las células del cuerpo donde es utilizada como energía. La falta, o ineficacia de la insulina en las personas con diabetes implica que la glucosa siga circulando por la sangre. Con el tiempo, altos niveles de glucosa en sangre (hiperglucemia) causan daño a muchos tejidos del cuerpo, dando lugar a enfermedades serias que afectan al corazón, los vasos sanguíneos, los ojos, los riñones y los nervios. Las personas con diabetes tienen un mayor riesgo de desarrollar infecciones.(2)

La diabetes es una de las mayores emergencias de salud del siglo XXI. Se estima que aproximadamente unos 415 millones de personas en el mundo tienen diabetes. Si estas tendencias continúan, en 2040 unos 642 millones de personas, o uno entre diez adultos, tendrá diabetes. Alrededor del 75% viven en países de renta medio/ baja, y el mayor aumento tendrá lugar en dichas regiones. (2)(3)

Cerca del 15% de los pacientes diabéticos presentarán al menos una úlcera en el pie o pierna a lo largo del transcurso de la enfermedad. La última complicación es la amputación, la cual en el 85% de los casos estará precedida por una úlcera, dando lugar entre el 40 y 60% de las amputaciones no traumáticas a nivel hospitalario. Un adecuado tratamiento de las úlceras puede reducir de forma importante dicha incidencia de amputaciones. (4)(3)

Uno de los principales problemas que puede sufrir este tipo de pacientes se denomina **síndrome del pie diabético**, considerado por la OMS como la presencia de infección, ulceración y/o gangrena de tejidos profundos del pie, asociada a neuropatía diabética y diferentes grados de enfermedad vascular periférica, resultados de la compleja interacción de diferentes factores inducidos por una hiperglucemia mantenida. (4)

Aquellas personas que presenten síndrome del pie diabético, pérdida de sensibilidad y neuropatía motora, son más vulnerables a presentar zonas de hiperpresión en los pies. (5)

La presión excesiva sobre los tejidos da lugar a un aplastamiento tisular entre la prominencia ósea y la superficie externa durante un periodo prolongado. Si existen altas presiones ejercidas sobre una zona concreta y durante un largo periodo de tiempo combinado con una pérdida de la sensibilidad, darán lugar a un proceso isquémico, que si no se descarga a tiempo, provocará la muerte celular y finalmente la necrosis, dando lugar a la aparición de hiperqueratosis, helomas y por último la ulceración de la zona.(6)

Resulta complicado cuantificar a partir de que presión puede llegar a producirse dicha úlcera, dado que son múltiples los factores que pueden influir como el peso del paciente, el calzado, la biomecánica del pie, el ejercicio físico realizado, etc.(5)

La **presión** se expresa en un cociente, donde el numerador es la fuerza (Newton) y el denominador es la unidad de superficie ( $\text{cm}^2$ ); es decir, la presión es la fuerza realizada por un cuerpo por unidad de área y perpendicular al plano de interés. Por lo tanto, una fuerza aplicada sobre un área pequeña producirá más presión que la misma aplicada sobre una superficie grande. La presión se mide en  $\text{N/m}^2$  o  $\text{cm}^2$ , Pascales o milímetros de mercurio (mmHg).(7)(8)

4/6/19 18:26:00La fuerza es un efecto que se realiza en un cuerpo debido a una influencia externa, el cual tiene una magnitud y una dirección, siendo esta capaz de mantener o alterar la posición del cuerpo. El Newton (N) es la unidad de la fuerza.(8)

Para disminuir la presión lo que hay que lograr es que el resultado de su cociente tienda a 0, para ello se deberá disminuir la fuerza aplicada o aumentar la superficie de apoyo, de manera que se produzca una redistribución de presiones, reduciendo así los picos de presión sobre determinados puntos en concreto.(8)

Este es uno de los objetivos de las ortesis plantares, conseguir darle apoyo a la zona que corresponde con el arco interno y con el arco externo, logrando un aumento de carga de contacto y por lo tanto una disminución de la presión parcial soportada por  $\text{cm}^2$ .(9)

La distribución de presiones en una persona al caminar va a depender del modo de caminar de la persona, de su biomecánica, su anatomía, la presencia de enfermedades, de trastornos y hasta de su psicología.(10)

Existen muchos estudios sobre la distribución de las presiones los cuales presentan valores muy distintos:

Si analizamos la presión normal del pie en estática y tratamos de averiguar cuál es la proporción del peso corporal que iría hacia el talón y cuál hacia el antepié, Morton nos dice que esta proporción es la misma en ambos lugares al 50%, sin embargo, Viladot, Padovani y Arcan, entre otros, dicen que existe una mayor carga en la zona del talón. La mayoría de los estudios coinciden en que la presión ejercida en el talón es mayor a la realizada en el resto del pie y que la zona externa del mediopié es la menos cargada. Con respecto a la zona del antepié, al realizar la carga, se produce un descenso del arco con apoyo de las cabezas de los 5 metatarsianos, cuya carga también ha sido muy debatida, debido a que Hughes et al. nos indican que en estática, el primer dedo apoya en un 97% de los sujetos del estudio, recibiendo mayor presión que el resto, sin embargo Rozeman et al. no diferencian la carga entre los diferentes dedos.(12)

Si analizamos la presión en carga, se puede decir que las zonas de presión son bastante parecidas a las encontradas en estática, con la diferencia que al realizar la marcha aparecen nuevas áreas de presión así como el aumento de la superficie de la zona central posterior de talón. Normalmente, se suele aceptar que la máxima presión es la soportada por el talón en su contacto inicial con el suelo, sin embargo, San Gil Sorbet et al. indican que la principal zona de apoyo es el antepié. Grundy et al. nos describen que la máxima presión también ocurre en el momento en el que contacta el borde lateral de las cabezas metatarsales. En ningún estudio se puede definir con exactitud la presión ejercida en el talón durante la marcha, debido a que existen valores muy variables. Con respecto a las presiones en la zona del antepié, Morton y Rozeman et al nos dicen que el primer metatarsiano es el que soporta más presión, seguido del segundo, aunque la mayoría de los autores describen que la mayor presión es la ejercida en segundo y tercer metatarsianos, alcanzándose en estos dos puntos entre el 60% y el 100% del valor total de presión, en el impacto de talón. Para la zona del mediopié, se puede decir que no presenta ningún papel importante en la transferencia de cargas del talón al antepié.(12)

Lo importante es que todos los autores concuerdan en que conforme va avanzando el peso del cuerpo a la zona central del talón y aumenta la superficie de apoyo, la presión se va reduciendo.(12)

Actualmente existen muy pocos artículos científicos en los que se exponga la relación existente entre las patologías que sufren los pacientes diabéticos en sus pies en relación a unos criterios de selección de materiales necesarios para realizar las ortesis de descarga a medida.

Este estudio pretende aportar información relevante acerca del comportamiento de los diferentes materiales seleccionados cuando estos son sometidos a diferentes fuerzas.

## OBJETIVOS

El objetivo de este estudio consiste en:

- Analizar el comportamiento de los principales materiales utilizados para la descarga del pie diabético en función de sus propiedades mecánicas y elásticas.
- Valorar si existe algún tipo de relación entre la capacidad de amortiguación y la dureza de un material.

## 3. METODOLOGIA

### DISEÑO

El diseño de investigación realizado se corresponde con un estudio experimental de carácter analítico y de secuencia temporal transversal.

Es un estudio experimental debido a que se manipulan las condiciones de la investigación y se evalúa el comportamiento de los materiales empleados para la descarga de las presiones plantares del pie diabético.

Es de carácter analítico ya que se intenta establecer relaciones de causa-efecto entre las distintas variables.

Es transversal, debido a que los datos de cada material se obtienen en un determinado momento en el tiempo.

### AMBITO Y MUESTRA DE ESTUDIO

Para la elaboración de este estudio se van a emplear distintos tipos de materiales:

#### 1. Material de ensayo:

- Fieltro de 3 mm de Fresco
- Fieltro de 4 mm de Fresco
- Fieltro de 6 mm de Fresco.
- Porón de 2 mm de Nora.
- LunairMed de 6 mm de Nora.
- Lunalastik de 7 mm de Nora.
- Lunasoft de 6 mm de Nora.

- Eva pelite de 5 mm de Nora.
- Eva de alta densidad de 5 mm de Nora.

## 2. Equipamiento e instrumentos de apoyo a la investigación:

- Sistema de ANALISIS MECÁNICO DINÁMICO DMA 2980. Geometrías (compression y dual cantilever)
- Software Thermal Advanced.
- Software Universal Analysis.
- Pie de rey.
- Durómetro.

Respecto a la selección de materiales se realiza una revisión acerca de los existentes en la industria y se seleccionan los más empleados en la práctica clínica relacionada con el pie diabético:

- **Fieltros:** están compuestos por poliéster, polietileno, lana, etc., presentan una película del adhesivo hipoalergénico. Comercialmente se presenta en diferentes grosores, de 1 hasta 10 mm.

Estos materiales deben ser cambiados cada 48-72 horas debido a que pierden su memoria de recuperación "elástica", quedándose apelmazados y desapareciendo su capacidad para realizar la descarga. La descarga se realiza aplicando el fieltro alrededor de la úlcera, mediante un diseño adaptado al tamaño, la localización y biomecánica del paciente. Es un tratamiento de inicio que permite valorar la evolución de la zona a descargar y al mismo tiempo permite que el paciente realice su vida diaria habitual con un calzado amplio. (8)(13)(14)

- **EVA:** material derivado del etil vinil acetato. Este material combina la flexibilidad que le proporciona su parte de caucho (acetato de vinilo) y la resistencia mecánica que le dan las poliolefinas (etileno). Existe una gran variedad de densidades desde 30 kg/m<sup>3</sup>, hasta 360 kg/m<sup>3</sup>, lo que hace que aumenten sus posibilidades de uso o aplicación. En cuanto a sus características técnicas es un material muy ligero, lavable y fácilmente adherirle y atóxico. La duración de las ortesis dependerá de la densidad. (15)

Algunos tipos de Eva son:

- Lunalastic
- Lunasoft

- Lunalastic
  - LunairMed
  - Eva Pelite
  - Eva de alta densidad
- **Porón:** plancha de poliuretano microcelular y espumas, empleado como elemento de descarga de altas presiones, amortiguador y de absorción de impactos. No se conoce ningún tipo de contraindicación respecto a este material. (15)

MATERIALES	ACRONIMO	CASA COMERCIAL	DUREZA	DENSIDAD	OTRAS PROPIEDADES
<b>FIELTRO ADHESIVO</b>	FA	Fresco	DIN 61200 W-S	0,16 g/cm <sup>3</sup>	
<b>LUNAIRMED</b>	LM	Nora	18° SHORE A	0,09 g/cm <sup>3</sup>	
<b>LUNALASTIK</b>	LL	Nora	25° SHORE A	0,23 g/cm <sup>3</sup>	Celdas cerradas
<b>EVA PELITE</b>	EP	Nora	35° SHORE A	0,13 g/cm <sup>3</sup>	Celdas cerradas
<b>LUNASOFT NORA</b>	LS	Nora	40° SHORE A	0,20 g/cm <sup>3</sup>	Celdas cerradas
<b>EVA ALTA DENSIDAD</b>	ED	Nora	60/65 SHORE A	0,3-0,34 g/cm <sup>3</sup>	Celdas cerradas

## RECOGIDA DE DATOS

El análisis de dichos materiales se va a realizar con la máquina DMA que se trata de un dispositivo mecánico que mide las propiedades de módulo (rigidez) y de amortiguación (disipación de energía) de los materiales, debido a que estos se deforman bajo tensión periódica. (16)(17)

Está diseñado para aplicar fuerza oscilatoria o una fuerza pulsante a una muestra a frecuencias controladas y analizar la respuesta para obtener datos del ángulo de fase o deformación. Dicha máquina caracteriza los materiales aplicando una tensión sinusoidal y

midiendo la deformación sinusoidal resultante. Estas mediciones aportan información cuantitativa y cualitativa sobre el rendimiento de los mismos. (16)

Como señales de entrada podemos destacar la deformación oscilatoria, la frecuencia controlada y la amplitud (tensión o deformación) y como Información de salida, el módulo de almacenamiento, el módulo de pérdidas y la tangente de delta.(18)

Primeramente, una oscilación (señal sinusoidal) es aplicada a la muestra (tensión, stress) causando una deformación al material, posteriormente se mide la respuesta del material (deformación, strain) y por último se mide el ángulo de fase (phase angle) o desfase entre la deformación aplicada y la respuesta.(17)(19)

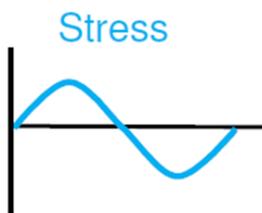


Ilustración 1: Stress

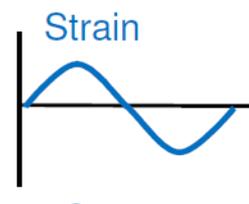


Ilustración 2: Strain

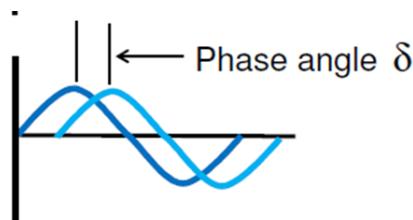


Ilustración 3: Phase angle

Los materiales a menudo se denominan sólidos o líquidos dependiendo de si conservan o no su forma bajo la fuerza de la gravedad. (18)

Un sólido ideal es un material puramente elástico. La elasticidad es una capacidad de los materiales para almacenar energía de deformación. Dicho material cambiará su forma cuando se deforme y recuperará su forma original cuando se retire la deformación. Toda la energía (tensión) aplicada al material, es absorbida por el material durante la deformación. Un ejemplo de material puramente elástico es un resorte de acero.(18)

No hay dependencia del tiempo en el comportamiento del material. Este comportamiento ideal está descrito en la Ley de Hooke en la que el estrés y la tensión están relacionadas a través de una constante proporcional llamada módulo.(18)

Por el contrario un líquido ideal, es un material que no tiene elasticidad, no es rígido sino que se ajusta a la forma de su recipiente. Cuando un fluido ideal se deforma cambia su forma y cuando se retira la deformación, no vuelve a su forma original, sino que permanece en su nueva forma deformada. Un ejemplo sería el agua.(18)

Podemos decir que si el material es puramente elástico (sólido) , la diferencia de fase entre la tensión y las ondas sinusoidales de tensión, será de cero grados, en cambio si el material es puramente viscoso (líquido) la diferencia de fase será de 90 grados. La mayoría de los materiales son viscoelásticos y por tanto exhiben una diferencia de fase entre esos extremos. Esta diferencia de fase, junto con las amplitudes de la tensión y las ondas de tensión, se utilizan para determinar una variedad de parámetros fundamentales del material, incluidos el almacenamiento (storage modulus) y el módulo de pérdida (loss modulus). (16)(19)

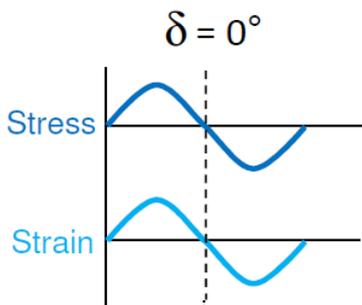


Ilustración 4: Desfase sólido

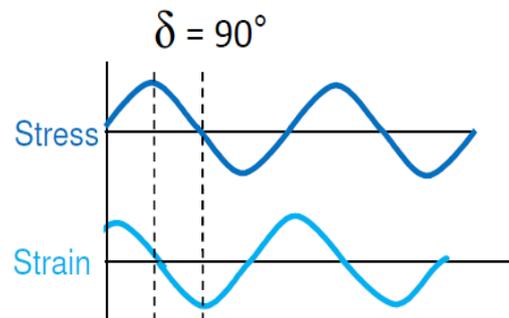


Ilustración 5: Desfase líquido

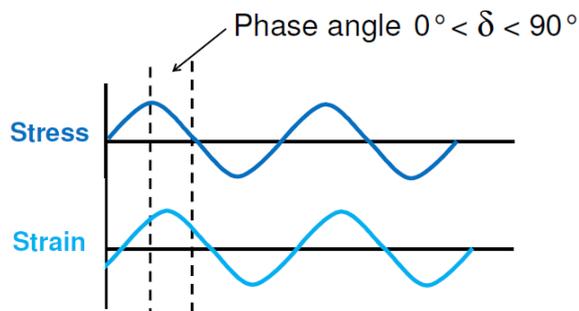


Ilustración 6: Desfase viscoelástico

El módulo se define como la relación de la tensión a la deformación. La tensión resultante generada en un material viscoelástico se puede usar para calcular el módulo complejo. Dicho módulo es una medida de la resistencia de los materiales a la deformación y abarca tanto las respuestas elásticas como las viscosas.(18)

El módulo elástico o módulo de almacenamiento (storage modulus) y el módulo viscoso o módulo de pérdida (loss modulus) pueden calcularse directamente a partir de la tensión elástica y viscosa respectivamente. (18)

Hay una serie de elementos que son básicos para el diseño y el rendimiento resultante de un DMA. Estos componentes son: (16)

- Motor de accionamiento: suministra la fuerza de deformación sinusoidal al material de la muestra.
- Soporte del eje de transmisión y sistema de guía: transfiere la fuerza del motor de accionamiento de las abrazaderas que sostienen la muestra.
- Sensor de desplazamiento: mide la deformación de la muestra que se produce bajo la fuerza aplicada.
- Sistema de control de temperatura: horno.
- Pinzas de la muestra.

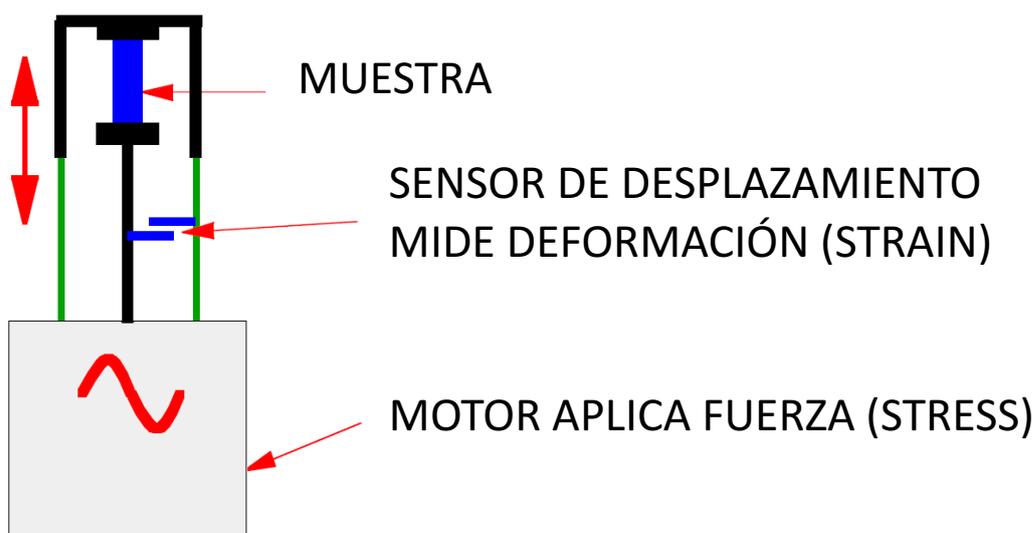


Ilustración 7: DMA



Ilustración 8: DMA

El analizador mecánico dinámico se trata del sistema más versátil y rentable disponible para caracterizar las propiedades viscoelásticas y mecánicas de los materiales termoplásticos, termoestables, elastómeros, cerámicos y metales. A partir de esta respuesta se pueden obtener datos como la viscosidad y la rigidez a partir de la recuperación de dicha muestra. Las características específicas que contribuyen a dicha versatilidad son: (16)(17)

- Múltiples modos de deformación, que permiten una mejor correlación de las diferentes propiedades medidas.
- Amplio rango de frecuencia, que facilita una evaluación más compleja del comportamiento reológico (estado de tensión y deformación) de un solo experimento. El rango de frecuencia es de 0,1 a 200 Hz.
- Fuerza estática (Static Force) y porcentaje de fuerza dinámica (ForceTrack). La evaluación mecánica dinámica en los modos de deformación de tensión, compresión y flexión en 3 puntos requiere que se aplique una fuerza estática al material. Esta fuerza estática (que se superpone a la Fuerza dinámica) puede ser constante o ajustarse automáticamente (ForceTrack) para compensar los cambios de módulo. El sistema ForceTrack permite que la Fuerza estática varíe continuamente como porcentaje de la Fuerza dinámica.

Además dicha máquina presenta múltiples modos de aplicación, que permite la simulación de una amplia variedad de situaciones de tiempo, de temperatura, fuerza y deformación de la muestra. Dichos modos son: (16)

- **Strain Sweep (Barrido de tensión):** La temperatura y la frecuencia se mantienen constantes mientras se mide la respuesta viscoelástica al cambio de amplitudes de

oscilación seleccionadas por el operador. Este modo se utiliza principalmente para determinar el rango de comportamiento viscoelástico lineal.

- **Stress/Strain (Tensión/Deformación):** La temperatura se mantiene isotérmica, mientras que la fuerza aumenta de manera constante. Este modo se utiliza para la generación de gráficos tensión/deformación.

Al aplicar una fuerza a un material, se obtiene una deformación de dicho material. La tensión (stress) es fuerza por unidad de área. Las unidades empleadas para expresarla son normalmente psi o pascales. (17)

- **Tan delta:** cociente establecido entre el módulo de pérdida de energía y el módulo de almacenamiento de la misma.

Según los distintos modos de deformación podemos diferenciar: (16)

- **Compresión:** En este modo, la muestra se coloca en una superficie plana fija y la fuerza se aplica mediante una placa superior oscilante. (FOTO). Se realiza mediante la aplicación de una Fuerza compresiva y la muestra se contrae a lo largo de la dirección de esfuerzo de la misma.(17)

La compresión es adecuada para materiales de módulo bajo a moderado (ejemplo espumas y elastómeros), siempre que el material tenga cierta elasticidad (es decir, fuerza de restauración cuando se comprime).

- **Dual cantilever:** La muestra se sujeta en ambos extremos y se flexiona en medio (voladizo doble). Los voladizos dobles son buenos modos de uso general para evaluar termoplásticos y materiales altamente amortiguadores.

## ESTABLECIMIENTO DE VARIABLES.

Con la DMA obtendremos datos acerca de:

- Módulo de almacenamiento de energía
- Módulo de pérdida de energía.

## ANÁLISIS DE DATOS

La muestra de estudio final está compuesta por un total de 7 materiales, dependiendo de datos como su grosor y dureza se han analizado empleando diferentes modalidades, así como diferentes geometrías en cada uno de ellos:

- **Ensayo de compresión:** materiales con un Shore A más bajo. La geometría que admite el DMA 2980 limita el grosor de las muestras a analizar. Así, se han preparado muestras con geometría circular.
- **Dual cantilever:** materiales con un Shore A más alto. La geometría que admite el DMA 2980 limita el grosor de las muestras a analizar. Así, se han preparado muestras con geometría rectangular.

En el **ensayo de Compresión** se han analizado los fieltros, Lunairmed y porón, a los cuales se empieza realizando un Strain Sweep con el objetivo de determinar la región viscoelástica lineal. Una vez tomado ese punto de amplitud de referencia se pasa a realizar un Frequency Sweep realizando un barrido de frecuencias de 0,1 a 150 Hz, con el objetivo de obtener el módulo de almacenamiento de energía y de pérdida del material.

En el **ensayo de Dual Cantilever**, se han analizado los materiales restantes, es decir, lunalastik, eva pelite, lunasoft y eva de alta densidad, repitiendo de nuevo el lunairmed para observar algún tipo de correlación. Igual que en el método anterior se ha realizado un Strain Sweep y posteriormente un Frequency Sweep de frecuencias de 0,5 a 150 Hz obteniendo igualmente el modo de almacenamiento de energía y de pérdida.

Otro dato que se ha sacado de estos experimentos es el valor de Tan delta, que consiste en el cociente realizado entre el valor del módulo de pérdida y el valor del módulo de almacenamiento de energía, realizando una media aritmética de los diferentes puntos de la gráfica se obtiene el valor de tan delta final.

La dureza de los materiales estudiados varía, siendo los valores mínimos 18 Shore A y los valores máximos 60 Shore A respectivamente.

El grosor de los materiales oscila entre 3 mm y 6 mm, siendo el grosor que más se ha utilizado el de 5 mm.

Todos los experimentos son repetidos varias veces en las mismas condiciones con el objetivo de comprobar que dicho análisis resulta reproducible y se obtienen valores semejantes.

MATERIAL	CLAMP	STRAIN	FREQUENCY SWEEP	TAN DELTA
<b>Filtro 3 mm</b>	Compresión	Pruebas : 1 Preload 0,01 Force Track:120	Pruebas: 1 Amplitud: 75 micras Preload: 0,02; Force Track: 120  Pruebas: 1 Amplitud: 75 micras Preload: 0,02 Force Track: 150  Pruebas: 1 Amplitud: 75; Preload: 0,02 Force Track: 175	○ 0,366964 ○ 0,3657 ○ 0,352075
<b>Filtro 6 mm</b>	Compresión	Pruebas: 2 Preload: 0,02 Force Track: 120  Pruebas: 2 Preload: 0,02 Force Track: 150	Pruebas: 4 Amplitud: 6,7 micras Preload: 0,02 Force Track: 150  Pruebas: 2 Amplitud: 6,7 micras Preload: 0,02 Force Track: 175	○ 0,3032 ○ 0,313133 ○ 0,324442 ○ 0,318492 ○ 0,304692
<b>Filtro 4 mm</b>	Compresión	Pruebas: 2 Preload: 0,02 Force Track: 120  Pruebas: 2 Preload: 0,02 Force Track: 150	Pruebas: 1 Amplitud: 6,7 micras Preload: 0,02 Force Track: 120  Pruebas: 1 Amplitud: 6,7 micras Preload: 0,02 Force Track: 150  Pruebas: 1 Amplitud: 6,7 micras Preload: 0,02 Force Track: 175	○ 0,2721 ○ 0,305008 ○ 0,287958
<b>Lunairmed</b>	Compresión	Pruebas: 2 Preload: 0,02 Force Track: 120  Pruebas: 2 Preload: 0,02 Force Track: 150	Pruebas: 2 Amplitud: 1,3 micras Preload: 0,02 Force Track: 120  Pruebas: 2 Amplitud 31 micras Preload: 0,02 Force Track: 150 y 120  Pruebas 2: Amplitud 500 micras Preload: 0,02 Force Track: 120 y 150	○ 0,19271 ○ 0,15428

MATERIAL	CLAMP	STRAIN	FREQUENCY SWEEP	TAN DELTA
<b>Lunairmed</b>	Dual cantilever	Pruebas: 1 Tomamos una amplitud de 20 y 200 micras	Pruebas: 2 Amplitud 20 micras	○ 0,089 ○ 0,086
<b>Lunasoft</b>	Dual cantilever	Pruebas: 1 Tomamos una amplitud de 50 micras	Pruebas: 3. Amplitud 50 micras	○ 0,137636 ○ 0,135245 ○ 0,1338
<b>Eva pelite</b>	Dual cantilever	Pruebas: 2 Tomamos una amplitud de 20, 50 y 80 micras.	Pruebas: 2 Amplitud de 20 micras.  Pruebas: 2 Amplitud de 50 micras.  Pruebas: 2 Amplitud de 80 micras.	○ 0,1738 ○ 0,162136 ○ 0,150436
<b>Lunalastik</b>	Dual cantilever	Pruebas: 3 Tomamos una amplitud de 50 micras	Pruebas: 2 Amplitud de 50 micras	○ 0,128527 ○ 0,114625
<b>Eva de alta densidad</b>	Dual cantilever	Pruebas: 2 Tomamos una amplitud de 20 y 50 micras	Pruebas: 1 Amplitud de 50 micras.  Puebas: 1 Amplitud de 20 micras	○ 0,121291 ○ 0,114327
<b>Porón</b>	Compresión	Imposible obtener datos significativos		

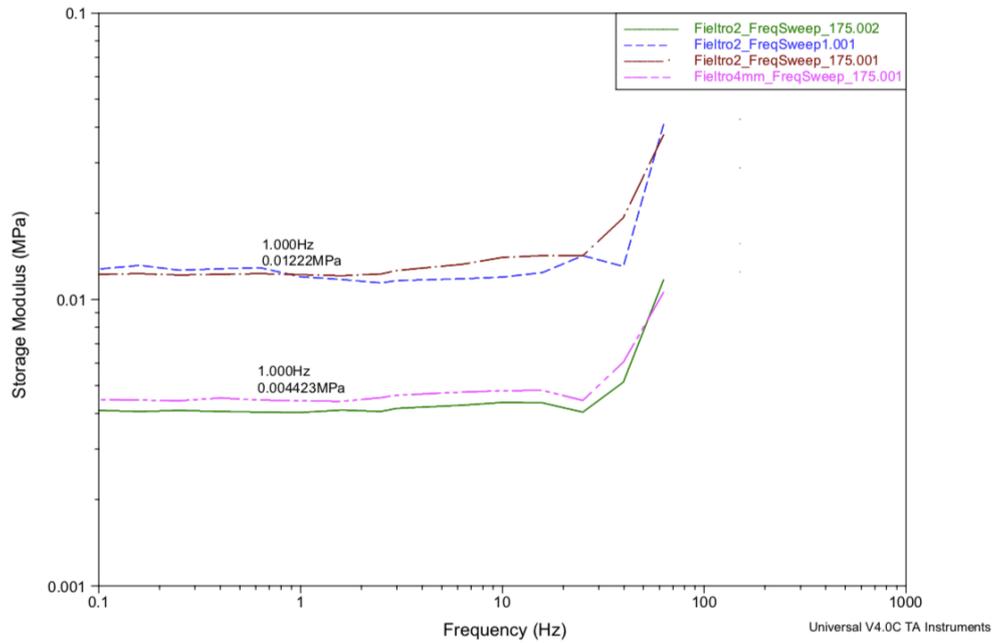
Tabla 1: pruebas realizadas

## 4. RESULTADOS

### *Módulo de almacenamiento de energía*

Una vez realizados todos los experimentos necesarios a cada uno de los materiales, se realizara una comparación del módulo de almacenamiento (storage modulus) para observar la correlación que existe entre ellos:

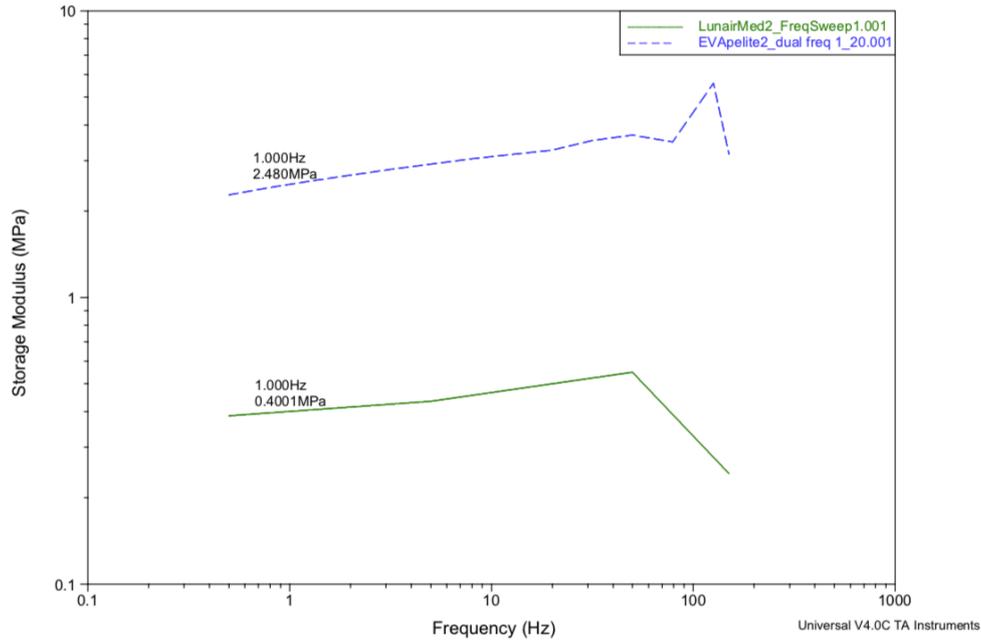
- Compresión: fieltro de 6 mm y fieltro de 4 mm.



Gráfica 1: compresión fieltro 4 y 6 mm

En dicha gráfica se puede observar como el fieltro de 6mm presenta un módulo de almacenamiento más alto con respecto al de 4mm, esto significa el material de mayor módulo se comporta de manera más sólida, es decir es un material más amortiguador.

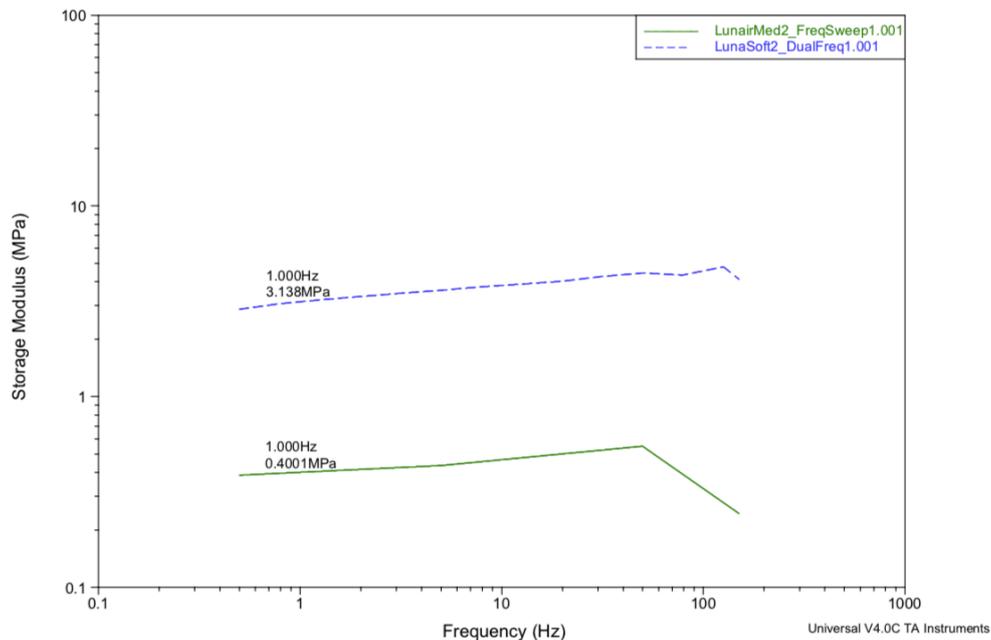
- Dual cantilever: Lunairmed y eva pelite.



Gráfica 2: Dual cantilever de Lunairmed y Eva pelite

Teniendo en cuenta datos como la diferente dureza de ambos materiales, Lunairmed (18 Shore A) y Eva pelite (35 Shore A) en dicha gráfica se puede observar que el módulo de almacenamiento de energía del Eva Pelite es mucho mayor que el del Lunairmed, concluyendo que dicho material cuando se le aplica un Hz de frecuencia se comporta de una forma mucho más sólida que el LunairMed.

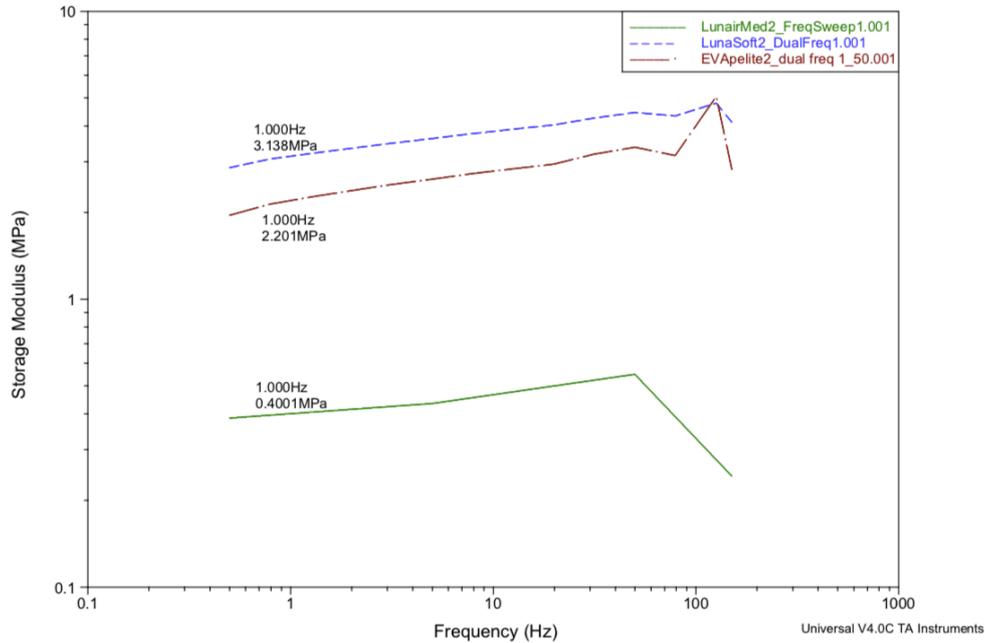
- Dual cantilever: Lunairmed y lunasoft.



Gráfica 3: Dual cantilever Lunairmed y Lunasoft

Con respecto al Lunairmed (18 Shore A) y Lunasoft (40 Shore A), podemos observar en la gráfica un mayor módulo de almacenamiento en el material más duro, en este caso el Lunasoft, resultando un material más sólido.

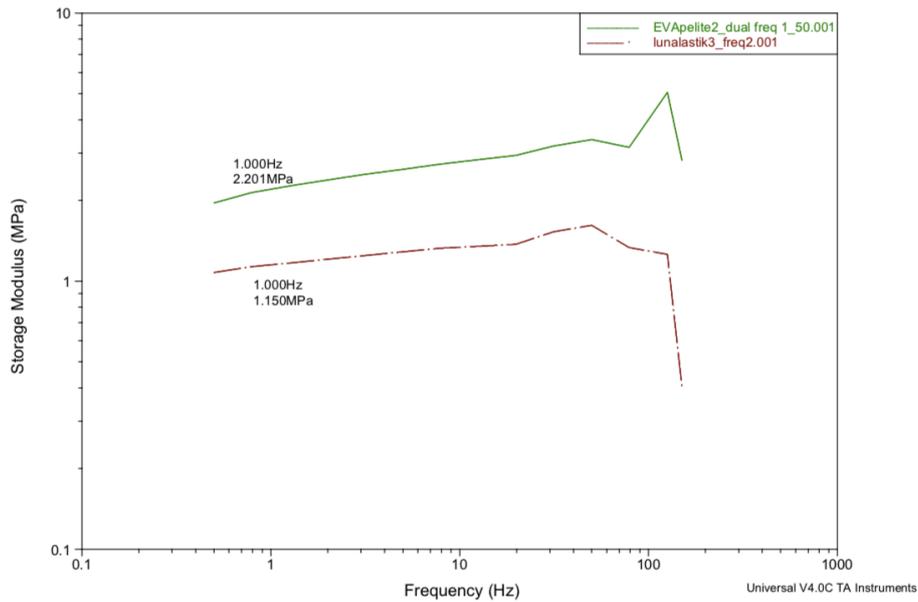
- Dual cantilever Lunasoft, Eva pelite y Lunairmed.



Gráfica 4: Dual cantilever Lunairmed, Lunasoft y Eva Pelite

Comparando los 3 materiales, podemos observar como el módulo de almacenamiento de energía del Lunairmed (18 Shore A) resulta estar bastante por debajo, respecto a los módulos del Eva pelite (35 Shore A) y el Lunasoft (40 Shore A), siendo este último el de mayor módulo comportándose como el material más sólido de los tres.

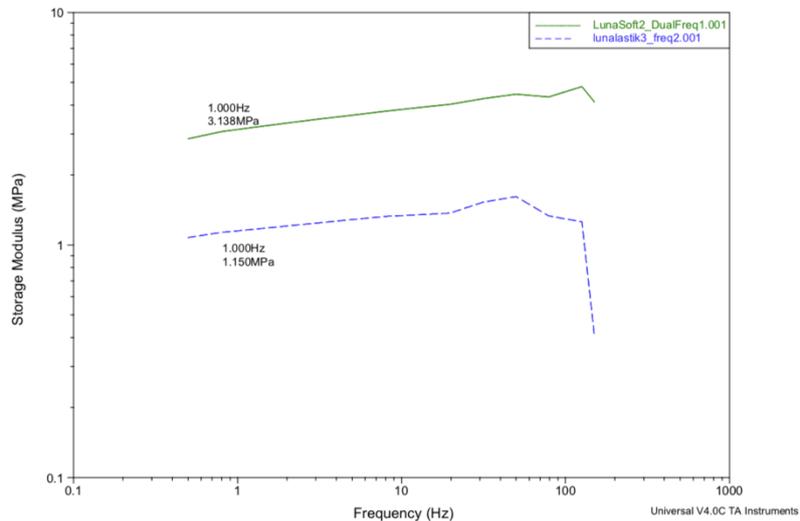
- Dual cantilever: lunalastik y eva pelite



Gráfica 5: Dual cantilever Lunalastik y Eva Pelite

Si comparamos el Lunalastik (25 SA) con el Eva Pelite (35 SA) podemos observar en la presente gráfica como el módulo de almacenamiento del Eva Pelite es superior al del lunalastik, por lo tanto se comporta como un material más sólido.

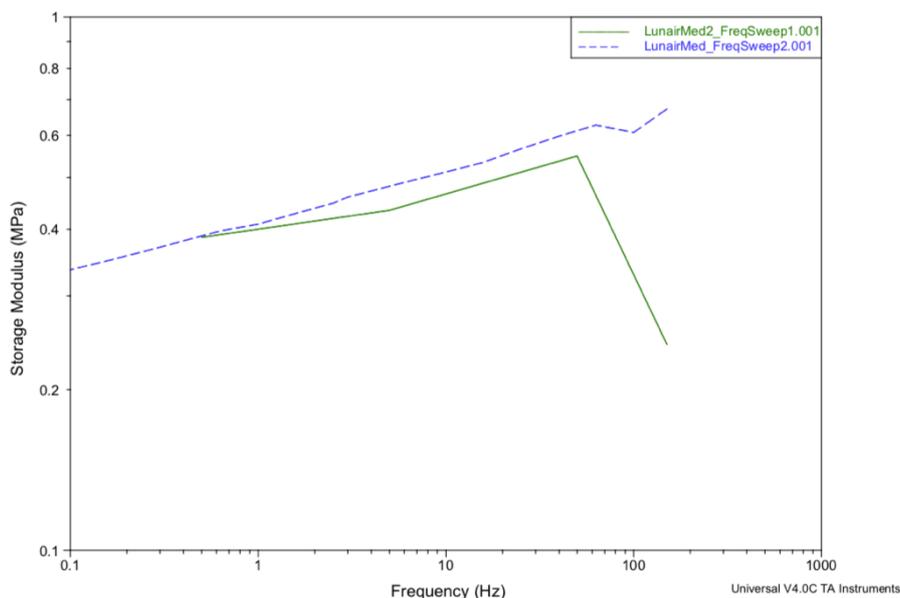
- Dual cantilever: Lunalastik y lunasoft.



Gráfica 6: Dual cantilever, Lunalastik y Lunasoft

En la siguiente gráfica podemos observar como el valor del módulo a un Hz del Lunasoft (30 Shore A) es 2 Mpa más elevado que el del lunalastik (25 Shore A), lo que significa que dicho material se comporta de una forma más sólida cuando se le aplican diferentes frecuencias.

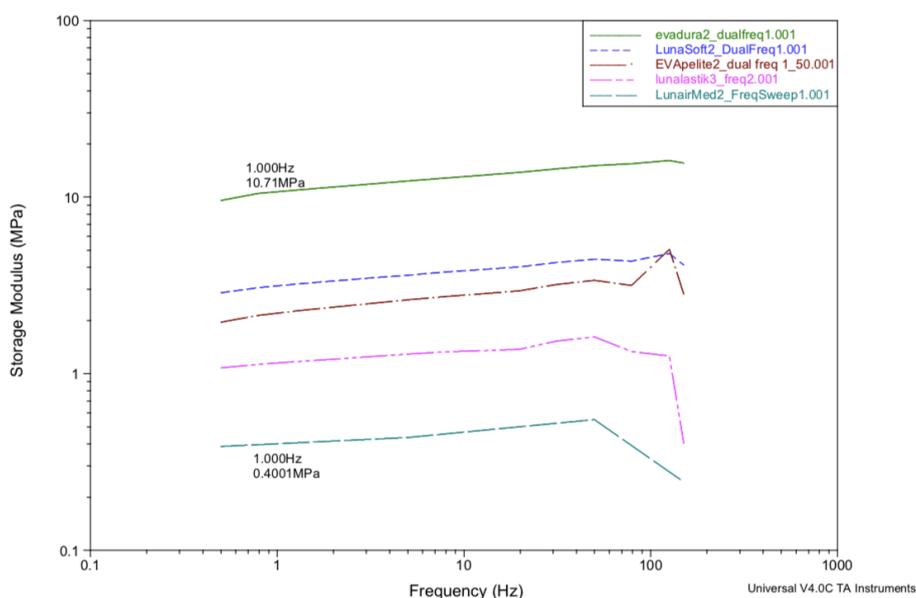
- Lunairmed en compresión y Lunairmed en dual cantilever.



Gráfica 7: Compresión y Dual cantilever Lunairmed

Comparando las respuestas del módulo de almacenamiento del Lunairmed en los dos experimentos realizados, podemos observar como tanto en una prueba como en la otra, presenta un valor y una tendencia de módulo de almacenamiento muy semejante.

- Dual cantilever de todos los materiales estudiados.



Gráfica 8: Dual cantilever materiales estudiados

Analizando finalmente todos los materiales en una misma gráfica, podemos observar que la tendencia del módulo aumenta en relación con la dureza del mismo, siendo el Lunairmed (18 SA) el que presenta el módulo más bajo, y el eva de alta densidad (60 SA) la que lo

presenta más alto, con una diferencia a un Hz de uno a otro de 10 Mpa. Pudiendo observar como al lunairmed (18 SA), le sigue el Lunalastik (25 SA), Eva pelite (35 SA), lunasoft (40SA) y eva de alta densidad (60 SA)

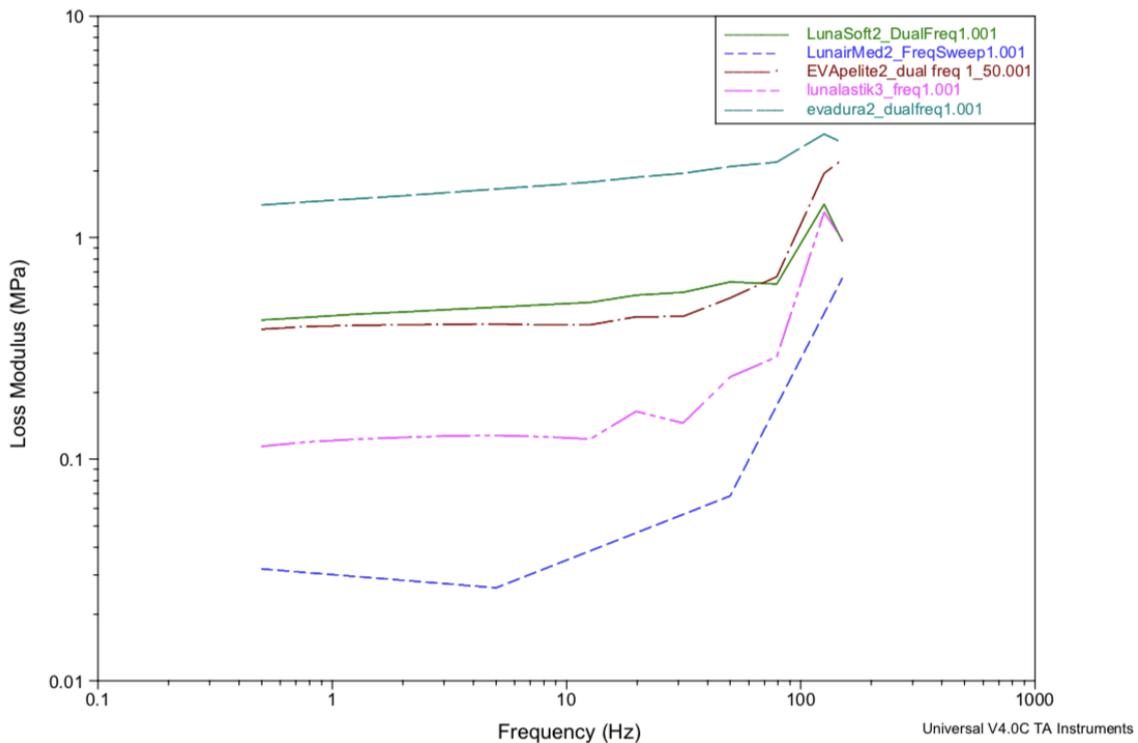
Con respecto al Porón trató de realizarse varias pruebas en compresión pero debido a que era demasiado blando y presentaba muy poco grosor, la máquina no era capaz de sujetar la muestra correctamente para analizarlo.

---

### *Módulo de pérdida*

---

Tras analizar el módulo de almacenamiento podemos observar en una misma gráfica el módulo de pérdida de todos los materiales anteriormente analizados:



Gráfica 9: Dual cantilever loss storage de todos los materiales estudiados

Podemos observar igualmente como la tendencia de dichos módulos aumenta con la dureza de los mismos, siendo el lunairmed (18SA) el más bajo, seguido del lunalastik (25 SA), eva pelite (35 SA), lunasoft (40SA) y eva de alta densidad (60 SA).

## 5. DISCUSION

Expósito en 2010 refiere existen cuatro fundamentos para alcanzar el éxito en un tratamiento ortopodológico: buen diagnóstico, buen diseño de la ortesis, tener una buena técnica de fabricación/adaptación y elegir los materiales más adecuados. Relacionado con la misma temática Nicolopoulos et al, relata que existe cierta controversia acerca de cual es el material más óptimo a la hora de realizar un tratamiento destacando la importancia de una buena elección de los materiales para la obtención del objetivo terapéutico tras realizar el diagnóstico. Esto significa que si el profesional opta por emplear un Lunairmed (Gráfica 4) para descargar la presión plantar en una persona con peso elevado y marchas con picos de presión altos, el material el cual presenta un módulo de almacenamiento de energía bajo no podrá tener la suficiente capacidad de deformación y recuperación para el siguiente paso, lo que significa que su función de amortiguar y descargar las presiones queda limitada. Para obtener los objetivos deseados es imprescindible conocer la patología, el perfil de marcha del paciente. las propiedades del material y grosor que vamos a emplear, así como la educación del paciente(20)(21)

Teniendo en cuenta la capacidad amortiguadora, cuando un objeto se encuentra en movimiento, en este caso el pie, cuando realiza la marcha interacciona con el suelo, donde hay un intercambio de energía entre ellos. El material en este caso realiza la función de interfaz entre el pie y el suelo. (22)

Desde el inicio de carrera hemos aprendido que los Eva son los materiales que mejor lo hacen, pero el hallazgo más destacado es que los más blandos tienen escasa capacidad para absorber energía (gráfica 8), lo que contradice la idea de ser buenos amortiguadores. Cuando se ejerce presión sobre un material blando se deforma a gran velocidad perdiendo su grosor inicial, a medida que aumentan las presiones, ya no puede deprimirse más y se vuelve más rígido perdiendo así su capacidad para absorber energía.

Este dato está relacionado con los hallazgos encontrados por Expósito en 2011, el cual observó que el Eva de menor densidad era el que se deprimía más fácil, siendo el eva de mayor dureza, el capaz de absorber más energía en el proceso de compresión y sin apenas deformarse. Por lo tanto concluye que los materiales que absorben mayor energía son aquellos que se comportan con mayor histéresis, siempre y cuando se busque la absorción del impacto(23)

Así los materiales tales como el Lunairmed, Lunalastik, y Eva pelite (gráfica 5) los cuales presentan un módulo de almacenamiento de energía bajo, se comportan como materiales menos sólidos respecto a materiales como el Lunasoft o Eva de alta densidad que al presentar un módulo más alto se comportan más como sólidos ideales, esto significa que al aplicarle la misma frecuencia, los más sólidos almacenan energía y al dejar de aplicarla, la devuelven volviendo a su forma original (gráfica 8)

## 6. CONCLUSION

Tras realizar diferentes experimentos a todos los materiales y obtener los diferentes resultados podemos concluir:

1. Los módulos de almacenamiento resultan ser más bajos en los fieltros que en las Eva.
2. La variación del grosor de los fieltros no debería influir en el cambio del módulo de almacenamiento, debido que al ser el mismo material y tener la misma composición, debería presentar módulos iguales.
3. Respecto a la familia de las Eva, el material que presenta mayor módulo de almacenamiento es el Eva de alta densidad, seguido del Lunasoft, Eva Pelite, Lunalastik y finalmente el Lunairmed.
4. La capacidad amortiguadora es mayor en aquellos materiales que tienen durezas medias/altas.
5. La contribución al valor total del módulo para la familia de evas es mayoritariamente debida al módulo de almacenamiento: los valores de módulo de pérdidas son en general de un orden de magnitud menor que los valores de módulo de almacenamiento. Así estos materiales se pueden considerar elásticos.

Finalmente, para investigaciones posteriores, podría estudiarse el material empleando diferentes técnicas y obteniendo otros valores diferentes, así como observando la variación de la temperatura.

Posteriormente, como futuras líneas de profundización en la caracterización de estos materiales, se podría analizar la respuesta de los materiales en un ensayo a la fluencia (creep recovery), para ver la velocidad de disminución de la deformación que se produce cuando se retira la carga después de una prolongada aplicación a temperatura constante; y realizar ensayos a tensión constante con variación de la temperatura para conocer este efecto sobre el mismo.

También sería importante obtener más datos acerca de la composición química de los materiales ya que es un dato relevante a la hora de analizar su comportamiento y así seguir aumentando la información que facilite la toma de decisiones terapéuticas en el proceso asistencial de podología.

## 7. BIBLIOGRAFIA

1. Crespo Valdés N, Rosales González E, González Fernández R, Crespo Mojena N, de Dios Hernández Beguiristain, Juan. Caracterización de la diabetes mellitus. Revista Cubana de Medicina General Integral 2003;19(4):0.
2. Han Cho N, Whiting D et al. ¿Qué es la diabetes?. International Diabetes Federation;2015. p. 21-28.
3. Martínez González I, De Diego Sierra D. Tratamiento de las úlceras del pie diabético mediante métodos de descarga. Revista Clínica de Medicina de Familia, vol. 1, núm. 2, octubre, 2005, pp.80-90
4. J Beneit Montesinos J.V. El Síndrome del "Pie Diabético": El modelo de la Clínica Podológica de la Universidad Complutense de Madrid. 2010;1-52
5. Lucha Fernández V., Palomar Llatas F. et al. Alivio de la presión en úlceras producidas por alteraciones biomecánicas en el pie diabético neuropático. Enfermería dermatológica. 2010. (10): 15-21.
6. Sawacha Z, Cristoferi G, Guarneri G, Corazza S, Don G, Denti P, et al. Characterizing multisegment foot kinematics during gait in diabetic foot patients. J Neuroeng Rehabil. 2009;6(1):1-11.
7. Rodriguez Palma, M; López Casanova, P; García Molina, P; Ibars Moncasi P. Superficies especiales para el manejo de la presión en prevención y tratamiento de las ulceras por presión. Serie Documentos Técnicos no XIII. [Internet]. 2011. 93 p. Disponible en: [https://gneaupp.info/wp-content/uploads/2014/12/65\\_pdf1.pdf](https://gneaupp.info/wp-content/uploads/2014/12/65_pdf1.pdf)
8. Gallego Estévez R, Camp Faulí A, Viel i Blasco C, Chaqués Salcedo N, Peñarrocha Fernández H. Alternativas para la descarga de la úlcera neuropática en el pie diabético. Avances en Biabetología. 2010;26(6): 457-462
9. García I, Zambudio R. Ortesis, calzado y prótesis. Tratado de pie diabético. Cap 10: 139-153
10. Yavuz M. American Society of Biomechanics Clinical Biomechanics Award 2012: Plantar shear stress distributions in diabetic patients with and without neuropathy. Clin Biomech. 2014;29(2):223-9.
12. Díaz CA, Torres A, Ramírez JI, García LF, Álvarez N. Descripción de un sistema para la medición de las presiones plantares por medio del procesamiento de imágenes. Fase I. Rev EIA [Internet]. 2006;6(ISSN 1794-1237):43-56. Disponible en:

<http://revista.eia.edu.co/articulos6/Articulo4.pdf>

13. Vila BE, Rocha Blasco B, Sanz de los Arcos MB et al. Tratamiento de las úlceras Neuropáticas con Descargas. *Revista Española de Podología*. 2008; XIX (4): 144-153.
14. 1. Pie U De, Clínica D, Instituto C, Valencia P. Características generales de las estrategias de descarga de presiones. *Av Diabetol*. 2010;26:457-62.
15. Gordillo Fernández A. Fabricación a medida de productos sanitarios ortopodológicos. Valencia, Generalitat Valenciana. 2006.
16. DMA 2980 Dynamic Analyzer DMA : The Technique DMA : The Theory DMA : Principles of Operation.
17. Menard K, Menard N. Dynamic Mechanical Analysis. *Encyclopedia of Analytical Chemistry*. 2017: 1-25
18. DMA 2980 Operator`s Manual- TA Instruments
19. Franck A. Nota técnica ' Viscoelasticity and dynamic mechanical testing, TA Instruments Germany.
20. Expósito, J. (2010). Nuevos elastómeros de caucho para fabricar ortesis plantares para depor- tista. *Podoscopio*, 1(4), 793-798.
21. Nicolopoulos, C.S., Black, J., & Anderson, E.G. (2000). Foot orthoses materials. *The Foot*, 10(1), 1-3.
22. Whittle, M. (1999). Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait & Posture*, 10(3), 264-275.
23. Expósito, J. (2011). Características mecánicas de nuevos cauchos de diseño, para ser aplicados en Ortopodología del deporte. *Podoscopio*, 1(51), 920-930.

## 8. ANEXOS

### ANEXO 1: FICHAS TÉCNICAS.

DE ACUERDO CON LA DIRECTIVA 93/42/CEE MODIFICADA POR LA DIRECTIVA  
2007/47/ CEE SOBRE PRODUCTOS SANITARIOS

# FICHA TÉCNICA DE PRODUCTO

PRODUCTO	FIELTRO
<b>NOMBRE COMERCIAL</b>	<b>FIELTRO ADHESIVO</b>
<b>REFERENCIA</b>	11.003.4 (2mm) - 11.003.5 (3 mm) – 11.003.6 (4 mm) 11.003.7 (5 mm) – 11.003.8 (8 mm) – 11.003.9 (10 mm)
<b>FABRICANTE</b>	NAKAMICHI GEL CORPORATION, S.L (3.307-PS)
<b>CLASIFICACIÓN</b>	Producto Sanitario CLASE I
<b>COMPOSICIÓN</b>	Fieltro: 50% lana, 50% viscosa. Adhesivo hipoalergénico con protector de papel siliconado.
<b>PRESENTACIÓN</b>	Se presenta en rollos de 1 x 0,30 m. Disponible en varios grosores: 2, 3, 4, 5, 8 y 10 mm. El grosor del adhesivo es de 0,1 mm. Color: blanco.
<b>ALMACENAR</b>	Proteger de la luz solar directa.
<b>APLICACIONES MÁS USUALES</b>	Se emplea como protector de heridas, rozaduras y callosidades en podología y ortopedia.
<b>MODO DE EMPLEO</b>	Abrir el rollo y cortar un trozo del tamaño adecuado a la herida. Quitar el papel adhesivo y colocar en la zona afectada.
<b>CONTRAINDICACIONES</b>	No se recomienda su uso en pacientes con alergia a alguno de sus componentes.
<b>OTRAS CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS</b>	Tejido de color blanco de densidad 160g/dm <sup>3</sup> y dureza DIN 61200 w-5. El adhesivo tiene una fuerza adhesiva de 25N/25 mm. y una resistencia a la temperatura de 10 a 100°C

Abril 2019

# FICHA TÉCNICA DE PRODUCTO

<b>PRODUCTO</b>	<b>PELITE</b>
<b>NOMBRE COMERCIAL</b>	<b>PELIFORM</b>
<b>REFERENCIA</b>	11.109.1-4
<b>COMPOSICIÓN</b>	Plancha de Etil Vinil Acetato (EVA)
<b>PRESENTACIÓN</b>	Grosor: 2, 3, 5 y 10 mm. Color: carne.
<b>ALMACENAR</b>	Proteger de la luz solar directa.
<b>APLICACIONES MÁS USUALES</b>	Confección de soportes plantares de todo tipo. Protección en ortesis como almohadillado interno.
<b>MODO DE EMPLEO</b>	Elegir el grosor adecuado, recortar, calentar y darle forma en molde. También se puede trabajar sin calor: cortar y pegar con cola de contacto.
<b>CONTRAINDICACIONES</b>	No se conoce ningún tipo de contraindicación en este producto.
<b>OTRAS CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS</b>	<p>Termoformable: 110° a 130° C</p> <p>Celdas: Cerradas</p> <p>Densidad: 130 Kg./m<sup>3</sup></p> <p>Dureza: 35° Shore A</p> <p>Alargamiento: 200%</p> <p>Compresión set (22h, 23°C, 25%):</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- ½ hora: 6%</li> <li>- 24 horas: 3%</li> </ul> <p>Absorción del agua (7 días). &lt;1,5% vol.</p> <p>Resistencia temperatura: -80 + 80°C</p> <p>Resistencia tracción: 1.700 KPa</p> <p>Resistencia compresión: deflexión</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- 10% 210 KPa</li> <li>- 25% 235 KPa</li> <li>- 50% 390 KPa</li> </ul> <p>Conductividad térmica: 0.061 W/mK</p>

Enero 2019

# FICHA TÉCNICA DE PRODUCTO

PRODUCTO	MATERIAL E.V.A.
<b>NOMBRE COMERCIAL</b>	<b>LUNAIRMED</b>
<b>REFERENCIA</b>	11.132.1 – 11.132.2
<b>COMPOSICIÓN</b>	ETIL VINIL ACETATO
<b>PRESENTACIÓN</b>	Planchas de 980x640mm. de superficie. Color: carne Disponibles en 2 grosores: 3mm – Ref. 11.132.1 6mm – Ref. 11.132.2
<b>ALMACENAR</b>	Proteger de la luz solar directa.
<b>APLICACIONES MÁS USUALES</b>	Fabricación y forrado de plantillas, almohadillado y absorciones de choque. Uso en prótesis blandas, pies delicados, reumatismos y diabetes.
<b>MODO DE EMPLEO</b>	Uso profesional debido a ser un material termoformable entre 110 y 130° C.
<b>CONTRAINDICACIONES</b>	Material testado y garantizado por el Instituto Fresenius, el cual garantiza que los componentes usados en color carne son perfectamente tolerados por la piel..
<b>OTRAS CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS</b>	Material termoformable de densidad 0.09g./cc y dureza Shore de 18°. Altamente elástico y blando, con una buena memoria elástica. Fácilmente lavable.

Mayo 2019

<b>PRODUCTO</b>	<b>LUNALASTIK</b>
<b>NOMBRE COMERCIAL</b>	<b>NORA LUNALASTIK</b>
<b>REFERENCIA</b>	11.134.1,2,3,11
<b>COMPOSICIÓN</b>	Plancha de Etil Vinil Acetato (EVA)
<b>PRESENTACIÓN</b>	Diferentes grosores: 2, 3, 4 y 6 mm. Color: carne. Dimensiones: 115 X 75mm
<b>ALMACENAR</b>	Proteger de la luz solar directa.
<b>APLICACIONES MÁS USUALES</b>	Confección de soportes plantares de todo tipo. Protección en ortesis como almohadillado interno.
<b>MODO DE EMPLEO</b>	Elegir el grosor adecuado, recortar, calentar y darle forma en molde. También se puede trabajar sin calor: cortar y pegar con cola de contacto.
<b>OTRAS CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS</b>	Termoformable: 110° a 130° C Celdas: Cerradas Peso Específico: 0.23 g./cm <sup>3</sup> Dureza: 25° Shore A Perforado: No Marca: Nora

Julio de 2018.

# FICHA TÉCNICA DE PRODUCTO

<b>PRODUCTO</b>	<b>Plancha EVA</b>
<b>NOMBRE COMERCIAL</b>	<b>EVA DUR CACAO</b>
<b>REFERENCIA</b>	11.135.20-22
<b>COMPOSICION</b>	E.V.A. (ETIL VINIL ACETATO)
<b>PRESENTACION</b>	Color: marrón Grosor: Ref. 11.135.20 (3 mm) Ref 11.135.21 (5 mm) Ref. 11.135.22 (10 mm) Dimensiones: 80 x 85 cm
<b>ALMACENAR</b>	Proteger de la luz solar directa.
<b>APLICACIONES MAS USUALES</b>	EVA de gran dureza, pero ligero. Ideal para cuñas y topes.
<b>MODO DE EMPLEO</b>	Termoformable: 100 – 130°C
<b>CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS</b>	Celda cerrada

ENSAYO	MÉTODO	RESULTADO	UNIDAD DE MEDIDA
DENSIDAD	UNE - 53526 -70	0.300-0.340	g/cm <sup>3</sup>
DUREZA		60/65	°Shore A
ABRASIÓN	UNE – 53527-91	120-130	Pérdida en mm <sup>3</sup>
RESISTENCIA AL DESGARRO	UNE – 53516-83	4.10-4.30	N/mm
ALARGAMIENTO A LA ROTURA	UNE -53510 halterio 2	100-120	%
RESISTENCIA A LA TRACCIÓN	UNE – 53510 halterio 2	4.90-5.20	N/mm <sup>2</sup>
CAMPO DE TEMPERATURA CONSTANTE			-10°C - + 70°C

Marzo 2018

<b>PRODUCTO</b>	<b>LUNASOFT</b>			
<b>NOMBRE COMERCIAL</b>	<b>LUNASOFT SL NORA</b>			
<b>PRESENTACIÓN</b>	<b>REFERENCIA</b>	<b>DIMENSIONES</b>	<b>ESPESOR</b>	<b>COLOR</b>
	11.133.53	<b>114x74</b>	2 mm	Negro
	11.133.54	<b>114x75</b>	3 mm	Negro
	11.133.55	<b>114x76</b>	4 mm	Negro
	11.133.50	<b>114x74</b>	2 mm	Gris
	11.133.51	<b>114x75</b>	3 mm	Gris
	11.133.52	<b>114x76</b>	4 mm	Gris
	11.133.28	<b>128x89</b>	2 mm	Azul
	11.133.29	<b>128x89</b>	3 mm	Azul
	11.133.30	<b>128x89</b>	4 mm	Azul
	11.133.43	<b>128x89</b>	2 mm	Lima
	11.133.44	<b>128x89</b>	3 mm	Lima
	11.133.45	<b>128x89</b>	4 mm	Lima
	<b>COMPOSICIÓN</b>	Plancha de Etil Vinil Acetato (EVA)		
<b>ALMACENAR</b>	Proteger de la luz solar directa.			
<b>APLICACIONES MÁS USUALES</b>	Confección de soportes plantares de todo tipo. Protección en ortesis como almohadillado interno. Material para cuñas y posteados en la confección de plantillas			
<b>MODO DE EMPLEO</b>	Elegir el grosor adecuado, recortar, calentar y darle forma en molde. También se puede trabajar sin calor: cortar y pegar con cola de contacto.			
<b>OTRAS CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS</b>	Termoformable: 110° a 130° C Celdas: Cerradas Peso Específico: 0.20 g./cm <sup>3</sup> Dureza: 40° Shore A			

Enero 2018