

Tesis Doctoral

**“Comportamiento de los
Materiales de Descarga”**



Manuel Pabón Carrasco
Sevilla 2015



UNIVERSIDAD DE SEVILLA

Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología

Departamento de Podología

Comportamiento de los materiales de descarga

Tesis Doctoral



Tesis presentada por D. Manuel Pabón Carrasco para optar al grado de Doctor por la Universidad de Sevilla, dirigida por los Doctores

D. José María Juárez Jiménez y Dña. María Reina Bueno.

Sevilla, a 12 de Mayo de dos mil quince.

Los directores,

Dr. D. José María Juárez Jiménez

Dra. Dña. María Reina Bueno

Doctorando,

D. Manuel Pabón Carrasco



Dpto. de Podología

Dr. D. JOSÉ MARÍA JUÁREZ JIMÉNEZ, Profesor Colaborador Doctor adscrito al Departamento de Podología de la Universidad de Sevilla, y Dra. Dña. MARÍA REINA BUENO, Profesora Sustituta Interina adscrita al Departamento de Podología de la Universidad de Sevilla,

HACEN CONSTAR:

Que D. Manuel Pabón Carrasco ha realizado, bajo su dirección y coordinación, la tesis titulada:

“Comportamiento de los materiales de descarga”

para optar al grado de Doctor por la Universidad de Sevilla, y que dicho trabajo reúne las condiciones necesarias para ser sometido a la lectura y discusión ante el Tribunal.

Sevilla, a 12 de Mayo de dos mil quince.

Los Directores,

Fdo. Dr. D. José María Juárez Jiménez

Fdo. Dra. Dña. María Reina Bueno

Agradecimientos

A mi tutor, Dr. D. José María Juárez Jiménez, por ayudarme desde los inicios de mi etapa investigadora, allá en el 2012, dedicando su tiempo y saber a este proyecto, logrando que llegara a buen puerto.

A mi tutora de tesis, Dra. Dña. María Reina Bueno, por su ilusión en este proyecto y por su constante trabajo realizando correcciones en sus horas libres, que han constituido un inestimable apoyo en el duro y difícil camino hasta su conclusión.

Al catedrático del Departamento de Ingeniería de Materiales, Dr. D. Jaime Domínguez Abascal, por permitirme disponer del laboratorio de experimentación de materiales y contar con la ayuda de miembros de su equipo para realizar los pertinentes ensayos; así como por su asesoramiento en la comprensión de conceptos físicos indispensables para la elaboración y redacción de esta tesis.

A Dña. Mercedes Fernández Morales, Licenciada en Ingeniería del Dpto. De Ingeniería Mecánica y Fabricación, por dedicarme su tiempo en la explicación del funcionamiento del dispositivo y la realización de los ensayos de este proyecto.

A D. Fernando Jesús Claros Pardo, Licenciado en Matemáticas, que me ha ayudado en las tareas de programación, formulación y cálculos matemáticos.

A D. Juan Luís García Méndez , Licenciado en Ingeniería Industrial, D. Manuel Barrero Marchena, Licenciado en Química y D. Enrique del Pozo Polidoro, Licenciado en Ingeniería Industrial, por su ayuda en la comprensión de los resultados obtenidos y su extrapolación a términos más asequibles al campo sanitario.

A D. Juan Agustín Martín y al Dr. D. Gabriel Domínguez por proporcionarme documentación relacionada con el proyecto de tesis.

A D. José María Pabón Jaén por la maquetación y diseño de imágenes.

Al Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla por facilitarme el uso de sus instalaciones, dispositivos de diagnóstico y los materiales del estudio.

A mi familia y amigos por su apoyo y ánimo en todo momento. Especialmente a mi padre, Manuel Joaquín Pabón Jaén por su entrega en este proyecto.

*Después de escalar una montaña muy alta,
descubrimos que hay muchas otras montañas por escalar
(Nelson Mandela).*

Índice



Índice

1. Introducción	1
1.1 Problema de investigación	3
1.2 Justificación	4
2. Marco teórico	5
2.1 El pie como estructura	7
2.2 Concepto de presión	7
2.2.1 Concepto de sobrecarga	8
2.2.2 Medición de la presión	8
2.3 Baropodometría	8
2.3.1 Valores de presión normal y distribución de la cargas en el antepié.....	9
2.3.2 Factores que influyen en las presiones plantares.....	12
2.3.3 Localización de fuerzas y distribución.....	17
2.4 Metatarsalgias	18
2.5 Concepto de amortiguación	20
2.5.1 Capacidad amortiguación	20
2.5.2 Almohadilla grasa plantar	20
2.6 Concepto de descarga	21
2.6.1 Características ideales de los materiales de descarga	22
2.6.2 Estrategias de descarga	22
2.6.3 Ortesis plantares personalizadas	22
2.6.4 Ortesis de silicona.....	28
2.6.5 Descargas “temporales”.....	29
2.7 Materiales	30
2.7.1 Propiedades físicas de los materiales técnicos	30
2.7.2 Comportamiento de los materiales	33
2.7.3 Concepto de Polímero	38
2.7.4 Clasificación de los materiales poliméricos.....	38
2.7.5 Tipo de materiales.....	40
2.8 Antecedentes y estado actual del problema.....	44
3. Objetivos	47
3.1 Objetivos principales	49
3.2 Objetivos secundarios.....	49
4. Hipótesis	51

4.1	Hipótesis de investigación.....	53
4.2	Hipótesis nula	53
5.	Material y método	55
5.1	Material.....	57
5.2	Tipo de diseño	58
5.3	Variable de estudio	59
5.4	Características generales de la muestra.....	59
5.5	Criterios de inclusión y exclusión	59
5.6	Métodos de registros de las variables y descripción de los instrumentos de medida utilizados	60
5.7	Protocolo aplicado en el trabajo de campo	63
5.7.1	Ensayos materiales.....	63
5.7.2	Confección de los ensayos. Determinación de la fuerza.....	64
5.7.3	Estudio en estática.....	65
5.7.4	Valoración en dinámica.....	66
5.7.5	Valoración del desgaste.....	66
5.8	Selección de los materiales	67
5.9	Análisis Estadístico	67
5.9.1	Análisis exploratorio de datos.....	69
5.9.2	Análisis descriptivo.....	70
5.9.3	Análisis inferencial.....	70
6.	Resultados	71
6.1	Estadística descriptiva.....	73
6.2	Estadística inferencial	93
7.	Discusión	109
7.1	Comportamiento de los materiales	111
7.2	Comportamiento por familias	113
7.2.1	Espuma de Polietileno Roval foam®	113
7.2.2	EVA corcho	113
7.2.3	Espuma de poliuretano.....	114
7.2.4	Etil vinil acetato	114
7.2.5	Combinados doble capa y triple capa	115
7.3	La dureza como parámetro descriptivo de los materiales	117
7.4	Repercusiones de materiales no lineales.....	118

7.5	Capacidad amortiguadora.....	119
7.6	Aplicación clínica: ¿Descargar o Amortiguar?	122
7.7	Desgaste.....	124
7.8	Confección empírica de las ortesis.....	126
7.9	Controversia en los materiales.....	127
7.10	Limitaciones	128
7.11	Prospectivas	129
7.12	Aplicaciones prácticas del estudio.....	129
8.	Conclusiones.....	131
9.	Resumen.....	135
9.1	Introducción.....	137
9.2	Objetivos	137
9.3	Metodología	137
9.4	Resultados.....	137
10.	Bibliografía	139
11.	Anexos	163
11.1	Anexo I Protocolo de puntuación IPAQ	165
11.2	Anexo II Abreviaturas	166
11.3	Anexo III Fichas técnicas.....	167

Índice de gráficos

Gráfico 1	Comportamiento en estática y dinámica de espuma de látex	68
Gráfico 2	Comportamiento en estática y dinámica de material látex-lana	69
Gráfico 3	Ensayo de dinámica: desglose en cadencia de marcha	79
Gráfico 4	Comportamiento en estática y dinámica de muestra Roval foam®	79
Gráfico 5	Comportamiento en estática y dinámica de muestra de EVA	80
Gráfico 6	Comportamiento en estática y dinámica de muestra poliuretano	81
Gráfico 7	Comportamiento en estática y dinámica muestra EVA	82
Gráfico 8	Comportamiento en estática y dinámica de combinados de doble capa de poliuretano y EVA	83
Gráfico 9	Comportamiento en dinámica de un mismo material ensayado por las dos caras de la que está compuesta: EVA + Poliuretano	84
Gráfico 10	Comparación de la disposición del material de triple capa: Forro de EVA + Poliuretano + EVA duro	85
Gráfico 11	Picos de presiones en dinámica, material poliuretano	85
Gráfico 12	Área de disipación de la fuerza de los materiales de estudio	86
Gráfico 13	Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, espuma polietileno 5 mm 36,5 SA	87
Gráfico 14	Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, EVA 3 mm 39,4 SA.	88
Gráfico 15	Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, poliuretano 18 SA 5 mm	88
Gráfico 16	Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, EVA 45 SA 5 mm	89
Gráfico 17	Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, espuma polietileno 3 mm 36,5 SA.	89
Gráfico 18	Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, EVA 41 SA 4 mm	90
Gráfico 19	Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, combinado EVA + Poliuretano azul 6 mm	90
Gráfico 20	Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, combinado EVA + Poliuretano alta memoria 6 mm	91
Gráfico 21	Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, forro EVA + Poliuretano + EVA 3 duro 6 mm.	91
Gráfico 22	Progresión del desgaste durante 20 ciclos	92

Índice de tablas

1	Resumen de la distribución de presiones en el antepié normal	11
2	Resumen del comportamiento mecánico	37
3	Relación de pérdida de grosores en función de la fuerza ejercida y grosor total perdido	74
4	Valores dispersión, desviación típica, percentiles 25/75, mínimos y máximos para determinar diferencias entre la pérdida de grosor /Fuerza aplicada	75
5	Pérdidas de grosor en función de la cadencia de la marcha	75
6	Relación entre la cadencia de la marcha y la rigidez del material (módulo de Young N/mm)	76
7	Valores dispersión, desviación típica, percentiles 25/75, mínimos y máximos para determinar diferencias entre la pérdida de grosor en cada cadencia /Fuerza aplicada	78
8	Comparativa de grosores totales entre estática y dinámica	78
9	Relación de materiales con su grosor/dureza /área disipar fuerzas	86
10	Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk para rigidez en estática	93
11	Test Friedman para la diferencia de rigidez en diferentes presiones en estática	93
12	Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk para el grosor en estática	93
13	Test Friedman para la pérdida de grosor en diferentes presiones en estática	94
14	Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk para la rigidez en dinámica	94
15	Test Friedman para los módulos de Young en diferentes presiones en dinámica	95
16	Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk para la rigidez en dinámica	95
17	Test Friedman para valorar la pérdida de grosor en diferentes cadencia en dinámica	95
18	Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk grosor máximo en estática y dinámica	96
19	Test T de Student para muestra relacionadas entre grosor final perdido en Dinámica- Estática	96
20	Diferencias de grosor en estática y dinámica	96
21	Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk para el grosor y la presión a los 815-540 y 270 Newton estática y dinámica	98
22	Test T de student para muestras relacionadas entre grosor y la presión a los 815-540 y 270 Newton en Dinámica- Estática	98
23	Pruebas de normalidad en la familia Rovalfoam® módulo de Young	99
24	Test Friedman para valorar si hay diferencia significativa entre la familia de Rovalfoam® en dinámica	99
25	Prueba de normalidad de la familia de Rovalfoam® en función grosor	99
26	Test Friedman comparativa del grosor de los materiales de Rovalfoam® en dinámica	100

27	Prueba de normalidad en función del módulo de Young en la familia EVA corcho	100
28	Test t de Student y nivel de relación entre los materiales EVA corcho	100
29	Pruebas de normalidad en la familia EVA corcho en función del grosor	101
30	Test Wilcoxon para la pérdida de grosor dentro de la familia EVA corcho en dinámica	101
31	Prueba de normalidad EVA en función del módulo de Young	101
32	Test Friedman para valorar si hay diferencia significativa en relación a la rigidez en cada cadencia entre la familia de EVA en dinámica	102
33	Prueba de normalidad EVA en función del grosor	102
34	Test t de Student para muestra relacionada en la familia del EVA relacionada con la pérdida de grosor	102
35	Prueba de normalidad de la familia de poliuretano en función al módulo de Young	104
36	Test t de Student para muestras relacionadas comparativa del grosor de los materiales de poliuretano en dinámica	104
37	Prueba de normalidad familia poliuretano en función del grosor perdido	105
38	Test t de Student para muestras relacionadas comparativa del grosor de los materiales de poliuretano en dinámica	105
39	Prueba de normalidad de los materiales de doble capa en función del módulo de Young	105
40	Test Wilcoxon para la pérdida de grosor dentro del combinado dos capas de EVA con poliuretano en dinámica	106
41	Prueba de normalidad de los materiales de triple capa en función del módulo de Young	106
42	Test Wilcoxon para la pérdida de grosor dentro del combinado tres capas de EVA con poliuretano en dinámica	106
43	Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk en el grosor total y la dureza	106
44	Test de Correlación de Pearson para las variables grosor total en dinámica y dureza de los materiales	107
45	Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk en capacidad amortiguadora y la dureza	107
46	Test de Correlación de Pearson para las variables capacidad amortiguadora y dureza de los materiales	107

Índice de figuras

Figura 1	Presiones plantares	8
Figura 2	Velocidad de la marcha	13
Figura 3	Relación de las presiones con el aumento de tacón	14
Figura 4	Cambios posturales asociados al envejecimiento	15
Figura 5	Fuerza de reacción del suelo durante el ciclo marcha	17
Figura 6	Apoyos digitales.....	25
Figura 7	Apoyo antecapital.....	26
Figura 8	Apoyo subdigital.....	26
Figura 9	Descarga selectiva con uso de materiales de diferente densidad	27
Figura 10	Cresta subdigital de silicona	28
Figura 11	Descarga temporal de lana peinada	29
Figura 12	Relación del tipo de deformación en función del esfuerzo	31
Figura 13	Medición del Shore A	32
Figura 14	Comportamiento elástico	34
Figura 15	Comportamiento viscoso	35
Figura 16	Espuma de látex	40
Figura 17	Espuma de poliuretano	41
Figura 18	EVA	42
Figura 19	EVA corcho	43
Figura 20	Espuma de polietileno Rovalfoam®	43
Figura 21	Descargas autoadaptables funcionales.....	44
Figura 22	MTS Bionix 858 ®	60
Figura 23	Componentes MTS Bionix 858®	61
Figura 24	Representación gráfica de las presiones de un paciente mediante los sensores	63
Figura 25	Dureza como determinante en el reparto de las presiones	117
Figura 26	Ley conservación de la energía	121
Figura 27	Visión de amortiguación desde el plano inferior de la ortesis	123

1. INTRODUCCIÓN



1. Introducción

1.1 Problema de investigación

El pie, por su situación distal en el miembro inferior, constituye el elemento de contacto con el suelo en la inmensa mayoría de las actividades motoras humanas. Durante la marcha, los miembros inferiores están sometidos a una serie de cargas derivadas de su interacción con el suelo. En algunos instantes dichas cargas son de mayor intensidad, pudiendo incluso hablarse de impactos. Algunos autores han relacionado la existencia de este tipo de cargas con daños en estructuras viscoelásticas, tales como el cartílago articular, y con la aparición de patologías degenerativas o por sobrecarga, como el caso de las metatarsalgias. Esto es debido a que en el pie se producen alteraciones en el apoyo que generan hiperpresiones, que en muchas ocasiones se pueden asociar a dolor y/o a otras consecuencias invalidantes.

El uso de soportes plantares se ha mostrado como un tratamiento muy efectivo para reducir los síntomas derivados de las alteraciones biomecánicas. Los soportes plantares son utilizados para compensaciones biomecánicas y para aumentar la superficie de contacto del pie. Existen procedimientos aplicados a los soportes plantares para este fin y que aplicados sobre las cabezas metatarsales pueden modificar los apoyos, evitando así las sobrecargas.

La necesidad de buscar técnicas para aliviar este tipo de dolencias pasa por algo tan básico como la elección del material de descarga en función de los requerimientos a los que van a estar sometidos.

Las hiperpresiones son causa de múltiples lesiones y uno de los principales motivos de consulta podológica, de ahí la necesidad de disponer de las herramientas necesarias para compensar esta alteración. En el mercado pueden encontrarse multitud de materiales para la confección de soportes plantares: espumas de látex, espumas de poliuretano, espumas de polietileno, etc.

En la bibliografía existente y en la práctica clínica, existe controversia sobre los materiales de elección para la realización de soportes plantares.

En muchos casos se aplican tratamientos considerando la estructura de la ortesis plantar como elemento fundamental, relegando a un segundo plano las cualidades de los materiales. Esto es un error, ya que la utilización de distintos materiales modifica radicalmente el efecto del tratamiento y resulta de vital importancia en la consecución del éxito terapéutico.

Existen multitud de preguntas sin contestar, de ahí la necesidad de buscar respuestas oportunas para aumentar el grado de conocimiento sobre los materiales.

En definitiva, se pretende aumentar el cuerpo de conocimiento de los materiales de descarga para el tratamiento de patologías cuyo factor etiológico radica en las hiperpresiones plantares.

1.2 Justificación

El estudio de la adecuación y eficacia de los distintos materiales, como método alternativo para reducir la presión plantar representa una aportación de gran valor por su trascendencia en la práctica clínica, así como por la escasa evidencia científica existente.

Tras realizar una revisión bibliográfica se observa en la literatura científica que, si bien se da estudios enfocados a la importancia de las presiones en patologías del pie, la necesidad de disminuir éstas para su resolución y el uso de técnicas para conseguirlo, existe un déficit cuantitativo bastante acusado en temas relacionados con los materiales; dando mayor importancia a la técnica que a los materiales en sí. De ahí, la necesidad de profundizar en la temática de los materiales, para aportar una herramienta útil de cara a futuras investigaciones.

El mejor conocimiento del comportamiento de los materiales utilizados en la confección de soportes plantares puede conseguir que estos tratamientos sean más efectivos. Un requisito básico es conocer la prestación de dichos materiales, al ser sometidos a una presión, para valorar su capacidad de disminuir dicha presión en un punto concreto, así como poder evaluar la evolución temporal de esta disminución.

Los hallazgos de esta investigación intentarán arrojar luz sobre la utilidad de muchos de los materiales de descarga utilizados, responder a controversias, como si es mejor utilizar materiales duros o blandos, y puede servir para clarificar el concepto de amortiguación. Todo ello son aspectos y consideraciones claves en la práctica clínica de la podología.

2. MARCO TEÓRICO



2. Marco teórico

2.1 El pie como estructura

“El pie es una estructura tridimensional variable, esencial para la posición bípeda humana, base del servomecanismo antigravitatorio y pieza fundamental para la marcha”. (Núñez et al., 1997; Viladot, 2007)

El pie mecánicamente constituye un sistema funcional viscoelástico gracias a sus componentes musculotendinosos y dermoaponeuróticos. Es una estructura fundamental para el desarrollo de la marcha bipodal y tiene como objetivo soportar el peso del cuerpo, adaptándose al terreno; por ello dispone de una morfología especial mediante la disposición de la bóveda plantar que le va a permitir adaptarse a los requerimientos de la marcha en estática y dinámica. (Llanos, 1984) El pie se comporta como un amortiguador, que absorbe las potentes fuerzas intrínsecas y extrínsecas que se dan en la posición bipodal durante la marcha, el trote, la carrera y el salto. (Kapandji, 1997; Uroz, 2008)

El pie está configurado de forma que el desarrollo de actividades físicas, cuyos fundamentos son la carga de peso y la marcha, se realice sin molestia alguna. La aparición del dolor se relaciona con las alteraciones de la estática debido al uso de calzado inadecuado, a la debilidad de la musculatura y a la sobrecarga de los pies biomecánicamente deficientes. (Núñez et al., 2007; Uroz 2008; Viladot, 2002)

Según Viladot, la bóveda plantar se encarga de distribuir las cargas que recibe en todas las direcciones. Además el pie es uno de los tres elementos del aparato locomotor que mantiene la postura erecta, junto a la columna vertebral y la pelvis con los glúteos. (Núñez et al., 1997; Viladot, 2002)

2.2 Concepto de presión

Sabemos que la presión (P) de contacto del paciente con una superficie de apoyo es la resultante del cociente entre fuerza (F) y superficie (S), donde fuerza se corresponde con el peso del individuo y superficie el área de la zona corporal (en nuestro caso del pie) que apoya. (Rodríguez et al., 2011)

El concepto de fuerza se define como “efecto que se realiza en un cuerpo debido a una influencia externa”. Dicho efecto tiene una magnitud (cantidad en Newton, tensión de cizalla, coeficiente de fricción) y una dirección (presión si es vertical, cizalla si es tangencial y fricción si es paralela), siendo esta fuerza capaz de mantener o alterar la posición del cuerpo. La unidad de fuerza en el Sistema Internacional es el Newton (N). (Rodríguez et al., 2011)

La presión es “la fuerza realizada por un cuerpo por unidad de área y perpendicular al plano de interés”. De este modo, una fuerza aplicada sobre un área de pequeño tamaño, producirá más presión que la misma fuerza aplicada sobre una superficie mayor. La presión se mide en N/m^2 (New-

ton/metro cuadrado) o centímetro cuadrado (cm^2), Pascales o milímetros de mercurio (mmHg). (Campos, 2006)

Para disminuir la presión que provoca una fuerza sobre una estructura, la opción más sencilla es ampliar la superficie sobre la que esta fuerza repercute. Éste es uno de los fundamentos de las ortesis plantares: conseguir una disminución de la presión aumentando la superficie de apoyo. (Baharestani et al., 2010)

2.2.1 Concepto de sobrecarga

Según la Real Academia Española definimos el término de sobrecarga como “Carga añadida a la carga ordinaria o regular” o “Exceso de carga”. (Real Academia de la Lengua Española, 2013)

2.2.2 Medición de la presión

Es importante conocer los valores de los sistemas de medida en relación a los valores de fuerzas y cómo valorar dichos datos. Sin embargo, hay que recordar que existe una diferencia entre la distribución de presión real y medida.

La presión real es la fuerza local debajo del pie o fuerza total en la estructura del pie a través de la piel y tejidos blandos sobre la superficie de pisada. La presión medida es la fuerza local sobre el área de medida de los sensores. (Camp et al., 2006)

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 y trastornos y hasta de su psicología. (Lord et al., 2000; Metaxiotis et al., 2000)

2.3 Baropodometría

Es el estudio de la distribución de las presiones plantares, mediante una plataforma de registro electrónico. Estos estudios proporcionan una información precisa de las fuerzas y presiones presentes durante la bipedestación o la fase de apoyo de la marcha. (Fuller, 1999) El análisis baropodométrico permite conocer la distribución de las cargas o presiones en diferentes zonas plantares y evaluar las influencias directas de las fuerzas aplicadas en los tres periodos de la fase de apoyo, así como su intensidad y duración. (Daentzer et al., 1997; Pérez, 1997) Permi-

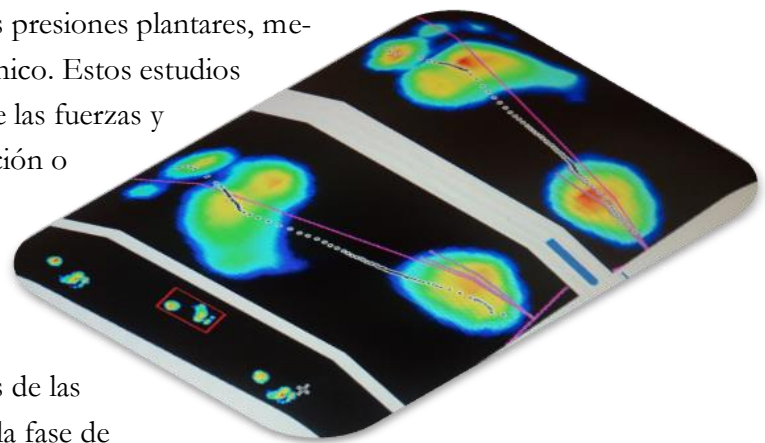


Figura 1. Presiones plantares

te valorar las áreas de mayor presión, recoger los cambios que se producen en el apoyo estático y dinámico, (Domingo, 1998) así como los picos de presión que se van formando en la fase de apoyo. (Figura 1) (Bryant et al., 2000)

2.3.1 Valores de presión normal y distribución de la cargas en el antepié

Determinar un paso normal está sujeto a multitud de variables, ya que las condiciones normales están sometidas a variaciones durante la marcha. A pesar de ello, es necesario establecer valores y patrones de normalidad para poder determinar la presencia de patología y elegir los tratamientos más adecuados. (Bryant et al., 1999; Bryant et al., 2000; Cavanagh et al., 1987; Hennig et al., 2001; Hessert et al., 2005; Luger et al., 1999; Martínez, 2009; Menz et al., 2007; Plank, 1995; Stebbins et al., 2005)

La forma clásica de explicar el reparto de las presiones es que las cargas son equitativas entre talón y antepié (Morton, 1935; Jones et al., 1941), mientras que otros autores han defendido que existe un reparto de carga de cinco partes para el retropié y tres partes para el antepié. (Burger, 1952) Hoy día, gracias al avance en las mediciones de las presiones plantares, se conoce que la presión en el talón es ligeramente superior a la producida en la zona anterior del pie. (Bryant et al., 2000, Martínez et al., 2007)

Siguiendo con la distribución de las presiones en el antepié, Grieve y Rashdi concluyen que los mayores picos de presión en el antepié se sitúan bajo la II y III cabezas metatarsales (en adelante CMT). (Grieve, 1984) El primer dedo y la I CMT se situarían a continuación, correspondiendo los valores más bajos a la IV CMT, V CMT y a los dedos menores. Hallazgos parecidos encuentran Bryant et al. en pies con criterios de normalidad, con una distribución de la presión sobre la II y III CMT, seguida del primer dedo y la I CMT. (Bryant et al., 2000) En la zona externa del antepié, IV y V CMT y dedos menores, se situaban los valores más bajos. Por el contrario, Plank describe un patrón de distribución diferente, con mayor pico bajo la III CMT seguida en segundo lugar por la II CMT. Aunque estos valores discrepen ligeramente, las CMT centrales son las predominantes en relación al soporte de fuerzas en la marcha. (Plank, 1995) Estudios realizados con plantillas instrumentadas manifiestan que los valores más altos de presión se ubican bajo la II y III CMT, seguidas del primer dedo. (Martínez et al., 2007; Martínez et al., 2008)

Hayafune et al. analizan la distribución de las presiones plantares durante la fase de impulso en sujetos sanos mediante una plataforma de presión. Observaron que los valores más altos de presión en el pie se originan durante la transferencia de cargas que se produce en el periodo propulsivo. Estos valores de presión máxima se localizaban bajo la II CMT y bajo el primer dedo, observando que la totalidad de la carga sobre la parte delantera del pie se compartía fundamentalmente entre la I CMT (29%), la II CMT (28%), la III CMT (22%) y el primer dedo (24%). Determinan que existe una relación inversa entre las fuerzas que se producen bajo la I CMT y el resto de las CMT, argumentando en su estudio que la carga lateral disminuye cuando aumenta la carga medial; también observan otra

relación inversamente proporcional entre las presiones subcapitales centrales II-IV y la presión bajo el primer dedo. **(Hayafune et al., 1999)**

Bryant et al. observan que el II metatarsiano, III metatarsiano y Hallux son las zonas del pie que soportan más carga. **(Bryant et al., 2000)** Otros autores, también han confirmado que, aunque todos los metatarsianos soportan cargas, éstas recaen principalmente sobre los centrales.

En 2003, Weijers et al. desarrollan un estudio para establecer la relación entre la posición de la cabezas metatarsales y los picos de presión plantar máxima. Establecen el término “línea de presión máxima”, una línea que conecta las áreas de presión máxima de cada una de las columnas de presión plantares situadas en el mapa de presiones del pie, bajo las prominencias óseas (cabezas metatarsales, sesamoideos y tuberosidad del calcáneo) en sentido anteroposterior. Concluyen que las distancias se hacían mayores en las cabezas con localización medial (posición distal al pico) y disminuía en las cabezas con ubicación lateral (proximal al pico). **(Weijers et al., 2003)**

Martínez et al en 2007 valoran las presiones plantares en pies sanos. Obtienen que los picos de presión más elevados se sitúan sobre el antepié, seguidos del retropié y, por último, del mediopié. Las presiones medias normales en el retropié se situaron en 253 kPa, con un porcentaje de apoyo del 46,4 %. El mediopié registra una presión media de 65 kPa, con el 12 % de apoyo, y en el antepié soporta un valor de 220 kPa, con un apoyo del 41,6 %. Los resultados manifiestan una participación similar en los apoyos y valores de presiones entre el retropié y el antepié, siendo menor en el mediopié. Tras estos resultados concluyen que el hallazgo de presiones aumentadas en el talón puede indicar la presencia de fascitis. Si este aumento se produce sobre el mediopié puede sospecharse pies planos, mientras que una reducción indicará la presencia de un pie cavo. En el antepié, presiones por encima de los valores normales pueden revelar una metatarsalgia. **(Martínez et al., 2007)**

Fernández et al en 2014 realizan un estudio comparativo entre pies neutros y cavos. En el grupo de pies neutros observan que la presión más alta reside en el III CMT seguido muy de cerca del II CMT, coincidiendo con otros autores. **(Fernández et al., 2014)**

La teoría de Doncker y Kovalsky explica por qué las mayores presiones se sitúan en las AMT centrales (II y III CMT), ya que el pie está conformado por una paleta central (II-III metatarsiano), una paleta lateral (IV-V metatarsiano) y una paleta medial (I metatarsiano). Debido a la configuración anatómica, la zona central está relativamente fija, ya que el segundo y tercer metatarsianos se encuentran encajados entre las cuñas. Las zonas laterales tendrían la función de estabilización, con un rango de movimiento más amplio que los metatarsianos centrales; también, en la zona medial, el primer metatarsiano está provisto de gran movilidad articular. En consecuencia, la zona central, al no tener movimiento de dorsiflexión, soportaría una mayor presión. **(Viladot, 2001)** La mayoría de los resultados de las investigaciones con distintos sistemas de medición refuerza esta teoría, al determinar que las mayores presiones se sitúan sobre la II y III CMT y no sobre la I CMT, presentando los valores más bajos la IV CMT, V CMT y los dedos menores (Tabla nº 1). **(Bryant et al., 2000;**

Fernández et al., 2014; Hennig et al., 2001; Luger et al., 1999; Menz et al., 2006; Mueller et al., 2003; O'Brien et al 2014; Plank, 1995; Rosenbaum et al., 1994)

Autores	1º valor	2º valor	3º valor	4º valor	5º valor	6º valor	7º valor
Grieve 1984	2ª CMT	CMT 3ª	CMT 1er	Dedo 1ª	CMT 4ª	CMT 5ª	2-5º Ded
Plank 1995	3ª CMT	2ª CMT	4ª CMT	1ª CMT	5ª CMT	----	----
Bryant 1999	1er Dedo	2ª CMT	3ª CMT	1ª CMT	4ª CMT	5ª CMT	2-5º Ded.
Hayafune 1999	1er Dedo	2ª CMT	1ª CMT	3ª CMT	4ª CMT	5ª CMT	2-5º Ded
Bryant y Tinley 2000	2ª CMT	3ª CMT	1er Dedo	1ª CMT	----	----	----
Bryant 2000	2ª CMT	3ª CMT	1er Dedo	1ª CMT	4ª CMT	5ª CMT	2-5º Ded
Bryant 2003	2ª CMT	3ª CMT	1er Dedo	1ª CMT	4ª CMT	5ª CMT	2-5º Ded
Weijers 2003	2ª CMT	3ª CMT	1ª CMT	4ª CMT	5ª CMT	----	----
Menz y Morris 2006	2ª CMT	3ª CMT	1er Dedo	1ª CMT	4ª CMT	5ª CMT	2-5º Ded
Putti 2007	1er Dedo	1ª CMT	2ª CMT	3ª CMT	4ª CMT	5ª CMT	2-5º Ded.
Putti 2008	2ª CMT	3ª CMT	1er Dedo	1ª CMT	4ª CMT	5ª CMT	2-5º Ded.
Martínez 2007	2ª CMT.	3ª CMT.	1ª CMT	1er Dedo	4ª CMT	CMT 5ª	2-5º Ded.
Martínez 2008	2ª CMT	3ª CMT	1ª CMT	1er Dedo	4ª CMT	5ª CMT.	2-5º Ded.
Fernández 2014	3ª CMT	2ª CMT	4ª CMT	1er Dedo	1ª CMT	5ª CMT.	2-5º Ded.
O'Brien 2014	2ª CMT	3ª CMT	1er Dedo	----	----	----	----

Tabla nº1. Resumen de la distribución de presiones en el antepié normal
CMT, cabeza metatarsal; Ded, Dedos

2.3.2 Factores que influyen en las presiones plantares

La planta del pie sufre la aplicación de importantes presiones, que se ven influenciadas por muchos factores como la velocidad de la marcha, cadencia, la superficie de apoyo, el calzado, etc, así como por parámetros relativos al sujeto, tales como el peso corporal, posibles patologías, biomecánica. (Martínez, 2009)

En primer lugar, se encuentran las características propias del **almohadillado graso plantar** en cuanto a grosor, compresibilidad y rigidez. Su grosor varía entre 12 -30 milímetros. (Gooding et al., 1986; Jorgensen, 1985; Jorgensen et al., 1989)

Las **lesiones musco-esqueléticas** provocan un aumento de la rigidez y la **fatiga**, produciendo una disminución de la capacidad de absorber impactos. (Jorgensen, 1985; Noe et al., 1993; Voloshin et al., 1998)

La **cadencia de marcha** es el número de pasos ejecutados en la unidad de tiempo. Generalmente, se mide en pasos por minuto, aunque también se puede valorar como número de ciclos por unidad de tiempo. (Borrachero, 1984; Lelievre et al., 1993; Sánchez, 1993; San Gil et al., 1991; Viladot, et al, 2000) Cuando una persona camina, el ciclo de la marcha dura aproximadamente 1 segundo; esto quiere decir que la fase de apoyo dura 0,6 segundos y la de balanceo 0,4 segundos. (Michaud, 1996) Estos valores de referencia están establecidos a una cadencia de marcha de 120 pasos por minuto. A una cadencia de marcha más baja, el tiempo de contacto del pie se vería alargado y, al contrario, en cadencias más altas se reducirían ambos periodos. (Martínez et al., 2008) En un adulto la cadencia normal suele ser de unos 90 pasos por minuto; si la marcha es lenta la cadencia puede ser de unos 70 pasos por minuto y en marchas rápidas puede alcanzar los 130-150 pasos por minuto. (Sánchez, 1993) La cadencia es una variable que influye en las presiones sufridas por el pie. Zhu et al. determinan que hay una relación directa entre la cadencia y los picos de presión, con picos más elevados a mayor cadencia, a pesar de que el tiempo de contacto sea menor. Sugieren que deben establecerse rangos de normalidad para cada cadencia (Zhu et al., 1995)

La **velocidad de marcha** se define como la distancia recorrida en la unidad de tiempo (Sánchez, 1993; Viladot et al., 2000) y se obtiene multiplicando la longitud del paso por su cadencia. Se expresa en m/min o Km/hora. La velocidad media espontánea de un adulto oscila de 75 a 80 m/min, es decir, de 4,5 a 4,8 Km/h, que sería la velocidad que menor gasto de energía supone para el cuerpo. (Beckett et al., 1968; Holt et al., 1991; Inman, 1966; Ralston, 1958) Algunos autores han relacionado la distribución de las presión plantar y la velocidad de marcha. (Rosenbaum et al., 1994; Zhu et al., 1995; Burnfield et al., 2004) Se presupone que un aumento en la velocidad está relacionado con presiones elevadas en el antepié medial, debido a un mayor movimiento de pronación (Burnfiel et al., 2004; Rosenbaum et al., 1994), en el antepié central y lateral (Menz et al., 2006), así como a la totalidad del antepié. (Zhu et al., 1995) Otros autores, por el contrario, no encuentran que la velocidad de la marcha sea un determinante en la presión plantar del antepié de suje-

tos sin patología y diabéticos. (Hastings et al., 2003) Segal et al. realizaron un estudio donde se



Figura 2. Velocidad de la marcha

comprueba que al aumentar la velocidad de la marcha la presión sobre la región del hallux y talón aumenta exponencialmente. La presión central y medial del antepié aumenta inicialmente para luego estabilizarse a pesar del incremento de la velocidad; por el contrario, la parte lateral del antepié, que parte de presiones máximas más bajas, experimentan una disminución de éstas con el aumento de la velocidad de la marcha. (Figura 2) (Segal et al., 2004)

El **peso** es una de las variables con mayor disparidad de criterios en relación a las presiones plantares; aunque los estudios más recientes lo señalan como un factor importante en el aumento de las mismas. (Butterworth et al., 2014; O'Brien et al., 2014) Birtane y Tuna estudian la interacción en estática de las presiones plantares y el peso corporal, obteniendo una importante relación entre ellas. Se aprecia que el aumento de índice de masa corporal (IMC) implica un incremento considerable en los valores de picos de presión y área de contacto total en el antepié, con una elevación de presiones en la zona lateral del pie. (Birtane et al., 2004) También se ha encontrado una correlación significativa entre el peso y los valores de presión en la zona del mediopié, en los estudios de valoración en dinámica. (Hills et al., 2001; Menz et al., 2006; Hastings et al., 2003) Sin embargo, otros estudios han encontrado una relación baja o nula. (Cavanagh et al., 1991; Payne et al., 2002; Birtane et al., 2004). Nyska et al. en sujetos con índices de masa corporal elevado, tanto descalzos como calzados, hallaron un incremento presivo en la zona lateral del pie, siendo menores los picos en la I AMT. (Nyska et al., 1995) Hughes et al. determinan que el peso tiene una relación directa con la presión en la cabeza del cuarto metatarsiano. Según este estudio, el exceso de peso tiene una incidencia directa en la presión sobre la zona lateral en detrimento de la zona medial del antepié, no ocurriendo esto en sujetos con normopeso. (Hughes et al., 1990) Un estudio de Martínez et al. concluyen que el peso tiene una influencia del 17% de la presión media en la I AMT y del 13% en la IV AMT, no encontrándose relación con la región del primer dedo y de los dedos menores. (Martínez et al., 2008)

Hay estudios actuales, que demuestran cómo el aumento de peso, desde edades muy tempranas, está relacionado con presiones altas en la zona plantar, condicionando la actividad física y favoreciendo el sedentarismo. (Mickle et al., 2011; Riddiford et al., 2014; Riddiford et al., 2015) En

2014 Butterworth et al. realizan un estudio comparativo entre dos poblaciones con y sin obesidad. Observan que los participantes obesos muestran pies con huella más plana, una reducción del rango de movimiento de inversión-eversión y picos de presiones superiores. Concluye que hay una relación importante entre las cargas elevadas, en especial en la zona de antepié y mediopié, con el aumento del peso corporal. (Butterworth et al., 2014) En esa misma línea se sitúa O'Brien, que evalúa si el índice de masa corporal y el arco del pie tienen efecto directo sobre la presión pico plantar en dinámica para sujetos sanos. Los resultados muestran que el arco con altura normal realiza una distribución homogénea de las presiones, siendo la región de II y III AMT la que mayor presión soporta para todos los tipos de arco. El grupo IMC obesos mostró mayor presión durante el despegue de los dedos. La obesidad se encuentra relacionada con una tipología de arco plana. (O'Brien et al., 2014)

En cuanto al **sexo**, algunos autores, como Hennig et al comentan que los posibles cambios en las presiones plantares estarían determinados, no por el sexo en sí, sino por otras variables como la altura, el menor peso medio y la utilización por las mujeres de un calzado menos fisiológico como el tacón. (Figura 3)(Comin, 1999; Hennig et al., 1991; Hennig et al., 1994; Yung et al., 2005) Sin embargo, estudios más recientes determinan que hay diferencias sustanciales entre hombres y mujeres, ya que el pie de los hombres tiene mayor superficie de contacto y por tanto hay variaciones en la distribución de las presiones, siendo en las mujeres mayor la presión medial. (Periyasamy R et al 2011)

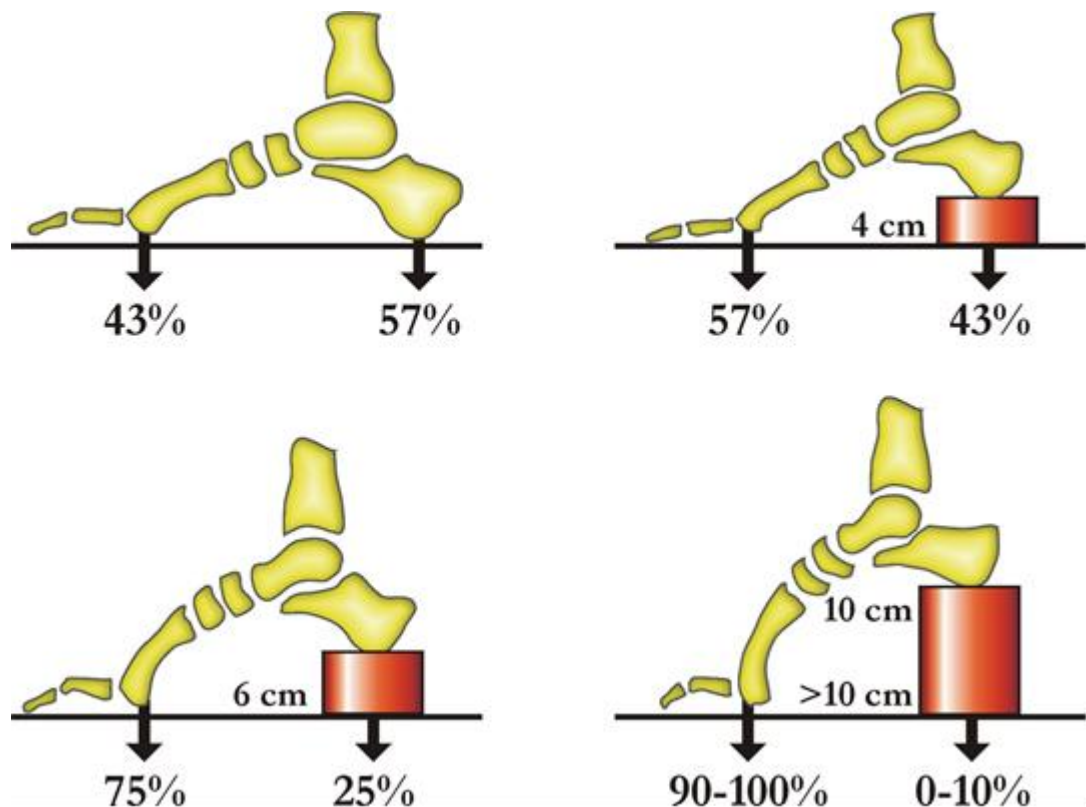


Figura 3. Relación de las presiones con el aumento de tacón

La **edad** no influye directamente en las presiones plantares, con la excepción de la infancia y la tercera edad. Las presiones plantares en los niños son menores que en el adulto a consecuencia de un menor peso y diferencias en la distribución determinadas por no disponer aún del desarrollo de la marcha en adultos. (Comin, 1999) A partir de los 6 años de edad, las presiones plantares ya son parecidas porque es a la edad en la que la bóveda plantar se encuentra configurada. (Stebbins et al., 2005) En esta línea se sitúa un estudio que compara niños (6-12 años) y adolescentes (13- 16 años), mostrando que no existen diferencias significativas entre los dos grupos y adjudicando ya a los pies de 6 años un patrón biomecánico parecido a la edad adulta. (Liu et al., 2011)

En cuanto a los ancianos (mayores de 60-70 años), se encuentran diferencias en las fuerzas y presiones máximas bajo la mayoría de regiones. Estas diferencias pueden explicarse por las variaciones en peso, parámetros de la marcha como cadencia del paso, que se encuentra disminuida, o anomalías posturales, tales como el rango de movimiento, la fuerza de flexión plantar y el grado de deformidad del pie secundarios al envejecimiento, factores todos que pueden cambiar la distribución de la presión durante la marcha normal. (Figura 4) (Hessert et al., 2005; Menz et al., 2006)

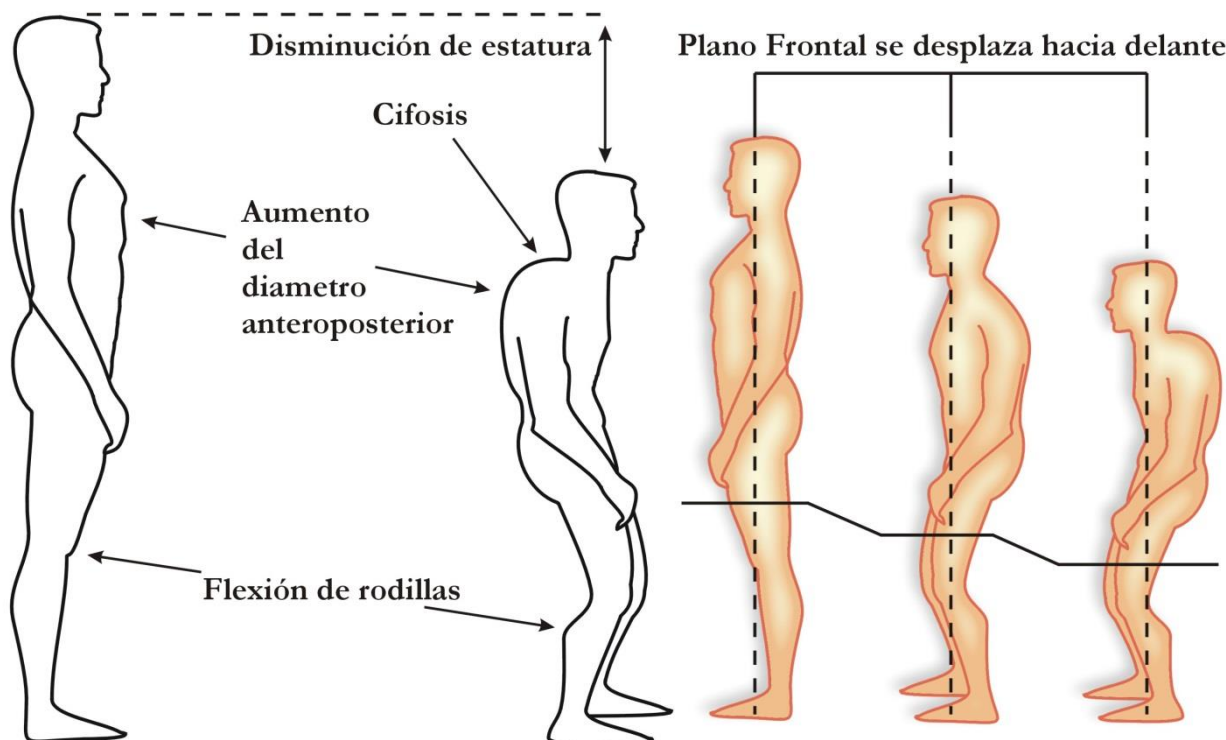


Figura 4: Cambios posturales asociados al envejecimiento

Como factor intrínseco del sujeto, las **alteraciones en la huella plantar o altura del arco plantar**, modifican el reparto de cargas, produciendo déficits e incrementos en algunas zonas en función de la patología. Los factores extrínsecos que pueden influir en las presiones plantares son la superficie de apoyo y el calzado. (Fernández et al 2014; O'Brien et al 2014; Sneyers et al., 1995; Taranto et al., 2005)

El **terreno o superficie de apoyo** modifica las presiones soportadas por el pie. (Whittle, 1999) Esta variable está bastante estudiada en el ámbito deportivo donde las diferentes superficies de apoyo interfieren no solo en el rendimiento deportivo sino en posibles patologías producidas por las irregularidades, la dureza y rigidez del terreno. (Izquierdo, 2008) Mohamed et al. en 2005 valoran el efecto de diferentes tipos de superficies sobre las presiones plantares. Se eliminó la interferencia del calzado permitiendo a los participantes andar descalzos. Los picos y la presión media fueron más elevados en pista de cemento siendo menores en hierba o en moqueta; sin embargo, las variables de presión disminuían y se eliminaban las diferencias existentes en los tres terrenos cuando los sujetos se calzaban, ya que la amortiguación propia del calzado atenúa las diferencias que pueden existir entre las diferentes superficies de apoyo. (Mohamed et al., 2005)

En cuanto al **calzado**, tiene una función amortiguadora que depende del tipo de diseño (material de la suela y plantilla, forma, rigidez, altura del tacón, etc.). El calzado actúa de mediador mitigando las fuerzas transmitidas por el cuerpo hacia el terreno y a la inversa las transmitidas por el terreno al pie. (Divert et al., 2005; Eisenhardt et al, 1996) Ejemplo claro de la importancia del calzado se deduce del estudio de Milgrom et al. que constatan una reducción en las fracturas por sobrecarga de los metatarsianos, cuando los soldados en formación llevan botas de baloncesto en lugar de botas de infantería. (Milgrom et al. 1992) Incluso la configuración del diseño puede modificar las cargas en el pie, como estudian Van der Zwaard et al que evalúan el punto de flexión de la suela. Los resultados indican que la ubicación del único punto de flexión plantar influye en los patrones de carga durante la marcha. Específicamente, los zapatos con un único punto de flexión situado bajo la articulación metatarsofalángica, aumentan la presión en IV y V AMT y disminuyen la presión en la parte media del antepié; por el contrario, si este punto de flexión se sitúa sub-capital, bajo la zona media, se disminuyen significativamente la magnitud y duración de la carga bajo la parte media y posterior del pie. (Van der Zwaard et al., 2014)

2.3.3 Localización de fuerzas y distribución

El pie está expuesto diariamente a fuerzas, debido a su impacto con el suelo al caminar y correr. (Collins et al., 1989) Cuando el pie contacta con el terreno, ya sea caminando, saltando, corriendo, etc... se produce un fenómeno de acción-reacción, donde la energía transmitida es devuelta de forma inversa del terreno al pie. De esta forma el peso y el tipo de movimiento provocan una fuerza contraria, denominada fuerza de reacción del suelo. Centrándonos en el pie, la masa corporal es proyectada en un principio por el impacto del talón, desde su parte lateral a central y después se desplaza rápidamente en línea recta hasta la primera y segunda cabezas metatarsianas, gira hacia dentro y se mueve lentamente hasta la base del primer dedo. Finaliza en la punta del primer o segundo dedos, o entre ambos (Figura 5). La magnitud del impacto depende de muchos factores como la velocidad, tipología del terreno, calzado, cadencia de la marcha etc...; este impacto cubre una necesidad biológica que tanto en exceso como por defecto son perjudiciales. (Camp et al, 2006; Encarnación, 2012)

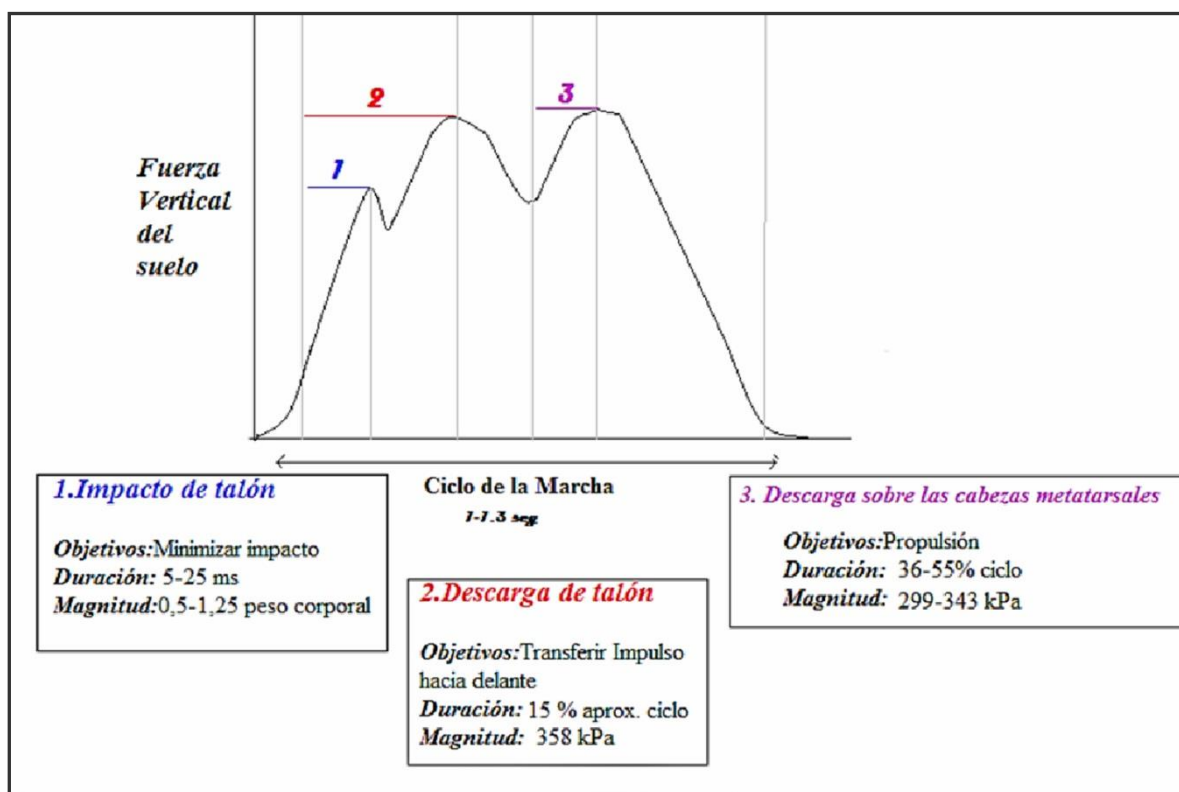


Figura 5. Fuerza de reacción del suelo durante el ciclo marcha

Los metatarsianos trabajan específicamente en la fase propulsiva de la marcha, donde se ven sometidos a grandes presiones que, en ocasiones degeneran en metatarsalgias. Cuando el talón despegue, la carga se transfiere sobre el antepié a través de un arco totalmente rígido por la acción de la musculatura intrínseca y la fascia plantar. (Hick, 1984) La tensión de estas estructuras aumenta con la extensión de las articulaciones metatarsofalángicas, que es de unos 70° en esta fase al final del apoyo. Al tirar de la tuberosidad del calcáneo, en la que se insertan, la llevan hacia delante y hacia

abajo sobre las articulación metatarsofalángicas estabilizadas contra el suelo aumentando la inversión del calcáneo y secundariamente la rotación externa de la pierna. La disposición oblicua de la alineación de la cabeza metatarsiana en el plano transversal, influye en la dinámica y en la participación de los metatarsianos y los dedos en el reparto de la carga y en el impulso final. **(Núñez et al., 1997)**

Al iniciar la marcha se observa una fuerza vertical máxima a nivel del talón. El talón al contactar con el suelo reduce la progresión hacia delante del pie; esto implica una reacción hacia atrás. Cuando el pie entra en supinación, las fuerzas anteroposteriores son negativas y a medida que comienza el movimiento de pronación, las fuerzas llegan a cero y a positivas, hasta que finaliza el contacto del pie. **(Camp et al, 2006)**

A continuación, se produce una caída de la fuerza vertical. Esto ocurre cuando el pie está totalmente apoyado y corresponde al cambio del período de frenada del impulso anterior. Durante este período, el pie no desarrolla fuerzas transversales, pero debe asegurar una estabilidad transversal. Finalmente en la fase de impulso, las fuerzas están orientadas hacia arriba y hacia delante. Las fuerzas de reacción del suelo se expresan en función al peso corporal. Las fuerzas obtenidas al correr son superiores a las que aparecen al caminar. Normalmente, el pico de fuerza máxima en el talón del pie al caminar oscila entre 2,5 y 4 del peso corporal, aunque en ciertos casos, puede ser superior: por ejemplo. Jugando a deportes que requieran saltar la fuerza de impacto vertical puede alcanzar de 7 a 9 peso corporal, sin embargo si lo comparamos con las fuerza al caminar oscila de 1 a 1,5 peso corporal. **(Camp et al., 2006)**

2.4 Metatarsalgias

Viladot determina que en el pie normal en carga se apoya el borde externo del talón, la cabeza de todos los metatarsianos y el pulpejo de los dedos, siendo más evidente el apoyo del dedo gordo y faltando a veces el del quinto. Resalta la importancia de la cabeza del primer metatarsiano, que soporta en plantígrado una carga equivalente al doble de los metatarsianos contiguos y en digitígrado, una carga cuatro veces superior. **(Groulier et al., 1997; Viladot, 2001)**

Se debe recordar que si bien el apoyo se produce fundamentalmente a nivel de las cabezas metatarsianas, esta fuerza tiene una prolongación funcional distal a través de los dedos. Cualquier compromiso en la función de éstos, reducirá su rol complementario de amortiguación o de propulsión y repercutirá sobre las estructuras proximales, aumentando la presión sobre las cabezas y articulaciones metatarsofalángicas. **(Groulier et al., 1997; Vayas, 2011)**

Estudios sobre individuos sanos como el de Martínez et al. y el de Kanatli et al., demuestran, más recientemente, que existe una mayor presión máxima y media bajo la columna central del antepié, es decir II y III CMT. La finalidad de estos estudios era conocer diferentes factores que pudieran influir en las cargas bajo el antepié y mejorar su compresión para un correcto manejo de las metatarsalgias. **(Kanatli et al., 2008; Martínez et al., 2008)**

Metatarsalgia se define como dolor agudo o crónico en relación con una o varias articulaciones metatarsofalángicas causado por daño (de origen mecánico o no) en las estructuras anatómicas que interactúan con la articulación. **(Bardelli, 2003)**

La metatarsalgia es la localización más frecuente del dolor en los pies y en concreto en la población femenina. **(Strauss, 1985)** Du Vries establece que entre un 50 y 70 % de la población perteneciente a los países desarrollados padecerán algún tipo de patología en los pies y que el 90% de estas alteraciones se producirá en el antepié **(Du Vries, 1965)** Otros estudios indican que el 90% de la población que vive en áreas civilizadas sufre a lo largo de su vida un episodio de metatarsalgia o enfermedades del tarso anterior. **(Viladot, 1993)** Estos porcentajes siguen muy elevados en estudios más actuales; en concreto, Moreno de la Fuente calcula que un 80% de las personas padecerá dolor en la zona metatarsal alguna vez en la vida. **(Moreno, 2003)** y otros autores estiman que una de cada cuatro personas mayores de 65 años padecerá de dolor en el antepié **(Dunn et al., 2004; Menz et al., 2006)**

Metatarsalgia no se considera un diagnóstico clínico, sino un síntoma que engloba multitud de patologías. **(Viladot, 2001; Viladot, 2005)**

Bardelli et al. realizan una revisión de 997 casos de metatarsalgia, clasificándolas en sistémica o extrarregional, enfermedades regionales y alteraciones biomecánicas; determinan que un 84% presenta etiología biomecánica. **(Bardelli, 2003)** De manera similar, Viladot encuentra una alteración biomecánica en el 92,6% de 650 metatarsalgias. **(Viladot, 2001)**

Otra entidad patológica relativamente frecuente y de localización metatarsal son las fracturas por estrés o por sobrecarga, que también han sido vinculadas a un incremento de presión en esta zona. **(Arndt et al., 2002; Bennell et al., 1999)**

Se sabe que cualquier desequilibrio de tipo mecánico, funcional o morfológico de las extremidades inferiores va a tener repercusión directa en la calidad y cantidad del apoyo metatarsal **(Rueda, 2004)**, y que, desde el punto de vista intrínseco del pie, juegan un papel muy importante la longitud de los diferentes metatarsianos **(Morag et al., 1999)**, la orientación de la articulación mediotarsiana, las posiciones del retropié **(Woodburn, 1996)**, las alteraciones digitales **(Basas, 2008)**, el tipo de pie **(Queen, 2009)** y deformidades como el hallux abductus valgus. **(Waldecker, 2002; Yamamoto et al., 1996)**

La respuesta a las presiones plantares bajo el antepié también ha sido estudiada en la valoración postquirúrgica de diferentes técnicas **(Schepers et al., 2008)** Se han analizado también la influencia del calzado **(Nyska et al., 1995)** y las diferentes alturas de su tacón **(Mandato et al., 1999)**, y la eficacia de diferentes dispositivos ortésicos, como soportes plantares **(Bedi et al., 1998)** y almohadillas **(Hsi et al., 2005)** en el tratamiento de las metatarsalgias.

2.5 Concepto de amortiguación

Según la Real Academia Española definimos el término de amortiguación como dispositivo que sirve para compensar y disminuir el efecto de choques, sacudidas o movimientos bruscos. **(Real academia de la lengua española, 2012)**

2.5.1 Capacidad de amortiguación

El pie está sometido a una serie de cargas derivadas de su interacción con el suelo. **(Vinyes, 2000)** En el contacto inicial del talón las cargas son bruscas e incluso se denominan impactos. **(Ramiro, 1995)**

La elasticidad de los pies permite soportar hasta unos 200 Kg de peso, proporcionando una amortiguación eficaz para evitar posibles lesiones a nivel de la columna vertebral. **(Vinyes, 2000)**

Durante la marcha normal los impactos suelen tener el equivalente al peso corporal, sin embargo, al correr, saltar o practicar diversos deportes, esas fuerzas pueden duplicarse e incluso multiplicarse por diez en función de la modalidad deportiva. **(Ramiro, 1995)**

El ser humano tiene una serie de mecanismos de amortiguación como la acción muscular del tibial anterior y del cuádriceps o la eversión subastragalina durante la fase inicial de la marcha. Los tendones y ligamentos del pie también absorben parte de la energía de choque, si bien el elemento del pie que ejerce, por excelencia, una acción amortiguadora es la almohadilla grasa plantar. **(Sánchez, 1993)**

2.5.2 Almohadilla Grasa Plantar

La almohadilla grasa plantar (en adelante, AGP) es una estructura anatómica situada en la planta del pie cuya función es actuar como soporte de nuestro peso corporal y permitirnos la deambulación, actuando como estructura amortiguadora debido a sus propiedades visco-elásticas. **(Fontanella et al., 2012)** La AGP está constituida por tejido adiposo principalmente. **(Jahss et al., 1992)**

Las principales funciones del AGP son absorber los impactos **(Ker et al., 1989)**, proteger contra el excesivo estrés local **(Robbins et al., 1989)** y reducir las presiones. **(De Clercq, 1994)**

La AGP se sitúa a nivel de la planta de las cabezas metatarsales, y cubriendo el calcáneo, funcionando como un cojín para retropié. **(Coughlin et al., 2011; Jahss et al., 1992)** El diseño de la grasa plantar permite dicha adaptación. Su estructura está formada por septos fibroelásticos en un patrón aplanado, rodeado por globulillos adiposos, formando una estructura de cavidades cerradas que proporciona a la AGP la integridad mecánica que necesita para su función amortiguadora. La organización fibroelástica en fibras transversales y diagonales separa el tejido adiposo en componen-

tes que refuerzan internamente las cámaras. Los septos forman una U alrededor de la tuberosidad calcánea y están anclados al calcáneo y a la piel. (Jahss et al., 1992; Kummer et al., 1992)

La AGP es más gruesa en hombres que en mujeres. (Campanelli et al., 2011) Según Mickle et al. (Mickle et al., 2011) y Waldecker (Waldecker et al., 2001; Waldecker et al., 2009) el espesor medio de la AGP a nivel de las cabezas metatarsales varía entre 0,5-1,5 cm. Uzel et al. , Hsu et al. y Zheng et al. determinan que el espesor medio de AGP a nivel del talón varía entre 1,5-1,8 cm. (Hsu et al., 2007; Uzel et al., 2006; Zheng et al., 2000)

Jahss et al. hablan de que, aproximadamente después de los 40 años, la AGP comienza a deteriorarse con la pérdida de colágeno, tejido elástico y agua, disminuyendo su altura y espesor total, lo que produce una pérdida de su capacidad de amortiguación y protección sobre las estructuras plantares. (Jahss et al., 1992)

Mickle et al. realizan un estudio que tiene como objetivo comparar el grosor de la AGP bajo las cabezas metatarsales (I y V) en personas mayores con y sin deformidades digitales. En el estudio se habla del desplazamiento distal que sufre la grasa plantar en pacientes con dedo en garra o martillo. Su principal conclusión es que personas con hallux abductus valgus (en adelante HAV) severo, presentan menor almohadillado graso sobre la I AMT. (Mickle et al., 2011) Bus et al. estudian la relación entre la deformidad en garra o martillo y los cambios de la AGP en las AMT en pies neuropáticos diabéticos. Este estudio también muestra un desplazamiento distal y adelgazamiento posterior de la AGP y sugiere que, como resultado, la capacidad del tejido en esta región para reducir la presión plantar focal se ve gravemente comprometida. Esta condición es probable que aumente el riesgo de úlcera plantar en este tipo de pacientes. (Bus et al., 2004)

Waldecker et al estudian si la atrofia del AGP es un factor etiológico en la metatarsalgia; concluyen que no se encuentra correlación entre las alteraciones del espesor de la AGP y la intensidad o la frecuencia de metatarsalgia. (Waldecker et al., 2001)

Abouaesha et al. realizan un estudio para relacionar la presión plantar, el espesor del tejido subcutáneo plantar, la gravedad de la neuropatía, las callosidades y el IMC en pacientes diabéticos neuropáticos en riesgo de ulceración del pie. Observan una fuerte relación inversa entre el grosor del AGP y las mediciones dinámicas de presión del pie, confirmándose así que la pérdida de espesor del AGP predice el desarrollo de las úlceras del pie diabético. (Abouaesha et al., 2001)

2.6 Concepto de descarga

Según la Real Academia Española definimos el término de descarga como “Acción y efecto de quitar o aliviar el peso sostenido por una estructura o Acción y efecto de descargar”. (Real Academia Española, 2012)

2.6.1 Características ideales de un material de descarga

Cualquier estrategia o dispositivo de descarga, para ejercer su función, deberá modificar uno de los factores implicados en la definición de presión. La presión se expresa por un cociente donde el numerador es la fuerza (Newton) y el denominador es la unidad de superficie (cm^2); si se pretende que el resultado del cociente tienda a cero se deberá disminuir la fuerza que se aplica, o bien aumentar la superficie de apoyo de forma que se produzca una redistribución de las presiones. (Gallego et al., 2010)

2.6.2 Estrategias de descarga

La sobrecarga de los tejidos blandos del pie por un aumento excesivo de la presión que soportan es causa habitual de dolor. (Novak et al., 2008) El uso clínico de descargas ha demostrado mejoría del cuadro álgico, con modificaciones en las lesiones histológicas producidas por las hiperpresiones plantares. (Piaggese, 2007) Esta reducción de la presión tiene como principio básico el reparto o transmisión de la carga, ampliando la superficie de contacto, de modo que reduzca los picos de presión sobre determinados puntos.

2.6.3 Ortesis plantares personalizadas

Actualmente el pie del adulto representa el porcentaje más elevado de prescripciones ortésicas, y, dentro de ellas, los soportes plantares. Sin embargo, el déficit de verdaderos controles en los estudios con ortesis plantares provoca que los metaanálisis realizados sobre su efectividad en términos de función del pie y control del dolor arrojen resultados contradictorios. (Hawke et al., 2008; Lee et al., 2009)

En este caso la descarga va adaptada a la ortesis plantar y nos permite mejorar el apoyo y realizar una redistribución de las presiones. Si hasta ahora el diseño de las ortesis plantares para descargar las zonas había sido algo artesanal y poco científico, hoy en día están más extendidas las mediciones de la presión en el interior del calzado, pudiéndose valorar la diferencia de presión entre el uso o no de una ortesis plantar personalizada. (Cavanagh et al., 2011)

Uno de los objetivos que persiguen las ortesis plantares es una disminución de la presión aumentando la superficie de apoyo. Con la utilización de plantillas, se rellena la zona correspondiente a los arcos interno y externo, consiguiendo un aumento del área de contacto y, por tanto, una disminución de la presión parcial soportada por cada centímetro cuadrado de superficie plantar. (García et al., 2002; Levy et al., 2003)

Kato et al, realizan un estudio con soportes plantares de poliuretano y obtiene un aumento del área de contacto del 62,7% y reducción de la presión del 56,3%. (Kato et al., 1996) También Frykberg et al. diseñan una ortesis plantar de copolímero termoplástico de células cerradas con una

cuña anterior, que colocada posterior a las cabezas de los metatarsianos consigue una descarga de las presiones del antepié del 48% cuando se usa conjuntamente con un zapato posquirúrgico. (Frykberg et al., 2002) Tsung et al, comparan la eficacia de diferentes plantillas de diseño para la redistribución de la presión durante la marcha. El estudio compara el uso de solo zapato, suela plana y tres plantillas personalizadas. Las plantillas personalizadas fueron significativamente mejores que las plantillas planas con respecto a la reducción de picos de presión locales. Las plantillas personalizadas ofrecen la mayor reducción de la presión en comparación con otros diseños de la plantilla, especialmente para los pacientes con presión pico situado en la II y III CMT. (Tsung et al., 2004)

Continúa el debate sobre el beneficio de realizar las plantillas de modo personalizado para cada paciente (Novak et al., 2008) y, aunque hay autores que obtienen mejores resultados al elaborar las plantillas con ayuda del estudio de las presiones (Martínez et al., 2003; Owing et al., 2008), realmente los datos difieren mucho de unos estudios a otros debido, en parte, al tipo de pacientes estudiados. Hawke et al. realizan una revisión, concluyendo que existe una “evidencia reducida” del efecto de las plantillas personalizadas en las fascitis plantares o las metatarsalgias; sin embargo, sí hay evidencia científica de su eficacia en los pies cavos. (Hawke et al., 2008) El Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) realiza un estudio donde se valora el alivio sintomático del dolor plantar mediante la colocación de plantillas. (Vázquez et al., 2009); observan una disminución de los picos de presión y una relación directa con el alivio del dolor. Otros autores no han encontrado esta relación entre reducción de presiones y percepción de dolor. (Bus et al., 2004; Hastings et al., 2007; Hsi et al., 2005)

El estudio de Vázquez et al., en 2010 sobre el efecto de soportes plantares, demuestra una disminución efectiva de la sobrecarga del pie en las metatarsalgias y talalgias, con aumento de las fuerzas de frenado y propulsión y una mejoría significativa en el dolor. (Vázquez et al., 2010)

En definitiva, las ortesis plantares buscan la redirección de las fuerzas que pasan a través de la estructura del pie evitando movimientos compensadores anormales. Para ello controla la alineación correcta del antepié y mantiene el retropié en posición neutra aumentando el área de contacto para así obtener una redistribución eficaz de la presión entre el pie, la ortesis y su interacción con el suelo. Las ortesis plantares se pueden utilizar para alivio del dolor, aumento de la amortiguación, corrección de deformidades, aumento de la estabilidad del pie o prevención de lesiones en la piel como úlceras. (Cohí et al., 2003; Levy et al., 2003; Valentí, 1979)

- **Clasificación de las ortesis plantares**

Según sus objetivos terapéuticos, las plantillas se clasifican en: plantillas de realineación o control de deformidades; plantillas de descarga o distribución de presiones, y plantillas mixtas, que combinan ambas funciones.

1. Plantillas de realineación

La realineación trata de compensar las deformidades al restablecer los ejes normales del pie mediante las propiedades de la ortesis y las propiedades del material; con ello se consigue posicionar el pie en posición correcta mejorando tanto la estabilidad como el apoyo y aumentando la movilidad y la capacidad de marcha. (Cohí et al., 2003)

2. Plantillas de descarga

Se elabora con materiales de densidad blanda o semiblanda. Redistribuyen las presiones y restablecen el apoyo horizontal sobre el suelo. Facilitan la bipedestación y evitan la marcha antiálgica ya que reduce los puntos de sobrecarga y las fuerzas de cizallamiento, amortiguando la fuerza de reacción del suelo durante el apoyo del pie.

Con el material de resinas elásticas combinadas de poliuretano, se consiguen ortesis próximas al ideal biomecánico, que consiste en evitar la concentración de cargas puntuales que provocan dolor plantar. (Baehler, 1999; Viladot et al., 1987)

3. Plantillas mixtas

Combinan densidades para la consecución de un doble objetivo. El material rígido limita las articulaciones dolorosas del pie, provocando un efecto de contención sin corrección. Al disminuir o anular la movilidad se alivia o desaparece el dolor y, por otro lado, el material flexible respeta la movilidad de las otras articulaciones y permite su adaptación a los cambios morfológicos que se producen durante la marcha. (Baumgartner et al., 1997)

Técnicas de disminución de la presión plantar en los soportes plantares

- **Elevación de planos**

- a) Apoyos digitales

La tracción producida por los extensores de los dedos por un mecanismo de sustitución flexora o en el caso de los pies cavos debido a la perpendicularidad de los metatarsianos provoca que el apoyo de los dedos prácticamente sea nulo incluso en la fase propulsiva. En este tipo de situaciones es necesario incrementar el apoyo de los dedos para producir la función prensil sobre el suelo ya que, en caso de no producirse, provoca que la fuerza no se transmita al suelo y permanezca sobre la cabeza metatarsal provocando una sobrecarga de ésta. (Figura 6.) (Lafuente et al., 2000; McGlamry et al., 2001)

Además al disminuir el apoyo en los dedos se disminuye la superficie de contacto, aumentando la presión a nivel del antepié. (Ateca et al., 1995)



Figura 6. Apoyos digitales

b) Apoyo antecapital.

En ausencia real o funcional de los dedos, el deslizamiento anterior del pie produce sobrecarga metatarsal. En la marcha normal, cuando se despega el talón, los metatarsianos menores ruedan y se adelantan transmitiendo la fuerza a los dedos, aliviando así más fácilmente la presión y eliminando el rozamiento. (Figura 7) (Rueda et al., 1991; Steman, 1995; Tachdjan, 1985; Trujillo et al., 2008)

Este giro hacia adelante es frenado por la función prensil de los dedos. Cuando los dedos están ausentes total o parcialmente, el adelantamiento de las cabezas de los metatarsianos no es controlado, y esta ausencia de contención conlleva un incremento en el tiempo y la intensidad del apoyo de esta región, provocando la aparición de sobrecargas metatarsales, que suelen localizarse en la región antecapital y no subcapital. (Munuera et al., 2003) Además, esta insuficiencia digital también provoca un déficit en la transmisión latero-medial de las cargas en el antepié lo que produce un I metatarsiano insuficiente. (Lafuente et al., 2009)



Figura 7. Apoyo antecapital

c) Apoyo subdigital

Son las llamadas barras o crestas subdigitales. Cuando hay presencia de dedos en garra suficientemente pronunciados como para producir sobrecarga en los pulpejos, la colocación de las barras subdigitales funciona como elemento de descarga al aumentar la superficie de apoyo a la falange. (Figura 8) (Lafuente et al., 2009)

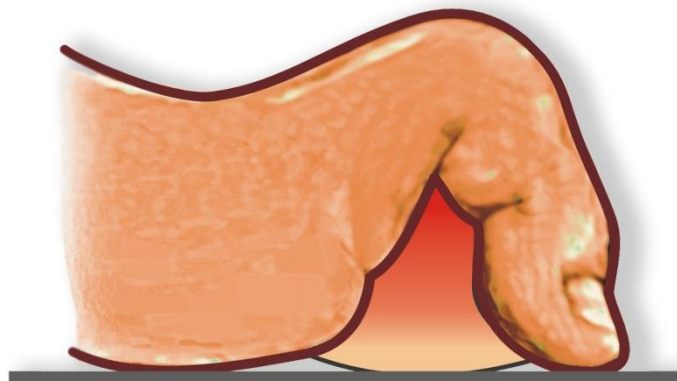


Figura 8: Apoyo subdigital

d) Descargas metatarsales selectivas

Consiste en elevar el plano de trabajo de los metatarsianos que menor carga soportan para conseguir una descarga del resto. Es necesario para ello un grosor mínimo de 2 mm. (Lafuente et al., 2009) Los alargos funcionales son un tipo de descarga selectiva. Consisten en la elevación del plano de trabajo de un metatarsiano que es insuficiente, estructural o funcionalmente, y que se pretende que trabaje proyectando su carga hacia distal para evitar que el resto se sobrecargue. Los

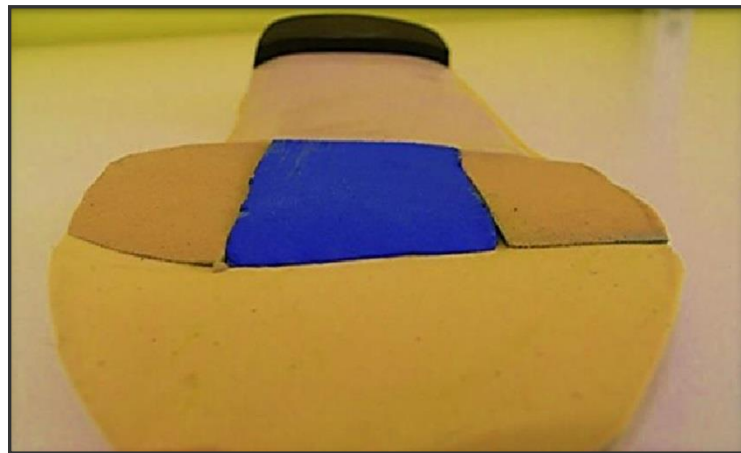


Figura 9. Descarga selectiva con uso de materiales de diferente densidad

metatarsianos más afectados de insuficiencia funcional son I y V. Es necesario tener en cuenta que son los metatarsianos con más movilidad y, por tanto, los más sujetos a insuficiencias por hipermovilidad o dorsiflexión. (Figura 9) (Bartolomei, 1990; Ferrández et al., 1993; Handelman et al., 1987; Levine et al., 1995; Munuera et al., 2002; Munuera et al., 2004; Steman, 1995; Choudhury et al., 1997; Hutchinson, 1992; Tachdjian, 1985)

e) Descargas retrocapitales

Se utilizan cuando interesa descargar de manera importante uno o más metatarsianos en casos en los que la sobrecarga metatarsal se produce desde la fase media del apoyo y se prolonga hasta la fase de despegue. Se trata de elementos con forma de almendra situados en la parte superior de la ortesis, justo por detrás de las cabezas de los metatarsianos. Con ello conseguimos dar apoyo a las diáfisis descargando las cabezas sobrecargadas. (Lafuente et al., 2009)

f) Elevación de arco longitudinal interno

Se pretende controlar la pronación patológica o incrementar las zonas de apoyo para redistribuir presiones plantares en la zona de antepié. Al controlar la pronación excesiva, disminuye la presión en el lado medial del antepié haciendo más homogéneo el reparto de cargas. (Munuera et al., 2001; Root et al., 1977)

g) Elevación de arco longitudinal externo

Tiene como objetivo estabilizar y transmitir la carga hacia el antepié. Para ser eficaz ha de mantenerse apoyado hasta el inicio de la fase de despegue. La función de carga del arco externo está relacionada con el sistema trabecular de la apófisis estiloides del quinto metatarsiano. (Ateca et al., 1995; Benhamú et al., 2003; Bartolomei ,1990; Castillo et al., 2001; Castillo, 2007)

h) Amortiguación

Consiste en colocar un material de menor densidad haciendo que éste disminuya la carga en un punto determinado.

- i. Amortiguación de un metatarsiano: Se utiliza para mejorar la amortiguación de una articulación metatarsofalángica dolorosa.
- ii. Amortiguación del antepié: Se utilizan bandas metatarsales de espumas de poliuretano o geles de silicona en plancha. El objetivo es amortiguar del impacto a todos los metatarsianos que están sobrecargados.
- iii. Descarga puntual de una zona prominente o dolorosa.
- iv. Amortiguación del talón: Se aprovechan las propiedades derivadas del almohadillado graso plantar y para ello se encapsula el talón para mejorar el efecto amortiguador y así absorber los impactos de repetición de baja intensidad. (Ramiro et al., 1995)

2.6.4 Ortesis de silicona

La silicona es un polímero bicomponente que pertenece al grupo de los elastómeros y está hecho principalmente de silicio. (Figura 10) (Levy et al., 2003)

Slater et al. afirman que el uso de ortesis digitales de silicona reduce significativamente las presiones. (Slater et al., 2006) El uso de ortesis de silicona digitales puede ser considerado como una solución eficaz y segura en pacientes con zonas de hiperpresión ya que posibilita una redistribución de las presiones máximas en la zona del antepié. (Scirè et al., 2009)



Figura 10. Cresta subdigital de silicona

2.6.5 Descargas “temporales”

La aplicación de estas descargas es un método prometedor para la reducción temporal de las presiones plantares en la zona de la sobrecarga, pero no existen apenas estudios que avalen sus resultados. Se utilizan, sobre todo, en pie de riesgo por su carácter temporal o cuando el tratamiento es puntual en el tiempo y requiere nuevas evaluaciones.

Para la realización de este tratamiento se pueden usar distintos materiales o su combinación, resaltando el fieltro adhesivo por encima de los demás, por su facilidad de manejo, coste y buen resultado. Estos fieltros están compuestos por poliéster, polietileno, lana, etc., y presentan una película de adhesivo hipoalergénico. Se presenta comercialmente en diferentes grosores, desde 1 hasta 10 mm. (Figura 11) (Gallego et al., 2010)

Estos materiales se cambian cada 48 horas ya que pierden su memoria de recuperación “elástica”, quedándose apelmazados y desapareciendo su capacidad para la descarga. (Ester et al., 2008)

La descarga se realiza aplicando los fieltros alrededor de la zona de hiperpresión mediante un diseño adaptado al tamaño, la localización y la biomecánica del paciente. Este punto es el más importante en la realización de la descarga, porque un error del patrón puede llegar a producir el fracaso terapéutico o el empeoramiento. A fin de evitar esto, se debe realizar un estudio biomecánico de las presiones plantares previo al comienzo del tratamiento, para así poder personalizar el diseño. Los fieltros, al igual que los soportes plantares, aumentan la superficie de contacto y además utilizan el descenso o ascenso de planos para quitar la presión en un punto determinado. (Gallego et al., 2010)



Figura 11. Descarga temporal de lana peinada

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 rutina diaria con un calzado amplio. (Ester et al., 2008)

2.7 Materiales

2.7.1 Propiedades físicas de los materiales técnicos

Antes de describir los materiales utilizados con mayor frecuencia para descargar una zona, se definen las características que dan las propiedades a los materiales.

Deformación: Es la capacidad que tiene un cuerpo para reaccionar a la aplicación de una determinada fuerza cambiando o perdiendo su forma, es decir, el alargamiento u acortamiento de un material que se produce por efecto de las acciones exteriores. Está relacionada con la propiedad según la cual todos los sólidos cambian su resistencia mecánica en función de las fuerzas que actúen sobre ellos. (Barroso et al., 2008; Callister et al., 2007)

La intensidad, la velocidad, la tipología de fuerza y el tiempo son algunos de los factores que marcan el tipo de deformación que sufre un material, ya que ésta puede ser instantánea, temporal, o definitiva. Que la deformación sea definitiva está marcado por el límite de fluencia, que es un indicador de tensión a partir del cual las deformidades se hacen permanentes. (Levy, 2003)

En relación con las características de la deformación, los materiales tienen un coeficiente al que denominamos memoria, que marca la capacidad de recuperación; el poseer mucha memoria significa que es capaz de mantener sus propiedades originales tras la aplicación repetitiva de fuerzas. La memoria, por lo general, dictamina la durabilidad de los materiales ya que, al determinar la resistencia en el tiempo a la deformación, implica un menor deterioro. (Levy, 2003)

La Ductilidad o Deformabilidad: es la capacidad de deformación hasta rotura de un material. (Callister et al., 2007)

Fluencia: aumento de la deformación en el tiempo de un material sometido a tensión constante. (Callister et al., 2007)

Relajación: reducción de la tensión de un material en el tiempo sometido a una deformación constante. (Callister et al., 2007)

Esfuerzo: Se define como el resultado de la aplicación de una fuerza a un material. Hay distintos tipos de esfuerzo como son al alargamiento (esfuerzo de tracción), al aplastamiento (esfuerzo de compresión), al desplazamiento lateral de una capa sobre otra (esfuerzo de cizalla), al giro (torsión) o bien a una mezcla entre tracción y compresión (flexión). Esfuerzo de compresión se denominaría el esfuerzo de empuje hacia una superficie. (Figura 12) (Barroso et al., 2008; Levy, 2003; Madhukor, 2003)

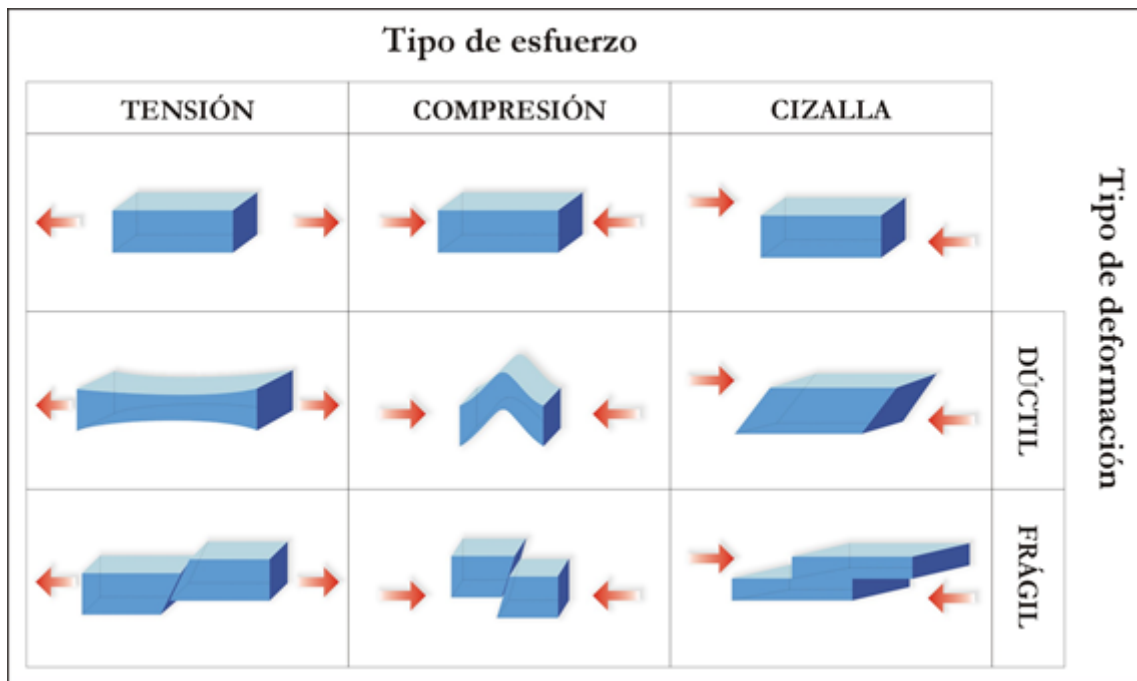


Figura 12. Relación del tipo de deformación en función del esfuerzo

Dependiendo de la velocidad de carga:

- Tenacidad: energía de deformación absorbida por el material hasta rotura, bajo una carga lenta; es decir, es la capacidad que tiene para absorber energía en el campo plástico. (Barroso et al., 2008; Callister et al., 2007)
- Resiliencia: energía de deformación absorbida por el material hasta rotura, bajo una carga rápida (impacto). Por tanto, es la capacidad que presenta un material para absorber energía cuando es deformado elásticamente y devolverla cuando la carga deja de aplicarse. (Barroso et al., 2008; Levy, 2003)

Módulo de Young: Este módulo mide la pendiente de la región lineal de la curva esfuerzo-deformación en materiales sometidos a tracción o a compresión, que es una constante para cada tipo de material. Si en las abscisas se coloca la deformación y en las ordenadas el esfuerzo, cuanto más vertical sea la gráfica, más rígido será el material y mayor el módulo de Young. Por el contrario, cuanto más horizontal sea la gráfica, más flexible será el material y menor el módulo de Young. (Michael et al., 2008; Morton, 2000; Serway et al., 2008; Callister et al., 2007)

Rigidez: Es la propiedad de los materiales de resistirse a la deformación o capacidad que tienen los materiales de soportar un esfuerzo sin deformarse. A mayor rigidez de un material, menor deformación sufrirá éste al recibir solicitaciones. (Levy, 2003)

Restitución: Es la velocidad con que un material recupera su forma original al dejar de recibir una carga. También se le denomina recuperación, y se distinguen materiales de recuperación lenta, media o rápida. Los materiales de recuperación lenta son los de más reciente incorporación en el mercado y permiten contrarrestar los efectos adversos que para ciertas alteraciones origina el denominado “rebote” de los tejidos blandos. (Levy, 2003)

Compresibilidad: pérdida de volumen producida por las fuerzas o tensiones compresivas. Supone el adelgazamiento progresivo de un material por acción de las cargas. (Levy, 2003)

Densidad: Es la masa de un cuerpo por unidad de volumen. En el caso de los materiales ortésicos este parámetro se relaciona con su peso. Dentro de los materiales de una misma gama se encuentran diferentes densidades. Se asocia a la rigidez o flexibilidad de éstos, puesto que si en una misma unidad de volumen presentan mayor cantidad de masa, obviamente habrá mayor compactación y por tanto mayor resistencia mecánica a la sollicitación o carga. (Barroso et al., 2008; Levy, 2003; Serway et al., 2008)

Dureza (Shore): no puede definirse exactamente como una propiedad específica de los materiales, pero sí como una característica esencial de éstos. Es una condición de la superficie del material y está relacionada con sus propiedades elásticas y plásticas. (AENOR, 2003; Callister et al., 2007; Davis et al., 1964 ; Levy, 2003; Santos et al., 2001)

Se entiende por dureza la propiedad que tienen los materiales de resistir la penetración. (AENOR, 2003; Barroso et al., 2008; Davis et al., 1964) La durometría se evalúa con unos instrumentos denominados durómetros, que miden la fuerza de penetración requerida para introducir una punta en la superficie del material en estudio. Los durómetros de uso más frecuentes son los durómetros tipo A (Shore A) y tipo D (Shore D). Miden la profundidad de penetración en un punto y se calibran del cero al cien, identificando en un lector digital la graduación obtenida. Cuando con el durómetro Shore A se obtiene lecturas superiores a 90°, se recomienda el empleo del durómetro Shore D, que dispone de una punta cónica y de un resorte más rígido. (Figura 13) (Davis et al., 1964; Santos et al., 2001)

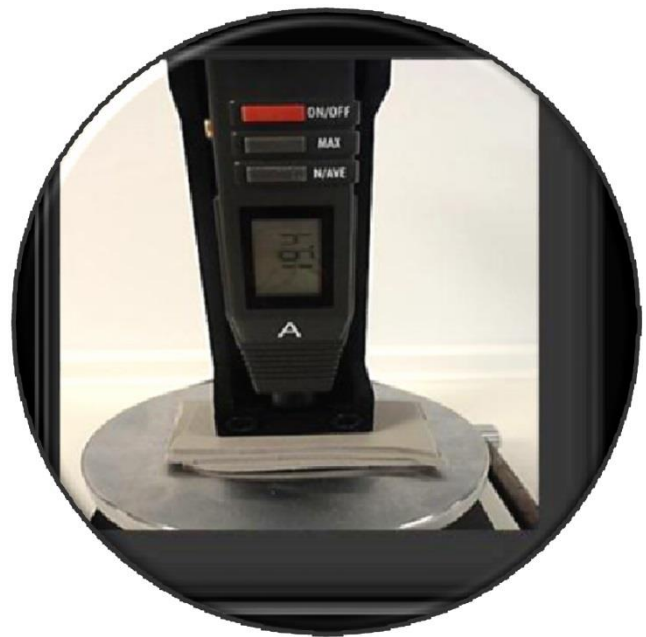


Figura 13. Medición del Shore A

2.7.2 Comportamiento de los materiales

Los principales mecanismos de deformación son tres:

- Deformación elástica
- Deformación plástica
- Deformación viscosa

Se trata de mecanismos teóricos que, aunque no se dan puros en la realidad, permiten estudiar y analizar los materiales. Estos mecanismos se suelen combinar (elasto-plástico, visco-elástico, visco-plástico)

- Elásticos: Deformación proporcional a la tensión.

- Viscoso: Relación exponencial entre tensión-deformación; es decir, al mantener una deformación en el tiempo la tensión es cada vez menor.

- Plásticos: Deformación permanente ante una carga (no recuperan su forma original). **(Callister et al., 2007; Michael et al., 2008)**

- **Comportamiento elástico**

Es el de materiales que siguen la ley de Hooke. Tras la aplicación de una fuerza estos materiales recuperan sus características originales; es decir, la deformación instantánea producida por la carga es recuperable (vuelve a su forma original al cesar la carga). **(Barroso et al., 2008)** La característica más importante del comportamiento elástico es que es reversible: al suprimir la fuerza que provoca la deformación el sólido vuelve al estado inicial. Sin embargo, la aplicación de una fuerza importante puede superar el límite elástico y provocar la pérdida de las características iniciales. Si la fuerza fuese mayor aún, se llegaría a un punto llamado punto de máximo esfuerzo, en el cual el cuerpo no es capaz de tolerar un mayor esfuerzo. Rebasado este límite el cuerpo llega a romperse, lo que se denomina punto de fractura. **(Callister et al., 2007; Michael et al., 2008;)**

La ley de Hooke establece que las deformaciones son proporcionales a las cargas que las producen. Los tejidos vivos no cumplen exactamente esas características, por ello su comportamiento se conoce con el nombre de viscoelástico. **(Madhukor, 2003; Michael et al., 2008; Serway et al., 2008)**

El límite elástico, también denominado límite de elasticidad, es la tensión máxima que un material puede soportar sin sufrir deformaciones permanentes. Si se aplican tensiones superiores a este límite, el material experimenta un comportamiento plástico, deformaciones permanentes y no recupera espontáneamente su forma original al retirar las cargas. En general, un material sometido a tensiones inferiores a su límite de elasticidad es deformado temporalmente de acuerdo con la ley de Hooke (Figura 14). (Barroso et al., 2008; Callister et al., 2007)

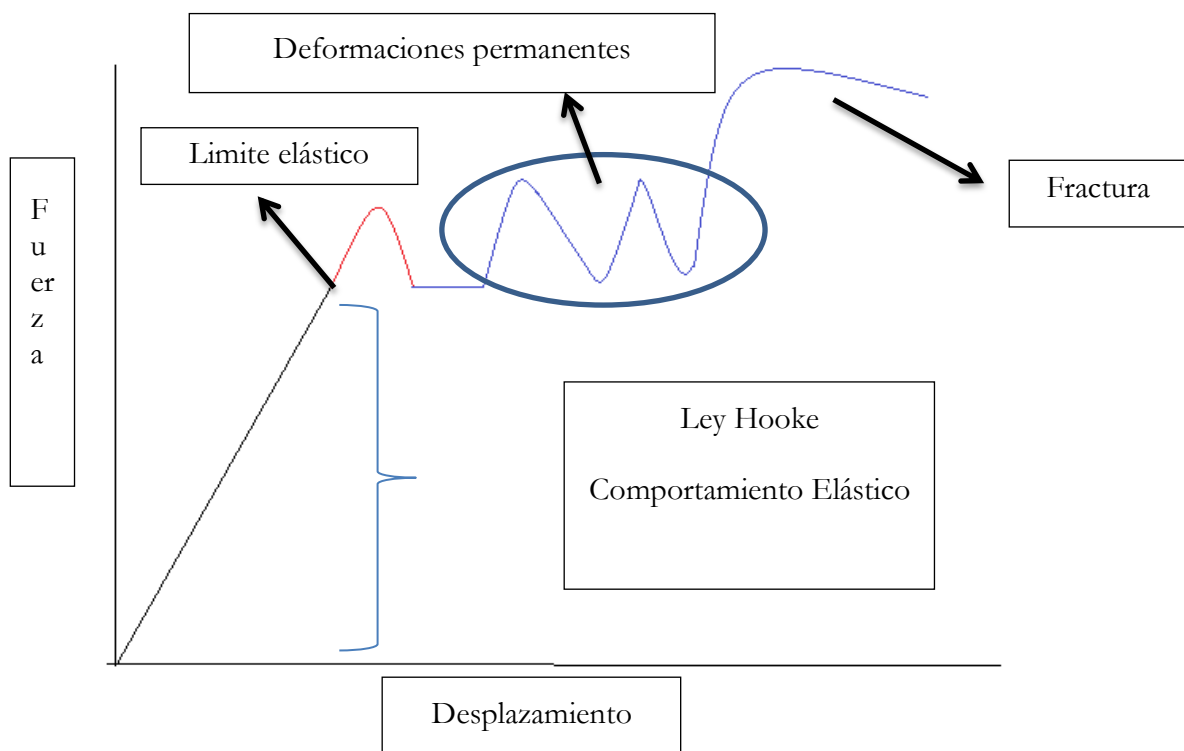


Figura 14. Comportamiento elástico de los materiales

Los materiales sometidos a tensiones superiores a su límite de elasticidad tienen un comportamiento plástico. Si las tensiones ejercidas continúan aumentando el material alcanza su punto de fractura. El límite elástico marca, por tanto, el cambio de comportamiento del material. (Barroso et al., 2008; Callister et al., 2007)

- **Comportamiento plástico**

Aquí existe irreversibilidad; aunque se retiren las fuerzas bajo las cuales se produjeron deformaciones elásticas, el sólido no vuelve exactamente al estado termodinámico y de deformación que tenía antes de la aplicación de las mismas.

- La deformación instantánea del material aumenta a tensión constante.
- La deformación es no recuperable e irreversible

La plasticidad es la propiedad mecánica de un material de deformarse permanente e irreversiblemente cuando se encuentra sometido a tensiones por encima de su rango elástico, es decir, por encima de su límite elástico. (Barroso et al., 2008; Callister et al., 2007)

- **Comportamiento viscoso**

El comportamiento viscoso se caracteriza porque la deformidad no es instantánea, es decir, la deformación como respuesta a un esfuerzo aplicada depende del tiempo. Este tipo de comportamiento de deformación en el tiempo y lenta se combina en los tejidos corporales con el comportamiento elástico, produciéndose así el comportamiento visco-elástico. En este tipo de comportamiento, al realizar un esfuerzo se observa una variación de la deformidad en dos tiempos: tiene una parte elástica que es inmediata y una deformación que evoluciona con el tiempo correspondiente a su parte viscosa. La recuperación también evoluciona en el tiempo; hay una recuperación inmediata por la parte elástica y la parte viscosa recupera paulatinamente hasta su totalidad. (Barroso et al., 2008)

Aquí se pueden distinguir los siguientes modelos:

- Visco-elástico, en que las deformaciones elásticas son reversibles. Para velocidades de deformaciones arbitrariamente pequeñas este modelo tiende a un modelo de comportamiento elástico. (Figura 15)

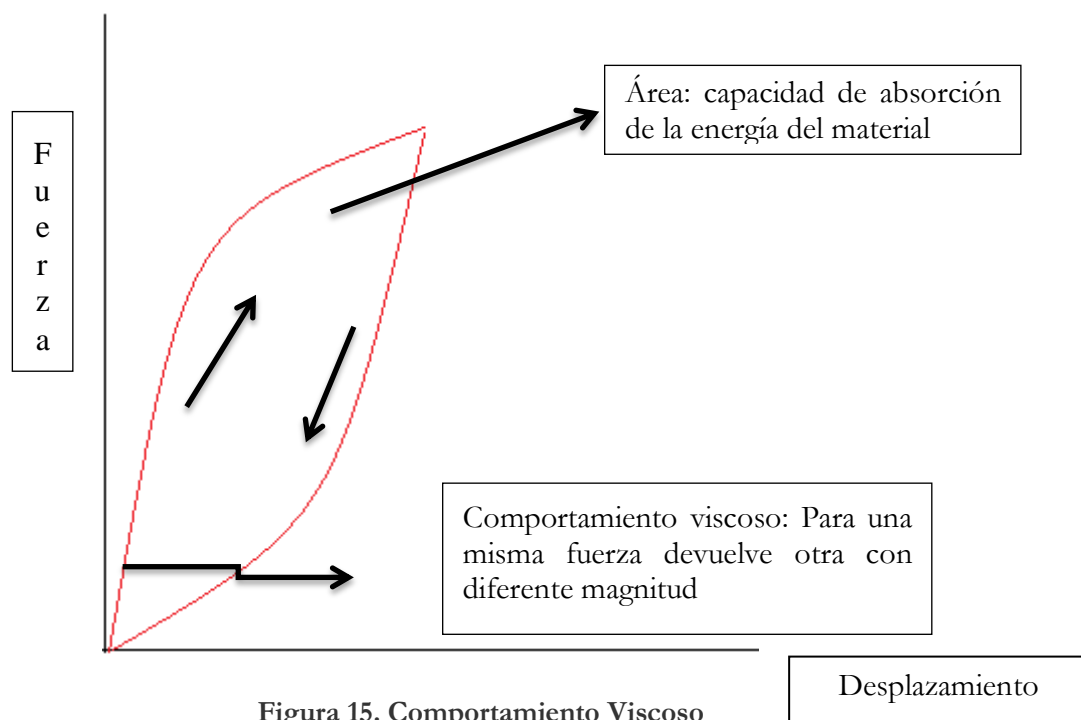


Figura 15. Comportamiento Viscoso

- Visco-plástico, que incluye tanto el desfase entre tensión y deformación por efecto de la viscosidad como la posible aparición de deformaciones plásticas irreversibles. (Barroso et al., 2008)

Se diferencia del comportamiento plástico porque depende del tiempo y no se supera el límite elástico del material. (Callister et al., 2007)

- **Comportamiento frente a acciones dinámicas**

La respuesta mecánica de los materiales depende de la velocidad de carga y del número de repeticiones. Normalmente los materiales muestran mayor resistencia al aumentar la velocidad de carga (impactos).

Se distinguen tres parámetros de caracterización:

- Resistencia al impacto: aplicación de una carga muy rápida. El material responde absorbiendo energía de forma elástica para devolverla. (Resiliencia: energía almacenada durante la deformación elástica).
- Fatiga: aplicación de cargas repetidas inferiores a la resistencia estática y repetidamente hasta rotura. La rotura se produce a tensiones inferiores a la resistencia estática.
- Amortiguamiento: Capacidad de disipación la energía por calor. (Barluenga, 2010; Callister et al., 2007)

Fatiga

Se define como la disminución de la resistencia de los materiales cuando se le aplican sollicitaciones repetidas inferiores a la resistencia estática. Afecta a todos los materiales y se produce por el crecimiento o acumulación de defectos existentes en los materiales (fabricación, procesado, etc.). Se produce la rotura por la repetición de la carga y no por la duración (no confundir con fluencia). Para algunos materiales, hay un valor por debajo del cual no hay fatiga (Límite de fatiga). Las condiciones básicas para que tenga lugar una rotura por fatiga son que haya un número de ciclos suficientes, que la tensión máxima aplicada alcance valores elevados y que se produzcan fluctuaciones intensas en la tensión aplicada. (Barroso et al., 2008; Billmeyer, 1984; Callister et al., 2007; Hasper, 1992; Nuñez et al., 2004; Rosen, 1993;)

Ensayos de comportamiento dinámico

- La resistencia de los materiales depende de la velocidad de carga y del número de repeticiones.
 - Ensayos de impacto: Se aplica una carga muy rápida (impacto), se mide la deformación producida y se calcula la resiliencia (energía absorbida).

- Ensayos de fatiga: cargas repetidas inferiores a la resistencia estática y repetidamente hasta rotura. La rotura se produce después de un número de ciclos. Se repite el ensayo para diferentes cargas.
- Algunos materiales presentan una Ley de fatiga (resistencia bajo cargas repetidas y bajo carga estática). (Barluenga, 2010; Barroso et al., 2008)

Tipos de fractura

- Están relacionados con los mecanismos de deformación:
 - Frágil: baja deformación en rotura (elástico). Modo de fractura caracterizado por una rápida propagación de la fisura.
 - Dúctil: alta deformación en rotura (muy plástico). Modo de fractura caracterizado por una lenta propagación de la fisura.
 - Por fluencia: rotura por deformación diferida (viscoso). Modo de fractura dependiente del tiempo de un material sometido a carga o esfuerzo constante.
 - Por fatiga: cargas repetidas inferiores a tensión máxima. (Callister et al., 2007)

Resumen de comportamiento mecánico

Deformación	Dependencia en función del tiempo	Recuperable	Tipo de fractura
Elástica	No	Si	Frágil
Plástica	No	No	Dúctil
Viscosa	Si	No	Fluencia
Visco-elástica	No (depende de la repetición de cargas)	Si (una inmediata y otra progresiva)	Fatiga
Visco-Plástica	No (depende de la repetición de cargas)	Parcialmente	Fatiga

Tabla nº 2. Resumen del comportamiento mecánico. (Callister et al., 2007; Smith, 1998)

2.7.3 Concepto de Polímero

Un polímero está constituido por moléculas de grandes dimensiones, macromoléculas, que contienen una cadena central de átomos unidos por enlaces covalentes. Estas macromoléculas se forman a través de un proceso denominado polimerización, en el cual las moléculas simples o monómeros se adhieren entre sí formando una red tridimensional. (Barroso et al., 2008) Sus propiedades no vienen determinadas exclusivamente por su peso molecular y morfología, debiendo tener en cuenta la estructura molecular de las cadenas y su conformación en estado sólido. En general, los polímeros tienen una excelente resistencia mecánica debido a que las grandes cadenas poliméricas se atraen. Las fuerzas de atracción intermoleculares dependen de la composición química del polímero y pueden ser de varias clases: débiles del tipo Van der Waals o fuertes como los puentes de hidrógeno. Algunos polímeros están formados por dos tipos diferentes de monómeros; en otros hay monómeros de un solo tipo y se les denomina homopolímeros. Si en la formación han intervenido dos o tres monómeros, el polímero se denomina copolímero o terpolímero, respectivamente, y las unidades estructurales, comonómeros. Las cadenas de los polímeros se conforman formando grandes cadenas lineales o añadiendo ramificaciones y este tipo de disposición dará lugar a materiales de alta o baja densidad. La ramificación de las cadenas da lugar a que el grado de empaquetamiento de este tipo de polímeros sea menor que en los lineales y, por tanto, sean de menor densidad. La ramificación, además, debilita los enlaces permitiendo un mayor deslizamiento de las cadenas y condicionando una menor resistencia a la tracción. (Baer, 1986; Barroso et al., 2008; Boverly, 1979; Callister et al., 2007; Morton, 2000; Rosen, 1993)

Los polímeros admiten multitud de configuraciones dando lugar a estructuras complejas (lineal o ramificadas) tridimensionales, retorciéndose sobre sí misma en forma de ovillo. La posibilidad de retorcerse permite el entrecruzamiento con otras estructuras dando una morfología amorfa. Esta morfología amorfa unida a su capacidad de rotar bajo esfuerzo determinan las propiedades mecánicas y térmicas. En estas estructuras tridimensionales se produce la formación de cristales; esta estructura cristalina es importante porque confiere mucho más resistencia al material. La complejidad de las estructuras hace prácticamente imposible encontrar polímeros completamente cristalinos, observándose siempre una mezcla entre zonas amorfas y zonas cristalinas. El grado de cristalinidad dependerá de varios factores como la existencia de ramificaciones, velocidad de enfriamiento, la sencillez de la estructura (lineal), adición de átomos, etc.... En general, el grado de cristalinidad de un material polimérico aumenta conforme disminuye el peso molecular de sus cadenas. (Barroso et al., 2008)

2.7.4 Clasificación de los materiales poliméricos

Las propiedades de los materiales poliméricos dependen de su estructura molecular y cristalina. Los polímeros se dividen en dos grandes grupos: plásticos y elastómeros (caucho). Los plásticos, a su vez, se dividen en termoplásticos y termofijos o termoestables. (Barroso et al., 2008)

Los termoplásticos, también denominados polímeros lineales, tienen como cualidad su débil unión entre las cadenas poliméricas. Al no tener reticulaciones, esto permite que cuando se calienta se ablanda y se endurece cuando se enfría. Este proceso es reversible si no se sobrepasa el punto térmico de ruptura de los enlaces covalentes del material.

Son materiales que deben ser calentados para darles forma manteniendo ésta al enfriarse. A este grupo pertenecen el polietileno, polipropileno y los vinilos. **(Baer, 1986; Balart, 2008; Barroso et al., 2008; Bovery, 1979; Nielsen, 1974)**

Plásticos termofijos o termoestables: materiales plásticos que resultan de una reacción química por la acción de calor (catálisis). Éstos, a diferencia de los anteriores, no pueden calentarse. Sus cadenas están unidas entre sí por fuertes enlaces covalentes que impiden su desplazamiento, dando lugar a una estructura altamente reticulada. Esta reticulación es un proceso irreversible, que no puede modificarse mediante calor, llegándose a degradar en caso de aplicárseles altas temperaturas.

Sus prestaciones son la alta estabilidad térmica, la rigidez, la estabilidad dimensional, la resistencia a la deformación bajo cargas y la capacidad de aislantes térmicos y eléctricos. Resultan más duros, resistentes y frágiles que los termoplásticos. En este grupo podemos englobar a los poliésteres, resinas de poliéster y fenólicos. **(Baer, 1986; Balart, 2008; Barroso et al., 2008; Bovery, 1979; Hasper, 1992; Nielsen, 1974)**

Elastómeros: materiales amorfos que, a temperatura ambiente, se alargan bajo un esfuerzo pequeño, por lo menos al doble de su longitud, y recuperan rápidamente casi su misma longitud original cuando el esfuerzo cesa. Presentan cualidades entre los dos anteriores, ya que son polímeros lineales cuya unión es ocasionalmente covalente haciendo que su reticulado sea menor que los termoestables. Su alta deformación y su elasticidad vienen determinadas fundamentalmente por la longitud de sus nudos y las pocas uniones. **(Barroso et al., 2008; Billmeyer, 1984; Hasper, 1992; Meares, 1965)** Las propiedades de los elastómeros dependen del grado de entrecruzamiento, fenómeno que podemos aumentar mediante un proceso denominado vulcanización. A este grupo pertenece el caucho. **(Baer, 1986; Barroso et al., 2008; Bovery, 1979)**

En general, los polímeros termoestables presentan fracturas frágiles y los termoplásticos presentan fracturas dúctiles y frágiles. **(Billmeyer, 1984; Hasper, 1992; Rosen, 1993)**

Según su origen los podemos clasificar en polímeros naturales (lana, algodón, caucho natural etc...) y polímeros sintéticos: plásticos, cauchos sintéticos etc... **(Besednjak, 2005)**

A veces, para aportar nuevas características a los polímeros se añaden una serie de aditivos que le proporcionan nuevas propiedades. Destacar entre ellos los espumantes, esponjantes, agentes vulcanizantes, colorantes o pigmentos, antiestáticos, biocidas, refuerzos, etc.. **(Barroso et al., 2008)** Se consideran espumas aquellos materiales que tienen celdillas huecas repartidas en su interior, presentando una densidad inferior al material primario y que mejoran propiedades como la resistencia

acústica y térmica. Esta porosidad se consigue sometiendo al material a un proceso de adición llamado espumación. Este proceso se realiza haciendo burbujear un gas inerte en el material cuando éste está fundido o bien por la descomposición de un producto a altas temperaturas que genera el gas cuyas burbujas se introducen en el material. Todo ello da lugar a la formación de poros durante el enfriamiento, confiriendo a la estructura el tipo esponjoso. Pueden ser termoplásticas, termoestables o elastoméricas.

En general, cualquier plástico puede espumarse pero en la práctica pocos son los que se utilizan en forma celular. **(Barroso et al., 2008)** Las espumas pueden tener dos tipos de configuración, de celdas abiertas o de celdas cerradas. Los materiales de celdas abiertas se asemejan a una esponja, en donde las estructuras son huecas, permitiendo el libre intercambio de aire dentro y fuera del material. En los materiales de celdas cerradas, el aire o algún otro gas (generalmente nitrógeno) es atrapado dentro de las celdas. Esto facilita que, tras el cese de la presión, el gas recupera el grosor inicial a la deformación. **(Whittle, 1999)**

2.7.5 Tipos de materiales

Espuma de látex

Se denomina caucho natural o látex. Es un compuesto polimérico de mil a cinco mil monómeros de isopreno, un hidrocarburo insaturado que es obtenido a partir de la savia del árbol *Hevea brasiliensis*. **(Blackley, 1997)**

Se caracteriza por su capacidad elástica que se obtiene en el proceso de vulcanización. Durante este proceso un material relativamente plástico como es el caucho sin vulcanizar, se transforma en un material altamente elástico debido a la creación de uniones entre los átomos de carbono de las macromoléculas poliméricas. **(Roy, 1989)**

Se aplica como descarga en plantillas, alzas, posteado y amortiguación en la zona del muñón. Es un material de amplio confort, alta resiliencia, alta transpiración y gran amortiguador. Presenta gran memoria de recuperación y en cuanto a la humedad tiene propiedades de absorción y deshumidificación. Se puede encontrar también en presentación adhesiva con pegamento hipoalergénico. (Figura 16) **(Callister et al., 2007; Levy et al., 2003)**



Figura 16. Espuma de látex

Espumas de Poliuretano

El descubrimiento de los poliuretanos por Otto Bayer se sitúa en el año 1937, aunque su esplendor no comienza hasta la década de los 50. Desde ese momento hasta la actualidad, la aplicación de los poliuretanos ha experimentado un crecimiento espectacular en numerosos sectores. (Santamaría et al., 2002)

El poliuretano (en adelante, PUR) se obtiene mediante condensación de bases hidroxílicas combinadas con disocianatos. Los PUR se clasifican en dos grupos, definidos por su estructura química y diferenciados por su comportamiento frente a la temperatura: Poliuretanos termoestables o poliuretanos termoplásticos (según si degradan antes de fluir o si fluyen antes de degradarse, respectivamente). Los PUR termoestables más habituales son espumas, muy utilizadas como aislantes térmicos y como espumas resilientes.

El PUR se utiliza para diferentes partes en el sector calzado, siendo las más importantes las de adhesivo para realizar la unión corte-piso, recubrimiento del empeine, contrafuerte en talón/puntera, acolchado de forros para mejorar el confort del calzado, plantilla, confección de los diferentes pisos, material/ componentes del corte y forros técnicos. En ortopodología se utiliza para descargar y almohadillar zonas concretas. (Lee, 2008; Lee, 2008; Woods, 1990)

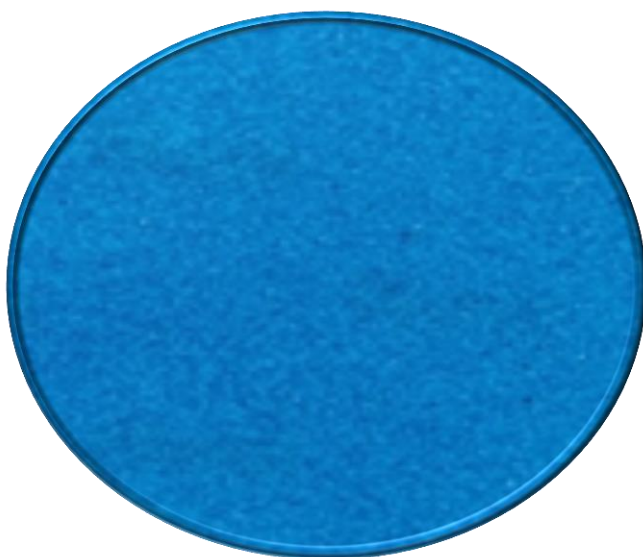


Figura 17. Espuma de poliuretano

Presentan como característica técnicas que es de fácil adaptación, lavable y tiene una gran amortiguación. No debe estar en contacto directo con la piel del paciente puesto que se rompe fácilmente; para evitarlo se utilizan materiales que lo protejan como EVA o pelite. Se suele utilizar principalmente en adultos y ancianos. (Figura 17) (Cohi et al., 2001; Jimenez ,2008; Levy et al., 2003; Lafuente et al., 2009)

Etileno Vinil Acetato - EVA foam

El Etil Vinil Acetato (también llamado EVA foam, Foamy o goma EVA), uno de los varios nombres genéricos, es un polímero termoplástico conformado por unidades repetitivas de etileno y acetato de vinilo. Este material combina la flexibilidad que le proporciona su parte de caucho (conferido por el acetato de vinilo) y la resistencia mecánica que le dan las poliolefinas (etileno).

La gran variedad de densidades hace que aumenten sus posibilidades de uso o aplicaciones, siendo un material liviano y duradero. Es un copolímero termoplástico de células cerradas y bajo peso que absorbe las presiones. Su densidad puede variar desde 30 kg/m^3 , hasta 360 kg/m^3 . El contenido de vinil acetato es un factor determinante de las características físico - químicas del EVA; al aumentar su cantidad se aumenta la transparencia y la flexibilidad y, también, se afecta la resistencia al impacto, el choque térmico, la tendencia al agrietamiento en zonas con tensiones bajo la acción de ciertos líquidos y la densidad del material (de 0.93 a 0.96 g/cm^3 , según el contenido en vinil acetato). (Figura 18) (Lafuente et al., 2009, Pérez, 2010)



Figura 18. Etil vinil acetato

En sus inicios se utilizó en láminas para la confección de suelas de calzado. Hoy día se utiliza, además, como encajes para muñones, taloneras para disimetrías, posteos de antepié/retropié, alzas internas/externas y ortesis plantares. Si se utiliza de baja densidad su función será amortiguadora. La forma de unión es mediante cola de contacto.

En cuanto a sus características técnicas es un material muy ligero, lavable, fácilmente adherible y atóxico. Se compacta con el tiempo y existen gran variedad de densidades. Merma con el calor, lo cual hay que tener en cuenta al cortar el material y proporciona buena estabilidad, con mediana corrección biomecánica. La duración de las ortesis depende de la utilización, pero podemos promediar que las de baja densidad aproximadamente 1 año y las de media o alta de 1 a 2 años. (Kang et al., 2006; Lafuente et al., 2009; Levy et al., 2003)

EVA corcho

El corcho procede de las paredes protectoras del alcornoque. Está formado por infinidad de células huecas, unas en contacto con otras, por lo que no retiene la humedad, lo que se ve favorecido por la presencia de suberina en su composición. Su principal ventaja es su bajo peso.



Figura 19. EVA Corcho

En el mercado existen derivados sintéticos del corcho como puede ser el corcho-EVA. Con la adición de matrices plásticas se convierte en material termoadaptable para la confección de plantillas. Fundamentalmente se emplea para la realización de alzas, taloneras y posteados. (Figura 19) (Levy et al, 2003)

Espuma de polietileno Roval foam®

El Roval foam® es una espuma de polietileno usada en función de la densidad que presenta. Permite ortesis plantares única y exclusivamente con este material. Dentro del Roval foam® existen dos presentaciones diferentes: alta y media densidad. Se presenta en planchas de 3 y 5 cm de color negro o marrón. (Figura 20)

Las descargas autoadaptables funcionales (en adelante DAF) constituyen su mayor prestación (Figura 21). Esta característica es muy útil en las metatarsalgias ya que consigue amoldarse a la irregularidad de la zona de las cabezas metatarsales y permite de forma automática el reparto de cargas, eliminando o mejorando con ello el dolor y la hiperqueratosis. Sin embargo, las DAF tienen una vida útil determinada ya que llegará un momento en que el material queda totalmente prensado sin poder discriminar las zonas de mayor presión.



Figura 20. Espuma de polietileno

La diferencia de la DAF respecto de las clásicas descargas retrocapitales, es que, en tanto las primeras mantienen su acción en cualquier fase de la marcha (también en bipedestación), las últimas no actúan en la fase unipodal ni, sobre todo, en la fase de despegue, en la cual trabajan las cabezas de los metatarsianos y la base de las falanges, fases de importancia básica para las sobrecargas. **(Rodríguez, 1989)**

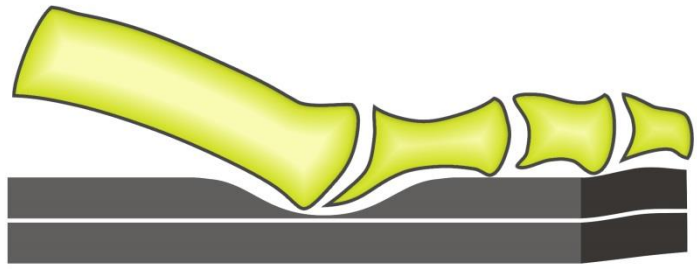


Figura 21. Descargas autoadaptables funcionales

2.8 Antecedentes y estado actual del problema

Múltiples estudios hablan de los beneficios de los tratamientos conservadores utilizando materiales de descarga en zonas de hiperpresión; sin embargo, son muy escasos en los que se realiza una valoración de los materiales empleados.

En 1990, Veves et al realizan un estudio para determinar la eficacia del uso de medias acolchadas para reducir la presiones generadoras de úlceras plantares en el paciente con pie diabético neuropático. Obtienen que el uso continuo de estas medias generaba una importante y significativa reducción de los picos de presión en el pie a los 3 meses (Presión media reducción del 15,5%) y a los 6 meses (17,6%) y, sobre todo, al inicio del estudio (31,3%). Llegan a la conclusión de que el uso de medias acolchadas era efectivo y que, además, esta eficacia se mantenía durante un periodo considerable de tiempo. **(Veves et al., 1990)**

En 1992, Stress et al. estudian el efecto de material de plantilla en las fuerzas y las presiones plantares durante la marcha. No encuentran diferencias significativas en la fuerza vertical máxima y presión integral-tiempo entre las plantillas y el caminar descalzo. Hallan, sin embargo, una reducción significativa de presión plantar máxima en la parte delantera del pie con el uso de plantillas. **(Stress et al., 1992)**

En 2006, Kang et al. estudian las correlaciones existentes entre el tratamiento de las metatarsalgias con almohadillas plantares metatarsales y la mejora subjetiva del dolor. Se elaboraron almohadillas plantares metatarsales de espuma de PUR para colocarlas proximalmente a las cabezas metatarsales de los dedos afectados. Se observa reducción de los picos de presión máxima y la presión máxima integral debajo de las segundas cabezas metatarsales afectadas. Además, encuentran significación estadística en la mejora del dolor percibida por estos pacientes. **(Kang et al., 2006)**

En 2006 Vanesa et al. determinan si el fieltro de relleno, aplicado directamente sobre la piel, es más eficaz en la curación de úlceras localizadas en antepié y Hallux de pies diabéticos, que su utilización en el calzado. Aplican de forma aleatoria a 32 sujetos los dos tratamientos durante 4 semanas y

llegan a la conclusión de que no existen diferencias significativas en la cicatrización. (Vanesa et al., 2006)

En 2006, Roger et al publican un estudio sobre los efectos que se producen en las presiones de la región anterior del pie con la utilización de plantillas de PUR y PUR+Espuma de polietileno en el calzado. Concluyen que ambas plantillas reducen los picos de presión producidos en la zona de antepié de forma inicial; sin embargo, las plantillas de PUR+Espuma de polietileno son las más eficaces en la reducción de la presión pico y del tiempo integral de presión. (Roger et al., 2006)

En 2007, Hasying et al. realizan un estudio para establecer los efectos de las distintas localizaciones posibles de las almohadillas plantares en pacientes con diabetes mellitus y neuropatía periférica. Determinan que la mejor localización posible, al conseguir una reducción más consistente de las presiones, se sitúa entre los 6 y 11 mm proximales a las cabezas metatarsales. (Hasying et al., 2007)

En 2008, Shi Zhao et al. realizan un estudio comparativo de fieltros de distintas clases como son el Blue Poron®, Blue Orange Professional Tecnología de protección (PPT®), Azul Negro PPT®. Para ello, efectúan mediciones a 5 pacientes con lesiones a nivel del I CMT. Para el estudio utilizan plantillas, ya que valoran todos estos materiales, de grosor uniforme de 6.4 mm, dentro del calzado. El estudio concluye que este tipo de materiales reduce entre un 25 y 35 % las presiones. (Zhao et al., 2008)

O'Leary et al en 2008, llevan a cabo un estudio de las plantillas acolchadas. Estas reducen significativamente la fuerza de reacción de impacto vertical máxima del terreno (6,8%) y la tasa de carga (8,3%), así como la aceleración (15,8%), cuando se comparan con el uso exclusivo del zapato. Las reducciones en la fuerza de reacción vertical del suelo y la aceleración son debidas a las propiedades de absorción de energía de las plantillas acolchadas. (O'Leary et al., 2008)

En 2010, Nordsiden et al determinan el efecto de la aplicación de tres modalidades distintas de almohadillas plantares elaboradas con el mismo material (sin almohadilla, almohadilla en bóveda metatarsal, almohadilla en forma de U y almohadilla en forma de O) sobre los picos de presión y la presión media de un pie plano durante la ejecución de una carrera de maratón. Mediante un método estandarizado para la recogida de datos en dinámica llegan a la conclusión de que la almohadilla plantar con morfología de bóveda metatarsal, colocada bajo la I CMT, es la más efectiva para reducir los picos de presión plantar y la presión plantar media en los pies planos. (Nordsiden et al., 2010)

En 2010, Tong et al. valoran la reducción de la presión que se produce con el uso de almohadillas plantares elaboradas con diversos tipos de materiales derivados del PUR. Concluyen que la gran mayoría de los materiales usados en podología clínica derivados del PUR son capaces de amortiguar la carga que se produce en el pie, reduciendo así su estrés durante la marcha. Observan, además, que la descarga con este material semi-compresivo resulta efectiva pero que requiere cambios frecuentes ya que pierde su eficacia rápidamente. (Tong et al., 2010)

En 2011, Expósito realiza un estudio comparativo sobre EVA utilizados en la confección de ortesis para deportistas. Obtiene que los materiales con mayor histéresis absorben más energía; sin embargo, los de mayor resiliencia dan mejores resultados en relación al rendimiento deportivo en modalidad de carreras cortas o salto múltiple. **(Expósito, 2011)**

Koenraadt et al en 2012, sugieren que las almohadillas metatarsianas alivian el dolor metatarsal, además de por la reducción de la presión plantar, por la creación de espacio entre las cabezas de los metatarsianos. Destacan la importancia de la colocación precisa de las almohadillas metatarsales para inducir la reducción de presión debajo de la cabeza del metatarsiano y aumentar la altura de la II AMT. **(Koenraadt et al., 2012)**

En 2013, McCormick et al. comparan diferentes métodos de confección de ortesis y como control utilizan el uso exclusivo del calzado. Los hallazgos de este estudio indican que todas las ortesis de polietileno proporcionan el mismo efecto sobre las presiones plantares en las partes media y delantera del pie que el uso exclusivo de calzado. Sin embargo, la ortesis de EVA y palmilla de EVA reducen significativamente la presión bajo el talón, siendo similar a la dada por la ortesis personalizada. **(McCormick et al., 2013)**

3. OBJETIVOS



3. Objetivos

Para el presente estudio se utilizaron los siguientes materiales poliméricos: espumas de poliuretano, etilvinilacetato, combinación entre espumas de poliuretano y etileno vinil acetato y espuma de poli-etileno. Se valorará el comportamiento de los materiales en estática y en distintas cadencias de marcha.

3.1 Objetivos principales

1. Determinar el comportamiento de los materiales en función de su elasticidad, plasticidad y viscosidad.
2. Determinar la capacidad de amortiguación de los materiales.
3. Comparar la capacidad amortiguadora de los materiales de estudio.
4. Determinar qué materiales descargan.
5. Determinar si los materiales de una misma familia independientemente de su dureza tienen el mismo comportamiento en cuanto a rigidez y pérdida de grosor.
6. Determinar si hay diferencias en el comportamiento de la ortesis plantares con más de una capa en relación con la disposición de éstas.
7. Determinar si los materiales de estudio siguen un comportamiento lineal.
8. Determinar la relación entre la capacidad amortiguadora y la dureza de los materiales.

3.2 Objetivos secundarios

1. Comprobar si existe relación entre la dureza y la pérdida de grosor máximo de los materiales.
2. Valorar el desgaste de una selección de materiales.

4. HIPÓTESIS



4. Hipótesis

4.1 Hipótesis de Investigación

1. Los materiales de descarga utilizados en el antepié tienen un comportamiento viscoso tanto en dinámica como estática.
2. Hay diferencias significativas entre la capacidad amortiguadora de los materiales de estudio.
3. Los materiales que más descargan tienen durezas más altas, mientras que los materiales que mejor amortiguan tienen menor dureza.
4. Hay diferencias significativas entre el comportamiento relacionado con la rigidez y la pérdida de grosor dentro de una misma familia de materiales.
5. Hay diferencias significativas entre el comportamiento de las ortesis plantares con más de una capa en relación con la disposición de éstas.
6. Los materiales no siguen un comportamiento lineal en sus propiedades.
7. La dureza es un parámetro que no tiene relación en la pérdida de grosor final.
8. Hay diferencias significativas entre el desgaste de los materiales de estudio.

4.2 Hipótesis nula

1. Los materiales de descarga utilizados en el antepié tienen diversos comportamientos tanto en dinámica como estática.
2. No hay diferencias significativas entre la capacidad amortiguadora de los materiales de estudio.
3. No hay relación entre la dureza y la capacidad de descarga/amortiguadora de los materiales.
4. No hay diferencias significativas entre el comportamiento relacionado con la rigidez y la pérdida de grosor dentro de una misma familia de materiales.
5. No hay diferencias significativas entre el comportamiento de las ortesis plantares con más de una capa en relación con la disposición de éstas.
6. Los materiales tienen un comportamiento lineal, lo que permite una predicción de sus propiedades mecánicas.
7. La dureza no influye en la pérdida de grosor final de los materiales.
8. No hay diferencias significativas entre el desgaste de los diferentes materiales seleccionados.

5. MATERIAL Y MÉTODO



5. Material y método

5.1 Material

Para la realización de este trabajo se utilizan varios tipos de materiales. Se establecen tres grupos: los destinados al apoyo a la investigación, los materiales seleccionados para los ensayos y aquellos necesarios para la medición de las variables.

1. Material de apoyo a la investigación:

- Ordenador con sistema operativo Windows 7.
- Paquete informático Office XP.
- Paquete informático libre office 4.3
- Paquete estadístico SPSS 18.0 versión para Windows.
- Paquete estadístico OriginPro 8.5.1
- Impresora HP Deskjet.
- Material fungible para impresión.
- Cámara fotográfica digital Sony Xperia.

2. Material de Ensayo:

- Espuma de polietileno: Roval foam® 62 SA
- Espuma de polietileno: Roval foam® 39 SA
- Espuma de polietileno: Roval foam® 36.5 SA 5 mm
- Espuma de polietileno: Roval foam® 36.5 SA 3 mm
- EVA corcho 49 SA
- EVA corcho 40 SA
- EVA 45 SA
- EVA 41 SA
- EVA 40 SA
- EVA 39,4 SA
- EVA 39,10 SA

- EVA 37 SA
- EVA 30 SA
- EVA 15,10 SA
- Poliuretano 18 SA
- Poliuretano 22 SA
- Poliuretano 20 SA
- Poliuretano 16 SA
- EVA 3 mm duro +Poliuretano 16 SA
- EVA 3 mm duro + Poliuretano 11 SA
- Forro EVA+Poliuretano+ EVA 3mm duro
- Látex
- Látex-Lana

3. Material para medir las variables:

- Dispositivo de compresión MTS 858®
- Sensores Walk in Sense®
- Cálculo matemático: Módulo de Young.
- Cuestionario de Actividad física IPAQ
- Programación: Producto en cruz

5.2 Tipo de diseño

El diseño de investigación realizado se corresponde con un estudio experimental de carácter analítico y de secuencia temporal transversal. (Argimón et al., 2005)

Es un estudio experimental ya que se manipulan las condiciones de la investigación y se evalúa el comportamiento de los materiales utilizados para disminuir las presiones en el antepié.

Es de carácter analítico ya que se pretende establecer relaciones de asociación o de causalidad (causa-efecto) entre las variables.

Es un estudio transversal, ya que los datos de cada material se representan en un determinado momento en el tiempo.

Para la selección de los materiales, se realiza una revisión exhaustiva de los existentes en la industria del sector y, de manera muy específica, de aquellos que se emplean en la práctica clínica.

Se extrapolan con cálculos matemáticos los datos previamente obtenidos en el modelo con sensores de presiones a la célula de carga, que simulará un pie. Con ello se valora el comportamiento del material en relación a los parámetros introducidos y que se asemejan al perfil de una persona de actividad física moderada.

5.3 Variables de estudio

En cuanto a las características de los materiales a evaluar:

Desplazamiento en mm en cada cadencia. (Cuantitativa continua)

Desplazamiento en mm por cada presión. (Cuantitativa continua)

Pérdida de grosor total. (Cuantitativa continua)

Dureza. (Cuantitativa continua)

Tipo de comportamiento. (Cualitativa nominal)

Tipo de material. (Cualitativa nominal)

Módulo de Young. (Cuantitativa continua)

Capacidad amortiguadora (Cuantitativa continua)

5.4 Características generales de la muestra

Se realizó una selección de 23 materiales perteneciente al grupo de elastómeros. Se utilizaron materiales con grosores comprendidos entre 3 y 6 mm que suelen ser los más utilizados en la confección de las ortesis plantares.

5.5 Criterios de Inclusión

- Inclusión
 - Materiales englobados en el grupo de los elastómeros: espumas de poliuretano, espumas de látex, Etileno Vinil Acetato.
 - Grosor comprendido entre 3-6 mm
- Exclusión
 - Materiales con grosores ≥ 7 mm

- Materiales clasificados como termoplásticos: polipropileno, polietileno, resinas, metacrilato.
- Materiales que no tengan capacidad de soportar las presiones en estática.
- Materiales sin capacidad de memoria o capacidad de recuperación limitada.

5.6 Métodos de registros de las variables y descripción de los instrumentos de medida utilizados

En este estudio se han medido diferentes variables necesitando la aplicación de diversas técnicas de medición, todas validadas previamente.

Dispositivo de ensayos tracción-compresión

Varios estudios utilizan dispositivos para simular las fuerzas de reacción del suelo que actúan sobre los pies. Para realizar los ensayos se utiliza un dispositivo de ensayos tracción-compresión. (Aerts et al., 1995; Spear et al., 2006; Sun et al., 2008) MTS Bionix 858®, con soportes adaptados al material. El programa Testing System 858 es utilizado para realizar ensayos en estática y dinámica de materiales con poca resistencia como plásticos y algunos metales. Tiene capacidad de realizar tensión, compresión, curva y ensayos de fatiga. Se utiliza para pruebas especializadas de biomedicina, pruebas biomecánicas y pruebas de durabilidad de pequeños componentes. (Figura 22-23)

Este dispositivo puede incorporar células de carga de 5 a 15 KN; para el estudio se utilizó la carga de 5 KN, la de menor fuerza disponible. El equipo se controla por medio de la conexión a un PC equipado con un paquete de software TestStar II. La célula de carga dispone de un sensor capaz de detectar el desplazamiento del material en función de la fuerza aplicada; así se puede obtener un gráfico del comportamiento del material en función de la cadencia de la marcha. (Universidad de Sevilla, 2012; MTS, 2006)

Se introducen en el dispositivo de ensayo las fuerzas a aplicar, calculadas en función del diámetro de las probetas y las presiones obtenidas en el ensayo previo con los sensores walkinsense®. Por último, se determinan las pausas entre cada cadencia y se calcula el tiempo de duración del ensayo, que quiere reflejar el perfil de un paciente con actividad física moderada. (Graphic Devices, 2012)



Figura 22. MTS Bionix 858

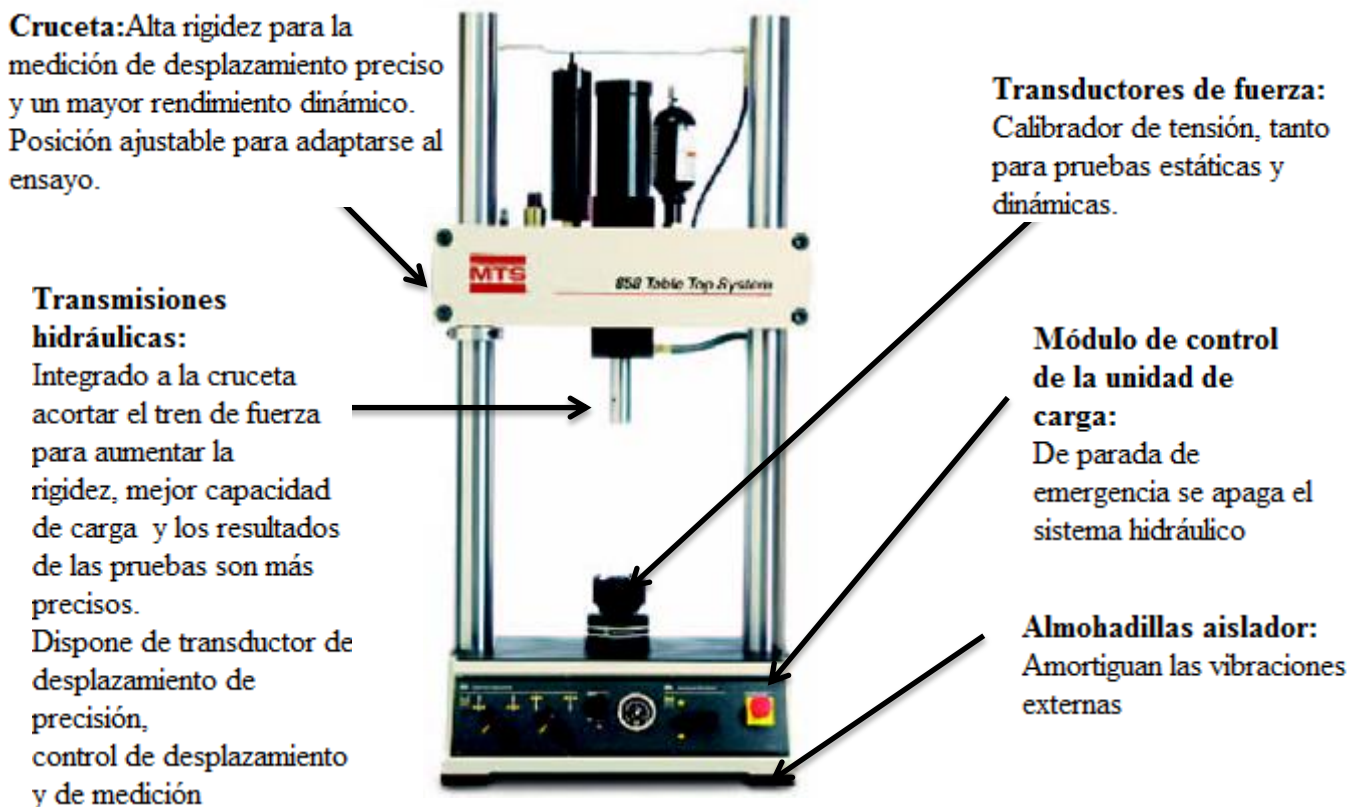


Figura 23. Componentes MTS Bionix 858® (MTS, 2006)

Valoración del desgaste

Curvas cíclicas de tensión deformación

El comportamiento de los materiales viene definido por las curvas cíclicas de tensión-deformación correspondiente a los ensayos de compresión. Un componente se ve sometido a fatiga cuando soporta cargas alternadas. Pese a diseñarse los materiales para uso por debajo de su límite ruptura, con un número suficiente de ciclos, los materiales se rompen. El 90% de los materiales fallan debido a la fatiga. Esto lo descubrió Wöhler hacia el año 1920 y propuso unos límites a las tensiones de diseño en función del número de ciclos que se requieran para una pieza. Se conocen como curvas de Wöhler o curvas S-N (tensión frente a número de ciclos). En la rotura por fatiga aparece una microgrieta, que crece a medida que se realizan ciclos de carga hasta alcanzar un tamaño tal que la sección residual es incapaz de soportar la carga máxima en el ciclo y finalmente rompe de forma frágil o dúctil. (Núñez et al., 2004)

La rotura se inicia en pequeños defectos o concentradores de tensión. Con cada ciclo de carga se produce un avance del frente de la grieta, de forma que la rotura se produce cuando la sección residual no soporta la carga estática. Existe evidencia de que la iniciación del proceso de fatiga requiere la superación local del límite elástico (a pesar de que macroscópicamente las tensiones sean inferiores al límite elástico). (Núñez et al., 2004)

Para descubrir la microgrieta sería necesario tener un microscopio óptico; sin embargo, se puede valorar el desgaste observando los cambios en las curvas cíclicas del material a lo largo de su vida útil. Según el tipo de material, ocurre que ante cargas cíclicas se produce bien un endurecimiento o bien un ablandamiento durante un período inicial, hasta que se llega a la estabilización. La curva de definición del material se obtiene a partir de la unión de los diferentes picos de los ciclos de histéresis.

Cuando se aplica una fuerza, en este caso de compresión, en diferentes ciclos a unas frecuencias determinadas y a lo largo del tiempo, se observa el comportamiento del material en función de las curvas cíclicas de tensión-deformación. Éste irá perdiendo propiedades cuanto más ciclos se apliquen. Esta pérdida de propiedades se puede observar gráficamente en un eje de coordenadas. Inicialmente no se aprecian cambios, pero conforme aumenta el número de ciclos, el material se acerca a su vida útil y va cambiando la curva de comportamiento. Para valorar este deterioro se utiliza el módulo de Young, que nos indica la rigidez del material. El módulo de Young es un parámetro utilizado para materiales de comportamiento lineal; a pesar de ello, se utiliza en este estudio ya que al cuantificar los cambios evolutivos en la rigidez del material permite realizar una aproximación útil para los objetivos marcados.

Para el cálculo del módulo de Young debemos conocer las presiones y el desplazamiento respecto al grosor inicial.

Módulo de Young

Fuerza (N) X Grosor inicial/

Superficie probeta x Grosor perdido o incrementado (Callister et al., 2007)

Valoración de la amortiguación

Producto en cruz

La determinación de amortiguación se realiza calculando el área interior de las curvas de histéresis que que se correlaciona con la energía absorbida por cada material.

Al tener descritas las curvas histéresis por líneas poligonales cerradas, hemos utilizado para el cálculo del área interior la Fórmula del área de Gauss (generalización del área de de un triángulo conocidos las coordenadas cartesianas de sus vertices mediante el uso de determinantes) que dice así:

Sean (x_1, y_1) , (x_2, y_2) , (x_3, y_3) ... (x_n, y_n) las coordenadas cartesianas de los vertices de una poligonal cerrada entonces el área del polígono encerrados en su interior es:

$$A(P) = \frac{1}{2} \cdot \left| \left(\sum_{i=1}^{i=n-1} (x_i \cdot y_{i+1} - y_i \cdot x_{i+1}) \right) + (x_n \cdot y_1 - y_n \cdot x_1) \right|$$

(Arteaga, 2012)

Método

5.7 Protocolo aplicado en el trabajo de campo

5.7.1 Ensayos materiales

Se establecen las presiones de los pacientes desde reposo hasta ponerse en bipedestación y desde bipedestación a las diferentes cadencias de marcha. Se procede a obtener las presiones mediante 8 sensores Walkinsense en distintas partes del pie. Se colocaron en cada uno de los metatarsianos (5 Sensores), hallux (1 sensor), apófisis estiloides del 5º metatarsiano (1 sensor) y en la parte interna y externa del talón (2 sensores) (Figura 24).

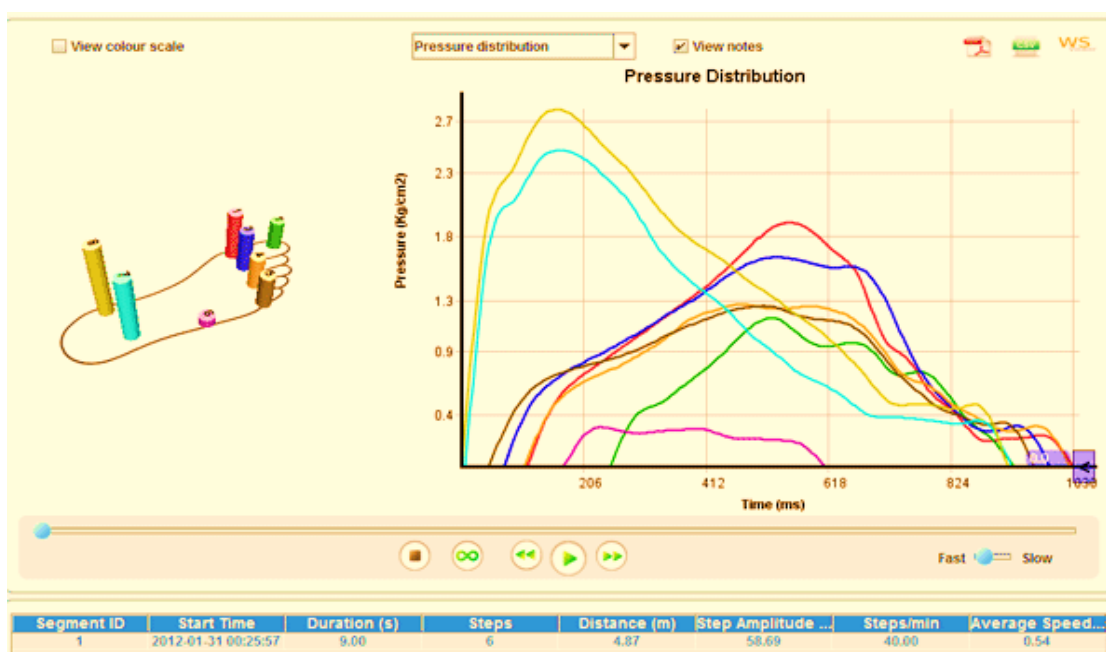


Figura 24. Representación gráfica de las presiones de un paciente mediante los sensores

Este procedimiento se realiza en distintas modalidades de marcha. Con ello se obtienen los parámetros de presiones en los pies dentro de un calzado abotinado estándar para todos los pacientes. Los resultados coinciden con los obtenidos en otros estudios previos. (Bryant et al., 1999; Bryant et al., 2000; Martínez et al., 2007)

Con los parámetros obtenidos en los sensores de presiones, más el uso de la bibliografía confeccionamos un prototipo de paciente que sería integrado en el dispositivo de ensayo MTS 858®.

El siguiente parámetro a determinar es el perfil de paciente: tipo sedentario, actividad física moderada o actividad física vigorosa (deportiva). Un alto porcentaje de los usuarios podológicos son personas adultas de perfil sedentario; por tanto, para representar a la mayor parte de la población

podológica se determina que a nivel clínico es más útil un perfil de actividad física moderada. (Chan et al., 2002; Dunn et al, 2004; López et al, 2010; Ogalla, 1999)

Para determinar el perfil de actividad se utiliza el algoritmo empleado en el Cuestionario Internacional de Actividad Física (en adelante IPAQ). (Craig et al., 2003; Mantilla et al., 2007)

El nivel de actividad de una persona se mide por el número de MET. El MET es la unidad de medida del índice metabólico y se define como la cantidad de calor emitido por una persona en posición de sentado por metro cuadrado de piel. Su equivalente es de 58 W/m² (50 kcal/h•m²). A menudo se utilizan los equivalentes metabólicos (MET) para expresar la intensidad de las actividades físicas. Los MET son la razón entre el metabolismo de una persona durante la realización de un trabajo y su metabolismo basal. Se calcula que, en comparación con esta situación, el consumo calórico es unas 3 a 6 veces mayor (3-6 MET) cuando se realiza una actividad de intensidad moderada, y superior a 6 veces (> 6 MET) cuando se realiza una actividad vigorosa (OMS, 2014)

Se ha descrito que un individuo realiza una actividad física moderada si efectúa un gasto metabólico semanal comprendido entre 600 y 3000 MET sobre su gasto basal. Se estima que las diferentes actividades pueden calcularse multiplicando los minutos semanales dedicados a dicha actividad por diferentes índices numéricos. En el caso de caminar o pasear: 3,3, en marchas más rápidas: 4,0 y en carrera: 8,0 (Ver anexo I).

Otros estudios simplifican el cálculo y consideran que una persona tiene una actividad física moderada si realiza al menos 3000 pasos en 30 minutos o unos 15000 semanales, sobre la base de una cadencia de 100 pasos/minuto. (Abel et al., 2011; Beets et al, 2010; Marshall et al., 2009; Rowe et al., 2011; Tudor et al., 2005)

Los cálculos para determinar el tiempo y los ciclos que se deben aplicar se basan en la bibliografía y en las fórmulas del MET en función de la actividad. Se sabe que no se puede sobrepasar los 3000 MET y también se conoce que en un adulto la cadencia normal suele ser de unos 90 pasos por minuto, de unos 60-70 pasos por minuto si la marcha es lenta y puede alcanzar los 110-150 pasos por minuto en marchas rápidas. (Abel et al., 2011; Beets et al, 2010; Marshall et al., 2009; Rowe et al., 2011; Sánchez, 1993; Tudor et al., 2005)

Con una serie de cálculos y una ponderación se clasifica a los usuarios.

5.7.2 Confección de los ensayos. Determinación de la fuerza

La presión se define como el cociente entre la fuerza y la superficie; por tanto, conociendo la superficie y las presiones podemos determinar las fuerzas ejercidas.

Para ello se recorta una probeta con un radio de 2,75 cm, que permite calcular, mediante la fórmula del área πr^2 , la superficie de nuestras probetas. Todas tienen la misma superficie de contacto. Con los valores de presiones de los sensores, obtenidos desde reposo absoluto hasta cadencias rápidas de marcha, que oscilan entre los 0-3,5 kgf/cm², se calculan los Newton (N) a aplicar por la máquina de ensayo sobre cada probeta mediante la fórmula: gravedad (9,8) x área de superficie x presión kg/cm² (0-3,5 kgf/cm²) (0-815 Newton)

Se confecciona una tipología de ciclos de marcha de acorde al prototipo de sujeto con actividad física moderada.

Finalmente, se introducen en el programa todos los datos: la fuerza a aplicar, el número de ciclos y la duración de cada ciclo, y se realizan los ensayos tanto en estática como en dinámica.

5.7.3 Estudio en estática

Con esta prueba se valora el comportamiento de cada material, su capacidad de amortiguación y se explora si es capaz soportar la máxima presión.

El ensayo consiste en aplicar paulatinamente fuerzas desde cero hasta la máxima calculada. Se realizan paradas de 2 minutos para valorar la adaptación del material y su pérdida de grosor. Transcurrido todo el proceso se valora la pérdida de grosor y el comportamiento final del material; después se suprime gradualmente la fuerza para reevaluar su comportamiento y su capacidad de amortiguación.

Algoritmo de trabajo en estática:

- De 0 a 46,62 N equivale descarga absoluta a sentado.
- Parada de 120 segundos.
- De 46,62 a 270,47 N equivale de sentado a ponerse de pie.
- Parada de 120 segundos.
- De 270,47 a 540,79 N equivale de estar de pie (bipedestación) a andar.
- Parada de 120 segundos.
- De 540,79 a 815,80 N equivale de andar, trotar hasta finalmente correr.
- Parada de 120 segundos.

Con este ensayo se valora su comportamiento en estática y si realmente descargan, permitiendo realizar una correcta selección de los materiales incluidos en el ensayo.

5.7.4 Valoración en dinámica

Se introducen los parámetros previamente calculados y se observa el desplazamiento en milímetros de cada material. Se valora cómo se comporta el material en dinámica en diferentes velocidades de marcha. El ensayo en dinámica permite valorar como varía la inclinación del módulo de Young en las diferentes cadencias de la marcha, permitiendo valorar cómo se adaptan los materiales en función de la presión y cadencia.

Con este ensayo se refuerza aún más el comportamiento obtenido en estática, se valora cómo se comporta el material en dinámica y qué capacidad de adaptación tiene a los cambios de velocidad y presión en la marcha.

Algoritmo de trabajo en dinámica:

20 min	60 ciclos	1 Hz	1200 ciclos	(186,5-279,7 N)
40 min	70 ciclos	1,17 Hz	2800 ciclos	(200,2-294,7 N)
10 min	80 ciclos	1,33 Hz	800 ciclos	(233,1-326,3 N)
12 min	85 ciclos	1,42 Hz	1020 ciclos	(256,4-349,7 N)
8 min	90 ciclos	1,5 Hz	720 ciclos	(396,8-512,8 N)
5 min	110 ciclos	1,83 Hz	550 ciclos	(512,5-629,7 N)
5 min	115 ciclos	1,92 Hz	575 ciclos	(629,6-745,9 N)
2 min	120 ciclos	2 Hz	240 ciclos	(699,3-815,8 N)

102 min = 2709 MET 7905 Ciclos.

5.7.5 Valoración del desgaste

Debido a que la durabilidad es una variable compleja de valorar al no disponer de referentes clínicos ni bibliográficos, se intenta valorar el desgaste de los materiales estudiados y se escogen los que mejor comportamiento han dado en estática y dinámica. Se introducen los parámetros previamente calculados y se observa el desplazamiento en mm de cada material. Se valora su comportamiento hasta observar cambios significativos en sus características.

Este ensayo intenta realizar una comparación entre los desgastes y valorar cómo afecta el desgaste al comportamiento y prestaciones del material.

Cada treinta minutos de ensayo representan 3275 pasos de una persona con actividad física moderada (cumple los requisitos de 3000 pasos en 30 minutos). Se repite este ciclo veinte veces, realizando finalmente 65500 pasos, que correspondería aproximadamente a 1 mes de vida útil del material. (Abel et al., 2011; Beets et al, 2010; Marshall et al., 2009; Rowe et al., 2011; Tudor et al., 2005)

2 min	70 cadencia	1,17 Hz	140 ciclos	}	Marchas lentas
2 min	80 cadencia	1,33 Hz	160 ciclos		
3 min	90 cadencia	1,42 Hz	270 ciclos	}	Marchas moderadas
3 min	95 cadencia	1,67 Hz	285 ciclos		
3 min	100 cadencia	1,83 Hz	300 ciclos		
4 min	110 cadencia	1,83 Hz	440 ciclos	}	Marchas rápidas
4 min	115 cadencia	1,92 Hz	460 ciclos		
2 min	120 cadencia	2,00 Hz	240 ciclos		
2 min	130 cadencia	2,17 Hz	260 ciclos		
2 min	140 cadencia	2,40 Hz	280 ciclos		
2 min	145 cadencia	2,41 Hz	290 ciclos		
1 min	150 cadencia	2,50 Hz	150 ciclos		

30 minutos +25 descanso minutos descanso=1155 MET.

5.8 Selección de los materiales

Se somete a los materiales a tres tipos de ensayos: estática, dinámica y desgaste. Se seleccionan aquellos que cumplen los criterios de inclusión predeterminados.

Todos los materiales se someten a ensayos de estática y dinámica; sin embargo, el ensayo de desgaste solo se realiza en aquellos representantes de cada familia que mejores resultados obtienen en los estudios anteriores.

Finalmente, para el desgaste se recoge una selección de los materiales más representativos en clínica y se realizan 9 ensayos para observar el comportamiento a largo de 65500 pasos totales.

Materiales excluidos

Espuma de látex

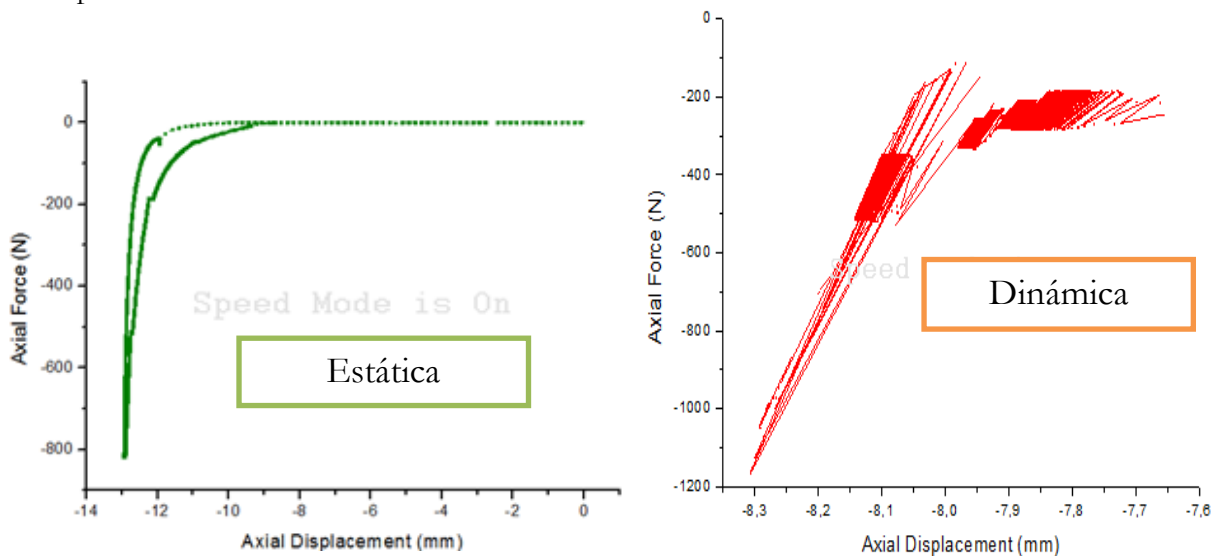


Gráfico 1: Comportamiento en estática y dinámica de espuma de látex

Se selecciona una gama de material de espuma látex, utilizada fundamentalmente para el pie de riesgo, ya que la disponible en ortopodología tiene grosor de 10 mm y es utilizada para fines distintos a los del estudio.

Los resultados en estática dan un comportamiento visco-elástico, con una capacidad de recuperación prácticamente inmediata; en cambio, en dinámica, donde los requerimientos mecánicos son más estrictos, los resultados varían sustancialmente. El material, a cadencias de 90 pasos por minuto y con fuerzas aproximadas de 500 N, no es capaz de seguir deprimiéndose al llegar a su límite de compresión. Por ello, se observan picos de presión superiores a 815 N. Su baja resistencia a la compresión está relacionada con su gran porosidad y su baja dureza. (Gráfico 1)

Por tanto, en este grosor, no es un material adecuado para descargar o amortiguar la zona de máxima presión en el antepié. Esto se hace patente al observar que prácticamente pierde la totalidad de su grosor en estática (4 mm de los 5 correspondientes).

Látex lana

Este material combinado en estática ya no recupera totalmente su grosor inicial, lo que se espera por su componente de lana. Si se valora numéricamente puede verse que el material en estática es comprimido hasta llegar a los 4,59. Al igual que su homólogo anterior, el disponer de una capa de lana no era presumible que potenciara las características de descarga o amortiguación del látex. (Gráfico 2)

A pesar de todo, se realiza un ensayo dinámico y puede verse que en las primeras cadencias de la marcha el material queda totalmente comprimido, sin ser capaz de descargar la zona (puede observarse el pico de presión que se da al inicio del ensayo).

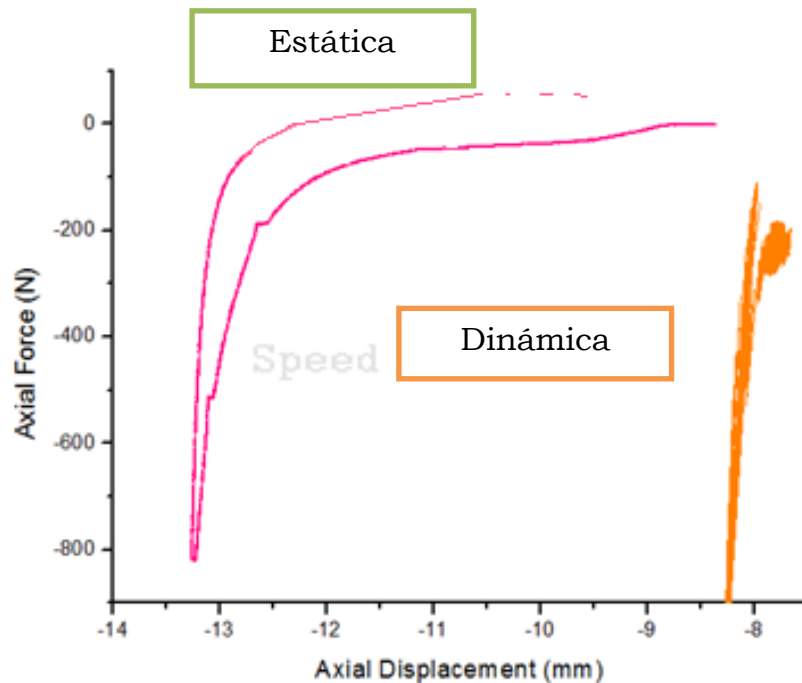


Gráfico 2: Comportamiento en estática y dinámica de material látex-lana

5.9 Análisis Estadístico

El análisis estadístico se realiza con el paquete estadístico SPSS versión 18 para Windows.

Para el análisis y representación de datos se utiliza el programa matemático Origin 8.0 para Windows.

Para el cálculo matemático se utiliza el programa Excel 2010 para Windows.

Para el cálculo del área de polígonos irregulares se utiliza el programa libre Office 4.3 y una programación mediante producto en cruz.

En todos los contrastes de hipótesis se considera un nivel de significación de 0.05.

5.9.1 Análisis exploratorio de datos

Se realiza una exploración de datos, generándose estadísticos de resumen para todos los casos. Este procedimiento se utiliza para identificar valores atípicos o extremos y caracterizar diferencias entre grupos de casos. Asimismo, permite identificar si son adecuadas las técnicas estadísticas consideradas e indica la necesidad de transformar los datos o utilizar pruebas no paramétricas.

Pruebas de normalidad

Para comprobar si los datos siguen una distribución gaussiana se utiliza la prueba de normalidad de Shapiro Wilk. (Álvarez, 2007; Diaz., 2007)

5.9.2 Análisis descriptivo

Se describen los materiales, en función de las durezas, grosores, atendiendo al desplazamiento en mm de grosor que es capaz de soportar el material en estática y dinámica, la pérdida de grosor total, la capacidad de amortiguación expresada como el área de disipación de la fuerza y el comportamiento en relación al módulo de Young en estática y en las distintas cadencias de la marcha.

Las variables numéricas (cuantitativas) se resumen con medias y desviaciones típicas o, en caso de distribuciones muy asimétricas, medianas y percentiles (P_{25} y P_{75}), mientras que las variables no numéricas (cualitativas) con frecuencias y porcentajes.

Se obtienen estimadores puntuales e intervalos de confianza al 95% para los diferentes promedios y porcentajes obtenidos. (Álvarez, 2007; Diaz., 2007)

5.9.3 Análisis inferencial

Para la comparación de los materiales se utiliza el test K de muestras relacionadas para datos dependientes, una vez validados los requisitos de independencia de las observaciones y normalidad (test de Shapiro-Wilk). En caso de no cumplirse estos requisitos se realiza el test Friedman. Sea cual sea el contraste utilizado, la hipótesis nula (H_0) expresa la idea de que en el grupo se obtienen resultados similares (“no efecto”) y la hipótesis alternativa (H_1) lo niega.

Por tanto, para el contraste del estudio se tiene que $H_0 = \mu_1 = \mu_2 = \mu_3 = \mu_4 = \mu_n$ los comportamientos de los materiales son iguales (p valor $> 0,05$); por tanto, no hay diferencias significativas entre ellos. La $H_1 = \mu_i \neq \mu_j$; expresa que el comportamiento de los materiales es distinto (p valor $< 0,05$).

Correlación

Con el objetivo de comprobar si existen relaciones entre la dureza del material y su capacidad amortiguadora o su pérdida final de grosor se realizan regresiones lineales. Se utilizan regresiones lineales cuando se estudia la posible relación entre una o varias variables independientes (predictoras o explicativas) y otra variable dependiente (Criterio, explicada, respuesta).

Aquí, se puede decir que la hipótesis nula (H_0) expresa que $B_1 = B_2 = B_3 = B_4 = 0$ y la hipótesis alternativa (H_1) $BX \neq 0$. (Álvarez, 2007; Diaz., 2007)

6. RESULTADOS



6. Resultados

6.1 Estadística descriptiva

La muestra de estudio final está compuesta por un total de 21 materiales comprendidos en diferentes familias:

- Cuatro tipos de Espuma de polietileno (Roval foam®)
La muestra está compuesta por un espuma de Polietileno de 5 mm duro de 62 Shore A (SA en adelante) y tres espumas de Polietileno semi de 5,4 y 3 mm de 39 y 36,5 SA respectivamente.
- Cuatro tipos de poliuretano (Poron®)
La muestra está formada por cuatro poliuretanos (PUR): uno con forro de protección 4 mm de 22 SA celda cerrada y tres sin forro de 5 celda abierta y dos de 3 mm uno de celda cerrada y otro de celda abierta, de 17,5, 19 y 20 SA.
- Ocho tipos de Etil Vinil Acetato (EVA)
Este grupo está constituido por 8 tipos de EVA que van desde los 5 a los 3 mm de grosor y cuyas durezas están comprendidas entre los 45 y 15 SA.
- Dos tipos de EVA con corcho.
Este grupo está representado por dos EVA corcho de 6 mm y 4 mm de 49 y 46,5 SA respectivamente.
- Dos de doble capa combinados de EVA más poliuretano.
En este grupo se han superpuesto dos tipos diferentes de material. En ambos se tiene una parte de EVA de 3 mm y una parte de PUR de 3 mm. Se realizan ensayos por ambas caras para valorar si hay diferencias por la posición del material contra el pie.
- Uno de triple capa; forro de EVA más PUR más EVA 3 mm duro. Este último se ensaya por ambas caras: EVA duro y forro.
Al igual que el anterior está compuesto por un forro de 1mm de EVA, más un PUR de 2 mm y EVA de 3 mm Se realizan mediciones por ambas caras del material para ver si hay diferencias entre poner la parte de mayor dureza y rigidez (EVA) en contacto con el pie respecto a colocar la zona de forro.

En total, se realizan sobre los 21 materiales: 21 ensayos para valorar la estática, 21 para valorar la dinámica y 9 para valorar el desgaste.

La **dureza** media de los materiales estudiados está entre 29,81 y 40,98 SA, siendo el promedio de la misma $35,40 \pm 11,93$ SA, los valores máximo/mínimo 62-15,10 SA respectivamente y los intervalos de confianza (40,98-29,81).

El **grosor** de los materiales estudiados oscila entre 3 mm y 6 mm, siendo el grosor que más se ha utilizado 5 mm con una media de 4.9 ± 0.96 .

Estudio en Estática

En la siguiente tabla se valora la pérdida de grosores en milímetros de los materiales en función de las fuerzas aplicadas y el grosor total perdido a lo largo de todo el ensayo. (Tabla nº 3)

	46 Newton	270 Newton	549 Newton	815 Newton	Total
Espuma Polietileno 62 SA	0,03	0,17	0,20	0,12	0,52
Espuma Polietileno 39 SA	0,34	0,80	1,40	0,56	3,10
Espuma Polietileno 5 mm	0,22	0,50	1,78	0,54	3,16
Espuma Polietileno 3 mm	0,13	0,16	1,22	0,34	1,95
EVA corcho 49 SA	0,04	0,09	0,25	0,38	0,76
EVA corcho 41 SA	0,11	0,30	0,67	0,45	1,52
EVA Globus® 45 SA	0,05	0,22	0,76	1,31	2,34
EVA 41 SA	0,20	0,14	0,34	1,09	1,78
EVA 40 SA	0,11	0,14	0,95	0,80	2,05
EVA 39,4 SA	0,14	0,12	0,77	0,51	1,58
EVA 39,1 SA	0,05	0,22	0,94	0,98	2,19
EVA 37 SA	0,10	0,35	1,68	0,72	2,85
EVA 30 SA	0,15	0,38	1,64	0,45	2,69
EVA 15,1 SA	0,26	2,14	1,12	0,43	3,95
Poliuretano 18 SA	0,20	1,47	1,21	0,29	3,17
Poliuretano 22 SA	0,30	0,94	0,64	0,16	2,29
Poliuretano 20 SA	0,29	1,10	0,66	0,16	2,21
Poliuretano 16 SA	0,13	0,81	0,72	0,16	1,82
EVA 30 SA+Porón® azul	0,33	1,19	1,14	0,61	3,27
EVA 30 SA+Porón®	0,63	1,56	0,73	0,53	3,45
Forro parte dura	0,37	0,49	1,18	1,04	3,08
Forro parte blanda	0,56	0,84	1,87	1,14	4,41

Tabla nº 3: Relación de pérdida de grosores en función de la fuerza ejercida y grosor total perdido

Se determinan los valores de dispersión en función de la fuerza y el grosor total perdido en el ensayo de estática.

Pérdida	Media	Mediana	P25	P75	Máximo	Mínimo
46 Newton	0,19±0,14	0,14	0,10	0,28	0,25	0,12
270 Newton	0,64±0,59	0,36	0,16	1,05	2,14	0,09
540 Newton	0,94±0,45	0,85	0,66	1,21	1,15	0,72
820 Newton	0,52±0,32	0,48	0,30	0,69	1,31	0,12
Total	2,32±0,88	2,24	1,79	3,14	4,40	0,52

Tabla n° 4: Valores de dispersión, desviación típica, p 25/75, mínimos y máximos para determinar diferencias entre la pérdida de grosor /Fuerza aplicada

Estudio en Dinámica

En la siguiente tabla se valora la pérdida de grosores en milímetros de los materiales en función de las cadencias de marcha. (Tabla n°5)

Cadencia	60	70	80	85	90	100	115	120	Total
Espuma de Polietileno 62 SA	0,05	0,01	0,02	0,02	0,06	0,04	0,07	0,04	0,31
Espuma de Polietileno 39 SA	0,84	0,18	0,20	0,09	0,88	0,21	0,23	0,10	2,73
Espuma de Polietileno semi 5 mm	0,49	0,26	0,32	0,09	0,97	0,43	0,36	0,10	3,04
Espuma de Polietileno semi 3 mm	0,89	0,22	0,20	0,04	0,64	0,30	0,27	0,11	2,68
EVA corcho 49 SA	0,03	0,02	0,03	0,02	0,13	---	---	---	0,23
EVA corcho 40 SA	0,06	0,03	0,04	0,02	0,36	0,40	0,35	0,24	1,49
EVA Globus® 45 SA	0,23	0,16	0,20	0,07	0,76	1,10	0,73	0,23	3,40
EVA 41 SA	0,66	0,24	0,03	0,10	1,38	0,80	0,75	0,31	4,26
EVA 40 SA	0,35	0,21	0,25	0,21	1,33	0,61	0,45	0,22	3,63
EVA 39,4 SA	0,26	0,16	0,16	0,06	0,73	0,62	0,57	0,24	2,81

EVA 39,10 SA	0,33	0,20	0,07	0,09	1,02	0,73	0,69	0,25	3,38
EVA 37 SA	0,47	0,04	0,37	0,15	1,37	0,63	0,63	0,28	3,93
EVA 30 SA	0,40	0,22	0,34	0,17	1,12	0,34	0,49	0,22	3,32
EVA 15,10 SA	0,79	0,56	0,29	0,13	0,57	0,65	0,45	0,21	3,65
Poliuretano 18 SA	1,45	0,22	0,05	0,10	0,60	0,36	0,39	0,12	3,29
Poliuretano 22 SA	0,48	0,11	0,17	0,10	0,29	0,13	---	---	1,10
Poliuretano 20 SA	0,16	0,08	0,04	0,05	0,29	0,08	---	---	0,70
Poliuretano 16 SA	0,28	0,05	0,06	0,16	0,11	0,09	---	---	0,75
EVA+Porón® azul parte EVA®	0,46	0,20	0,23	0,09	0,81	0,60	0,60	0,26	3,25
EVA + Porón® azul parte Porón®	0,29	0,38	0,35	0,22	0,72	0,77	0,67	0,25	3,72
EVA+Porón® Parte Eva	0,43	0,18	0,22	0,05	0,95	0,60	0,55	0,21	3,19
EVA + Porón® parte Porón®	0,46	0,31	0,34	0,25	0,70	0,61	0,67	0,24	3,58
Forro parte dura	0,27	0,28	0,22	0,21	0,98	0,89	0,72	0,26	3,90
Forro parte blanda	0,37	0,32	0,46	0,12	1,15	0,96	0,69	0,29	4,36

Tabla nº 5: Pérdidas de grosor en función de la cadencia de la marcha

Valoración de la rigidez en función del Módulo de Young en las diferentes cadencias de marcha.
(Tabla nº 6)

Cadencia	60	70	80	85	90	100	115	120
Espuma de Polietileno 62 SA	96,13	486,22	362,86	393,70	164,73	270,62	187,71	340,51
Espuma de Polietileno 39 SA	6,08	30,26	29,05	70,62	10,61	54,06	58,75	142,13

Espuma de Polietileno semi 5 mm	10,29	20,59	18,66	68,45	9,57	26,38	37,17	142,30
Espuma de Polietileno semi 3 mm	3,41	14,68	17,84	85,34	8,69	22,58	30,48	83,17
EVA corcho 49 SA	195,55	397,18	272,77	49,22	83,17	---	---	---
EVA corcho 40 SA	73,69	143,65	127,76	210,63	20,91	22,78	31,28	50,26
EVA 45 SA	22,05	31,69	29,62	63,84	12,24	10,38	18,54	62,98
EVA 41 SA	6,16	18,19	189,49	53,10	5,40	11,38	14,55	38,41
EVA 40 SA	7,56	19,98	19,02	23,93	5,60	14,91	24,08	45,02
EVA 39,4 SA	11,92	20,02	21,65	66,93	7,66	11,03	14,26	36,60
EVA 39,1 SA	15,21	26,59	84,11	72,33	9,13	15,71	19,56	56,98
EVA 37 SA	10,92	131,77	15,88	43,42	6,78	18,26	21,57	53,89
EVA 30 SA	10,03	18,51	13,84	29,56	6,65	26,56	21,98	54,69
EVA 15,1	6,40	18,86	20,76	47,99	16,31	17,57	30,18	72,04
Poliuretano 18 SA	3,45	15,64	118,65	62,80	3,10	31,79	34,56	122,60
Poliuretano 22 SA	25,42	45,36	112,80	101,23	25,79	114,41	---	---
Poliuretano 20 SA	7,23	81,16	37,41	57,43	27,10	61,28	189,85	---
Poliuretano 16 SA	10,99	60,16	57,51	23,63	50,80	75,87	---	---
EVA+Porón® azul parte EVA®	13,28	32,34	31,10	83,21	23,52	22,79	26,93	68,85
EVA + Porón® azul parte Porón®	20,77	16,94	20,28	34,33	16,77	19,16	27,30	71,64
EVA+Porón® parte Eva	14,20	36,36	32,26	140,67	11,79	22,84	29,53	84,57
EVA + Porón® parte Porón®	13,27	15,39	17,36	30,52	15,98	17,60	24,22	72,06

Forro parte dura	22,23	26,43	32,31	35,80	11,38	15,40	22,67	68,33
Forro parte blanda	16,68	20,11	15,65	63,46	9,70	14,30	23,70	62,14

Tabla n° 6: Relación entre la cadencia de la marcha y la rigidez del material (Módulo Young N/mm)

Valores de dispersión para los grosores de los materiales en función de la cadencia de marcha. (Tabla n°7)

Cadencia	Media	Mediana	P25	P75	Máximo	Mínimo
60 paso/min	0,47±0,32	0,41	0,27	0,61	1,45	0,05
70 paso/min	0,21±0,12	0,21	0,16	0,27	0,56	0,01
80 paso/min	0,22±0,12	0,22	0,09	0,33	0,46	0,02
85 paso/min	0,11±0,06	0,09	0,06	0,16	0,25	0,02
90 paso/min	0,85±0,33	0,84	0,65	1,09	1,38	0,06
100 paso/min	0,58±0,26	0,60	0,37	0,76	1,10	0,04
115 paso/min	0,51±0,19	0,55	0,37	0,68	0,75	0,07
120 paso/min	0,20±0,07	0,23	0,14	0,25	0,33	0,04

Tabla n°7: Valores de dispersión, desviación típica, percentiles 25/75, mínimos y máximos para determinar diferencias entre la pérdida de grosor en cada cadencia /Fuerza aplicada

Valores descriptivos de los grosores máximos de los ensayos de estática y dinámica. (Tabla n°8)

Grosores totales	Media	Mediana	P25	P75	Máximo	Mínimo
Estática	2,32±0,88	2,24	1,79	3,14	3,95	0,52
Dinámica	2,77±1,28	3,27	1,78	3,64	4,36	0,22

Tabla n° 8: Comparativa de grosores totales entre estática y dinámica.

Comportamiento en Estática y Dinámica

Las gráficas representan en su eje Y las fuerzas aplicadas y en el eje X el desplazamiento en milímetros de los materiales. En las gráficas de estática se observa un área interna que representa la capacidad amortiguadora a lo largo del proceso de compresión. Se observa cómo los materiales van descendiendo hasta los 815 Newton para luego recuperar su forma original.

En relación a la gráfica de dinámica, se observa cómo en función de la cadencia de marcha el material presenta curvas de diferentes pendientes y cómo ésta se hace más vertical conforme mayor es la fuerza aplicada. Cada salto en la gráfica representa una determinada cadencia de marcha. (Gráfico 3)

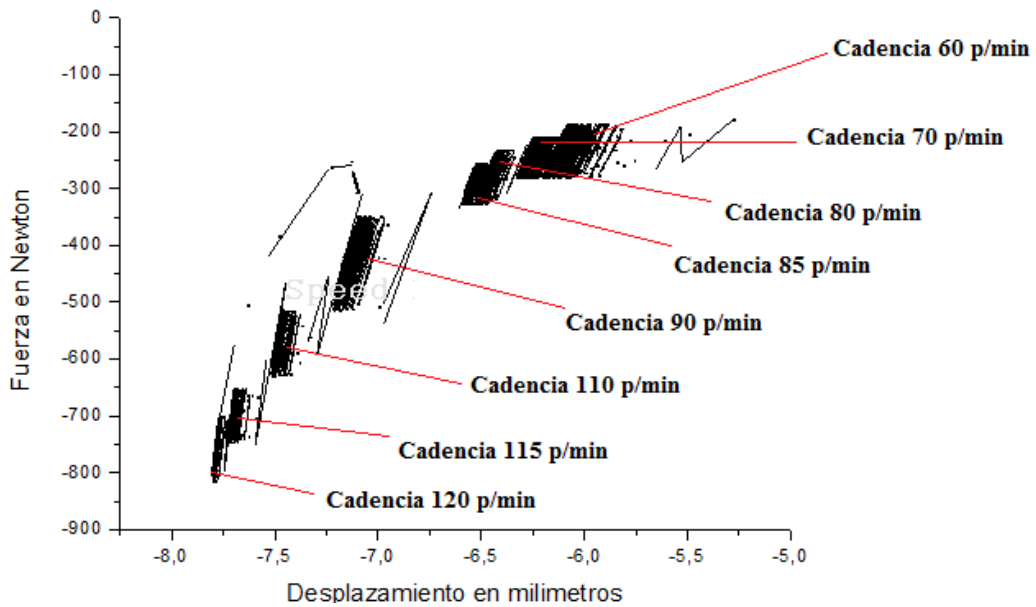
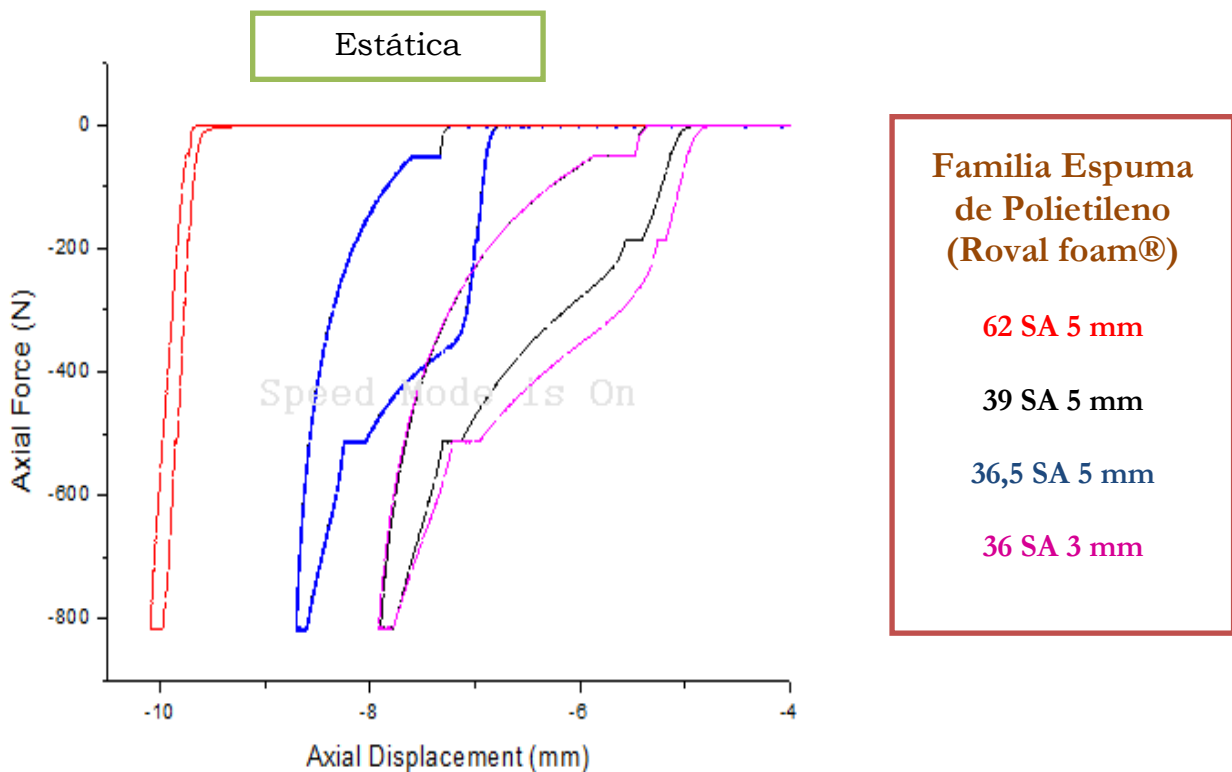


Gráfico 3: Ensayo de dinámica: desglose en cadencia de marcha

Espuma de Polietileno (Roval-foam®)



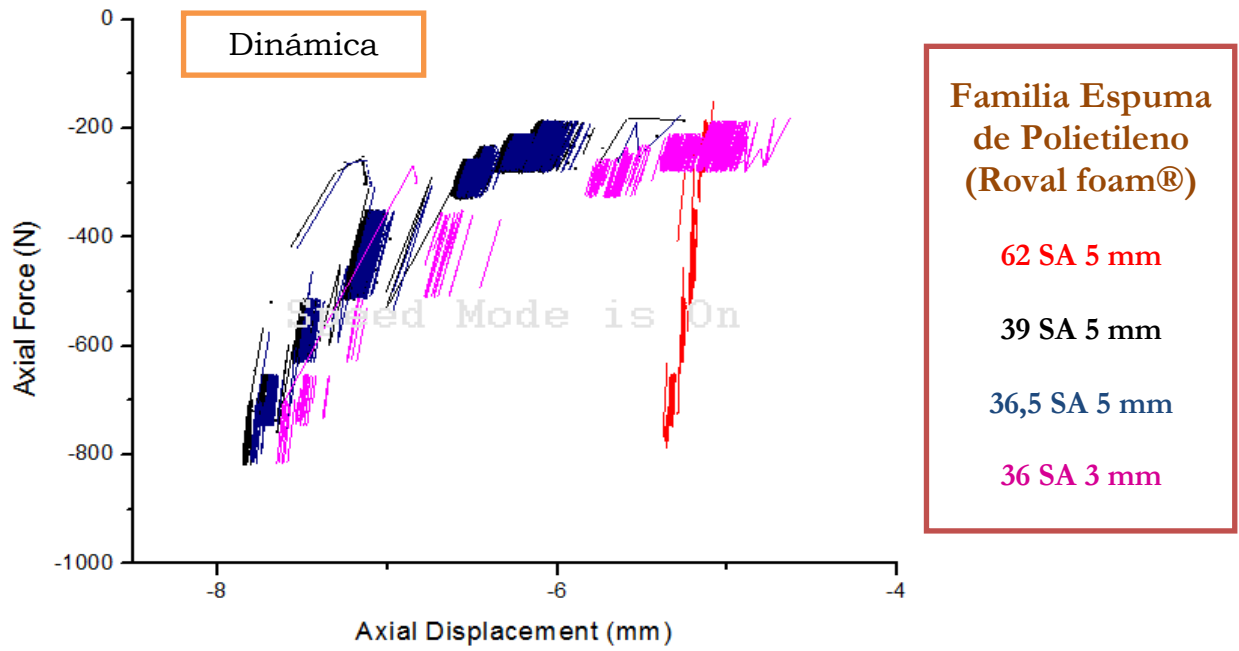
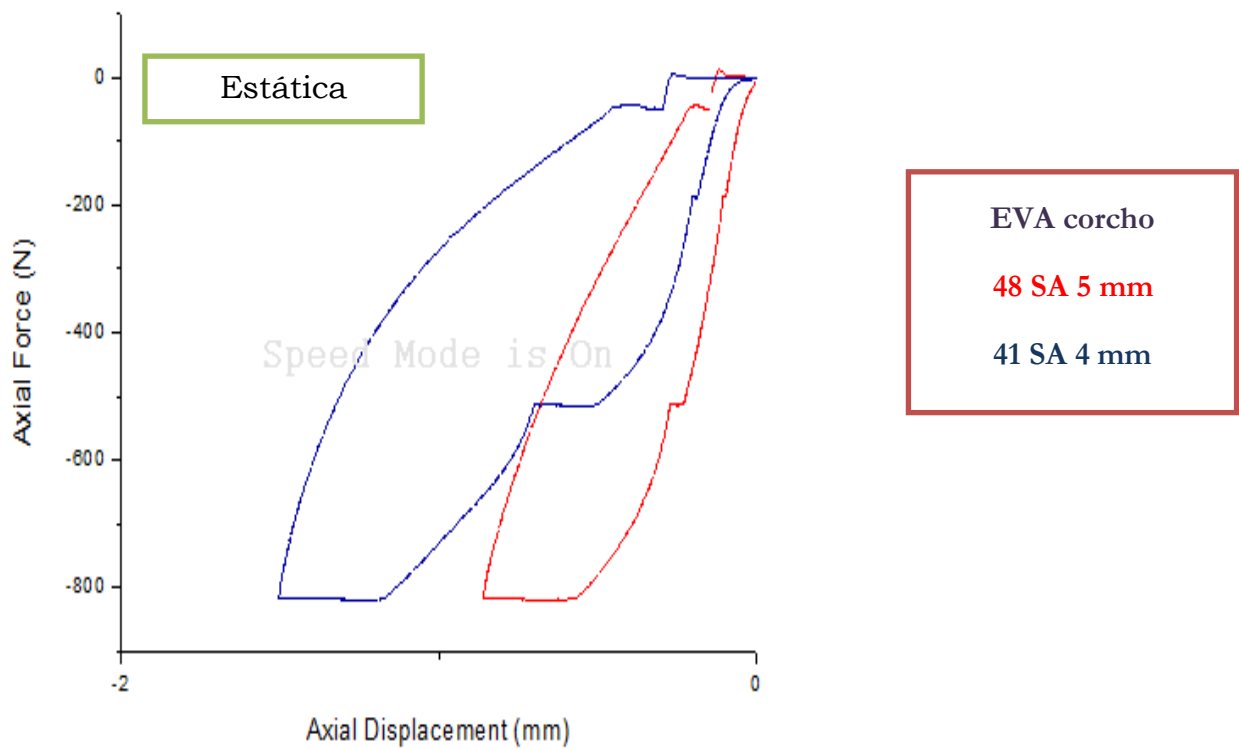


Gráfico 4: Comportamiento en estática y dinámica de muestra espuma de Polietileno

EVA corcho



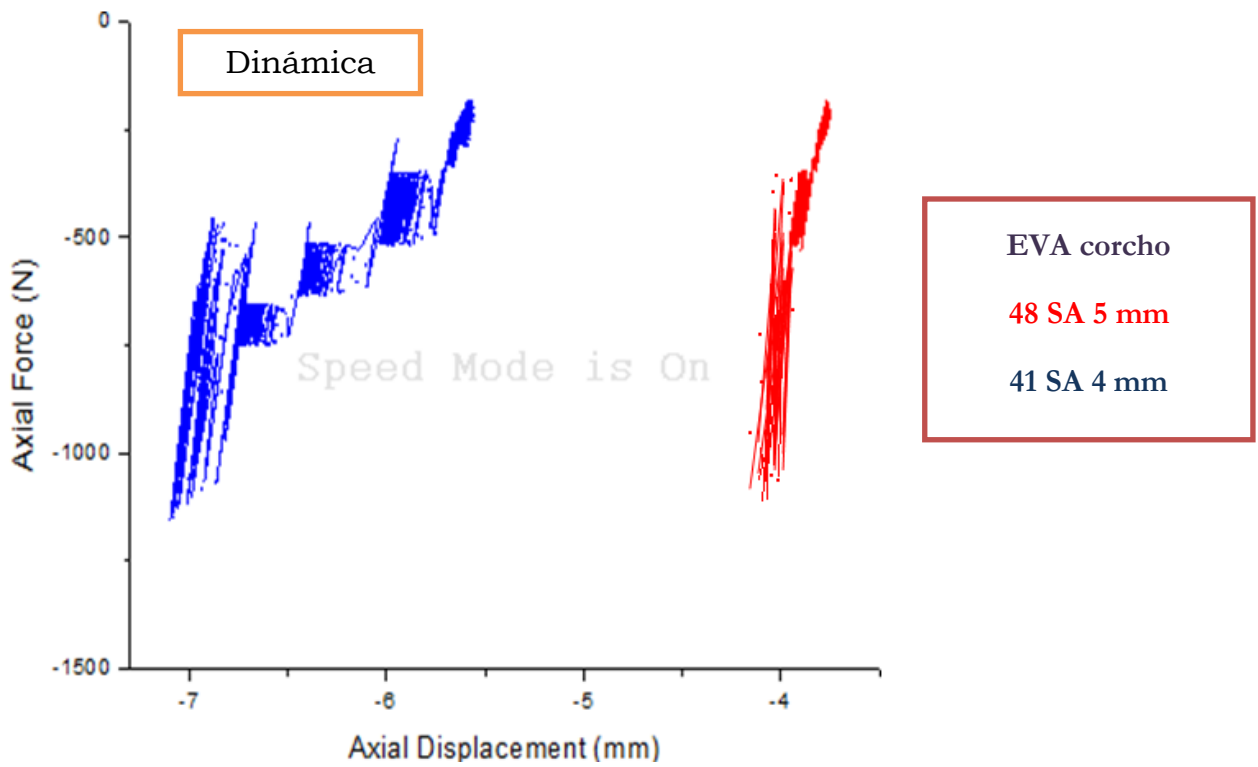
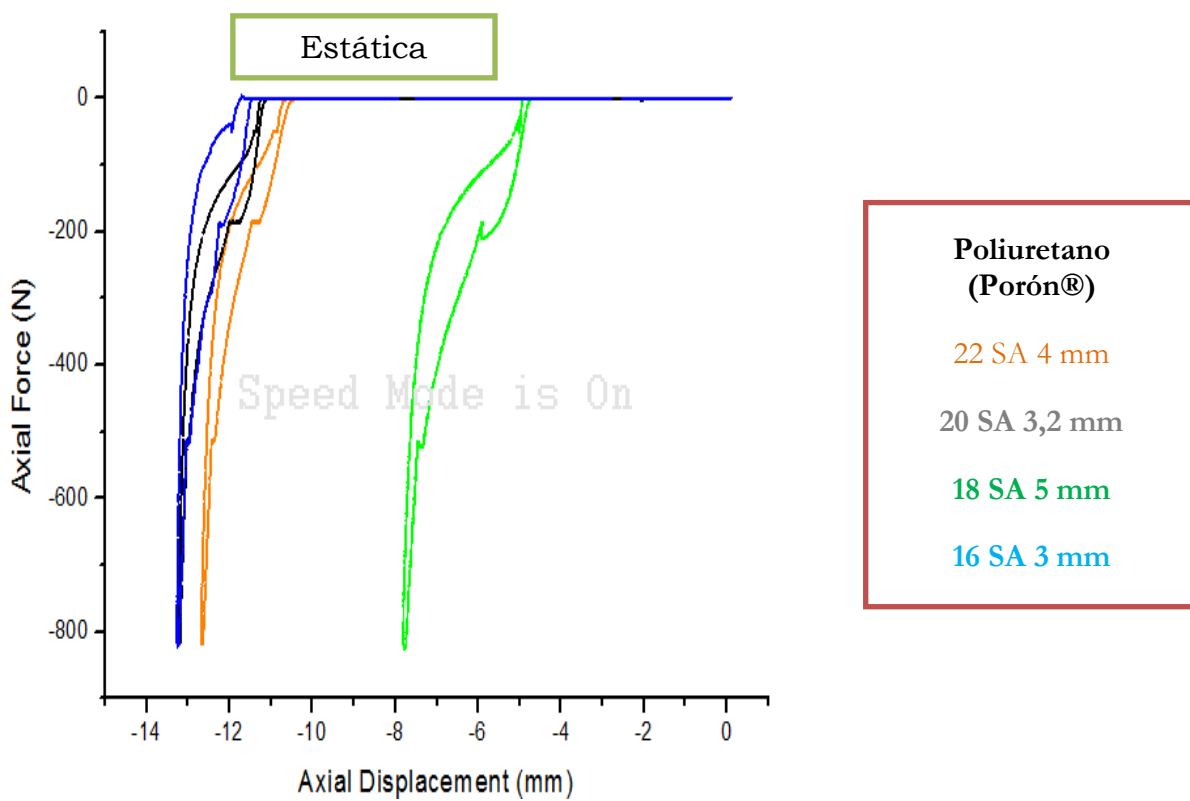


Gráfico 5: Comportamiento en estática y dinámica de muestra espuma de EVA corcho

Poliuretano (Porón®)



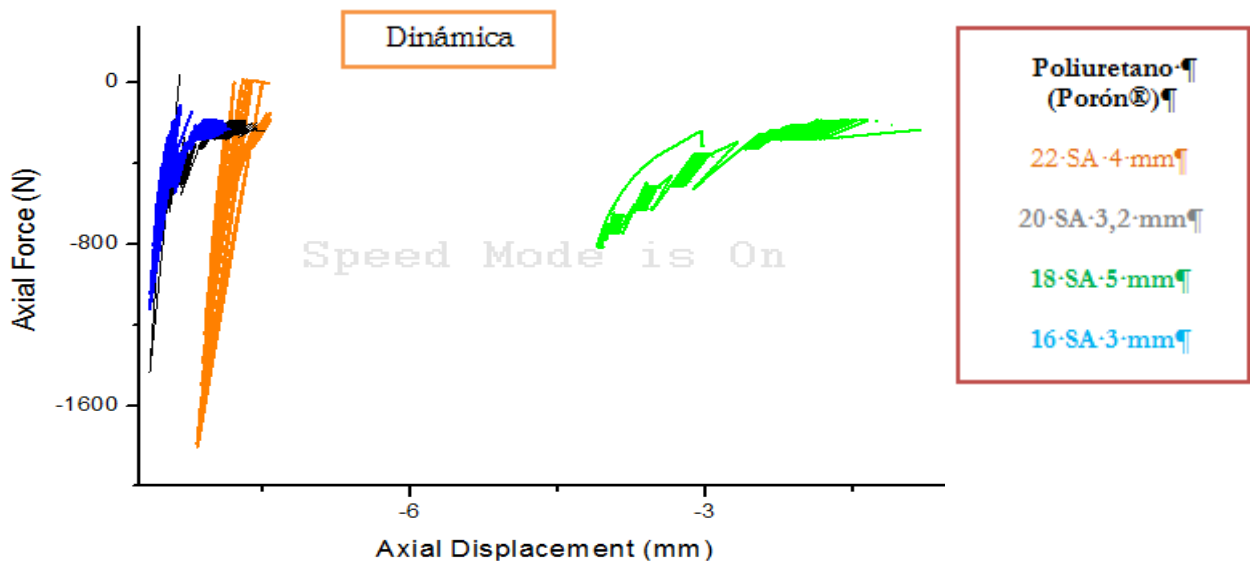
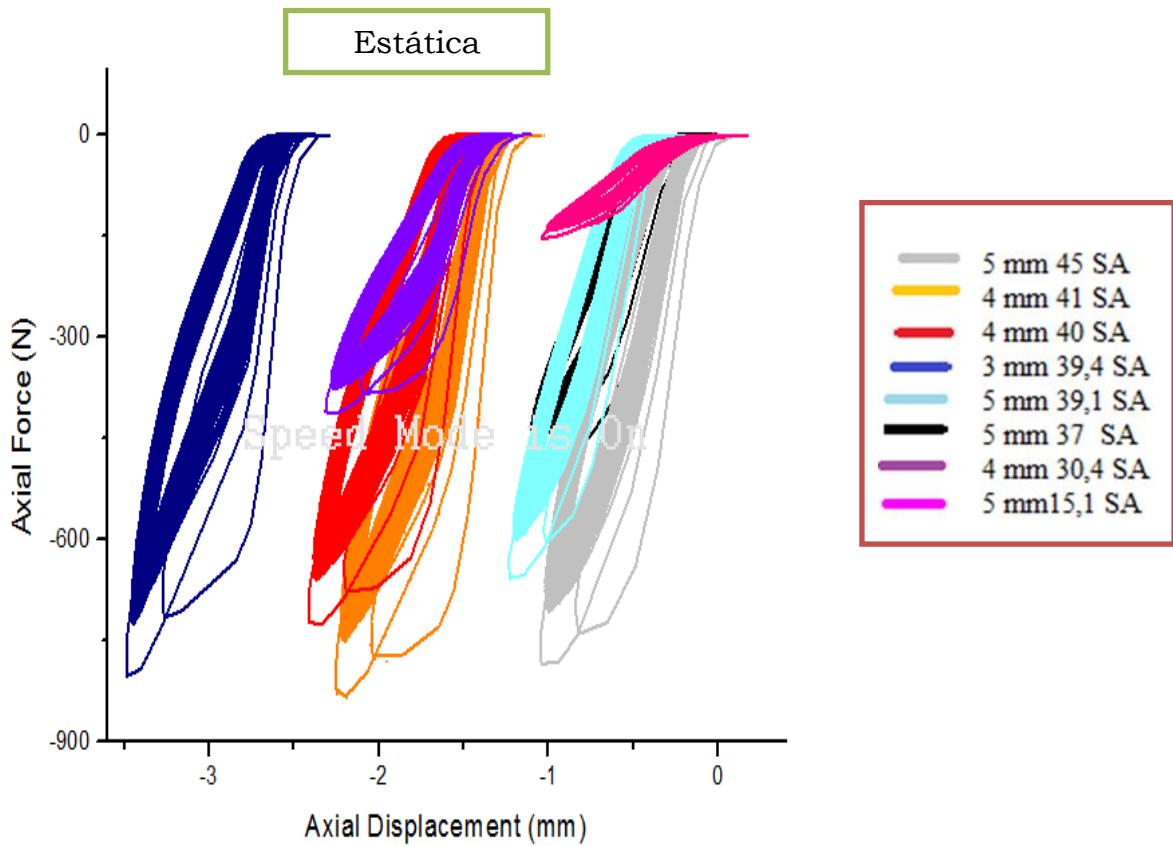


Gráfico 6: Comportamiento en estática y dinámica de muestra Poliuretano

EVA



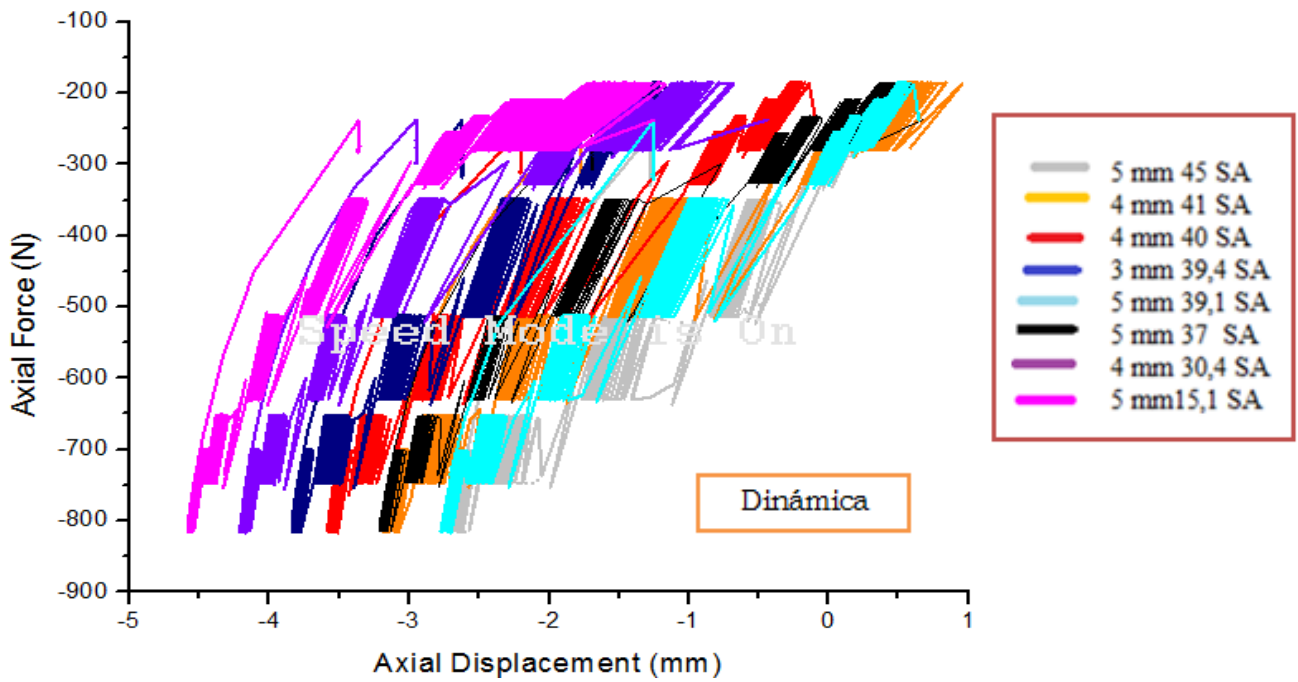
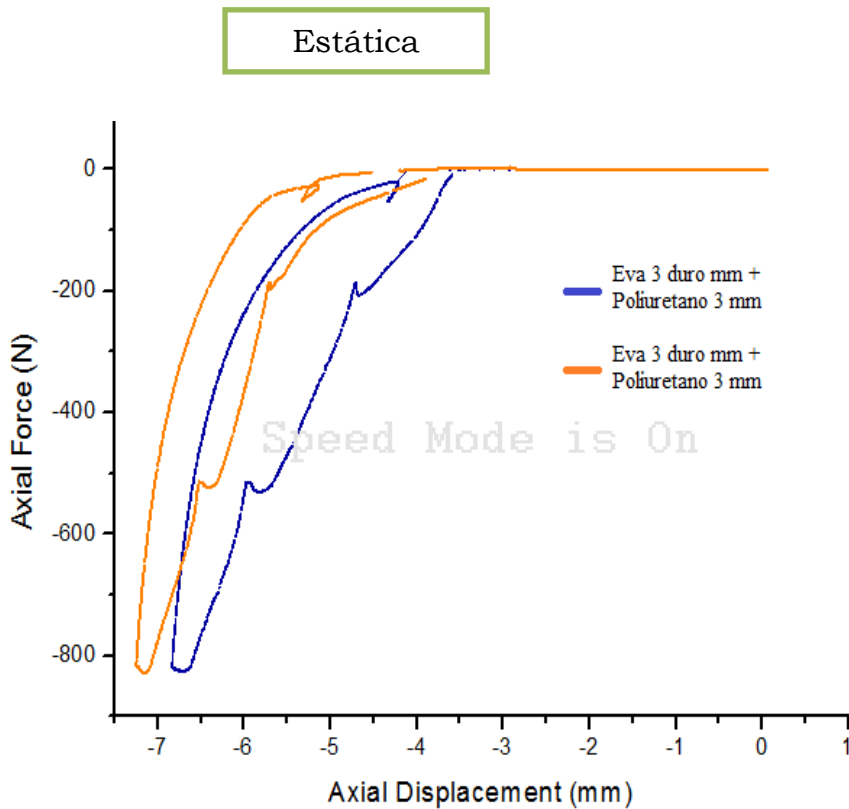


Gráfico 7: Comportamiento en estática y dinámica de muestra EVA

Combinados de Materiales

Materiales de dos capas:



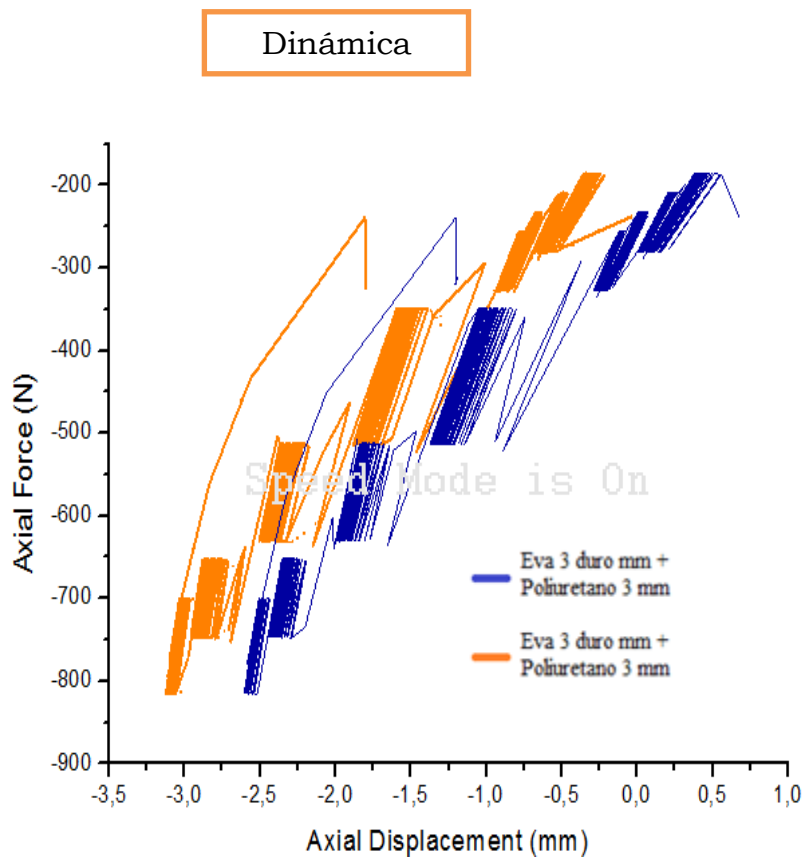


Gráfico 8: Comportamiento en estática y dinámica de combinados de doble capa de poliuretano y EVA

Combinados de dos capas:

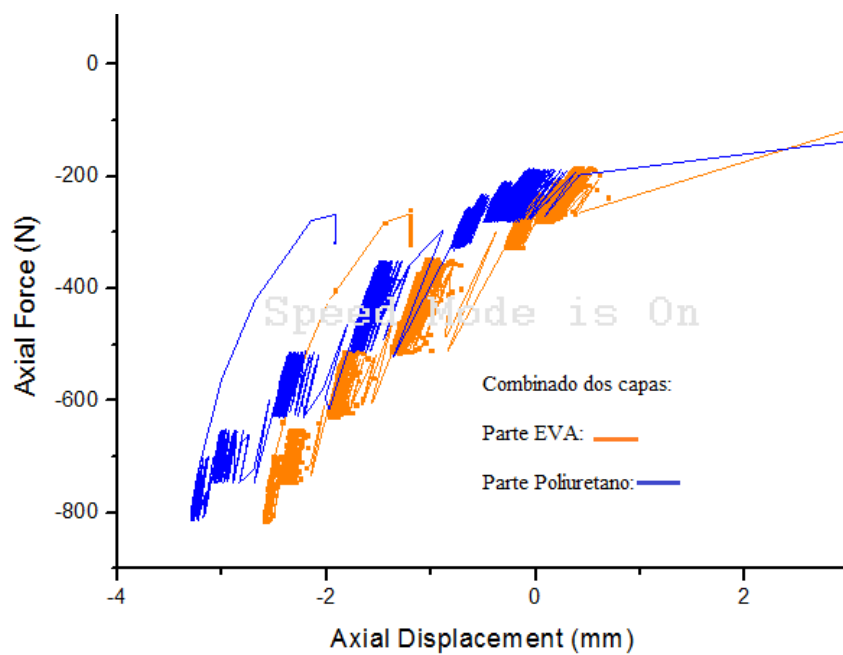


Gráfico 9: Comportamiento en dinámica de un mismo material ensayado por las dos caras de la que está compuesta: EVA + Poliuretano

Combinado tres capas

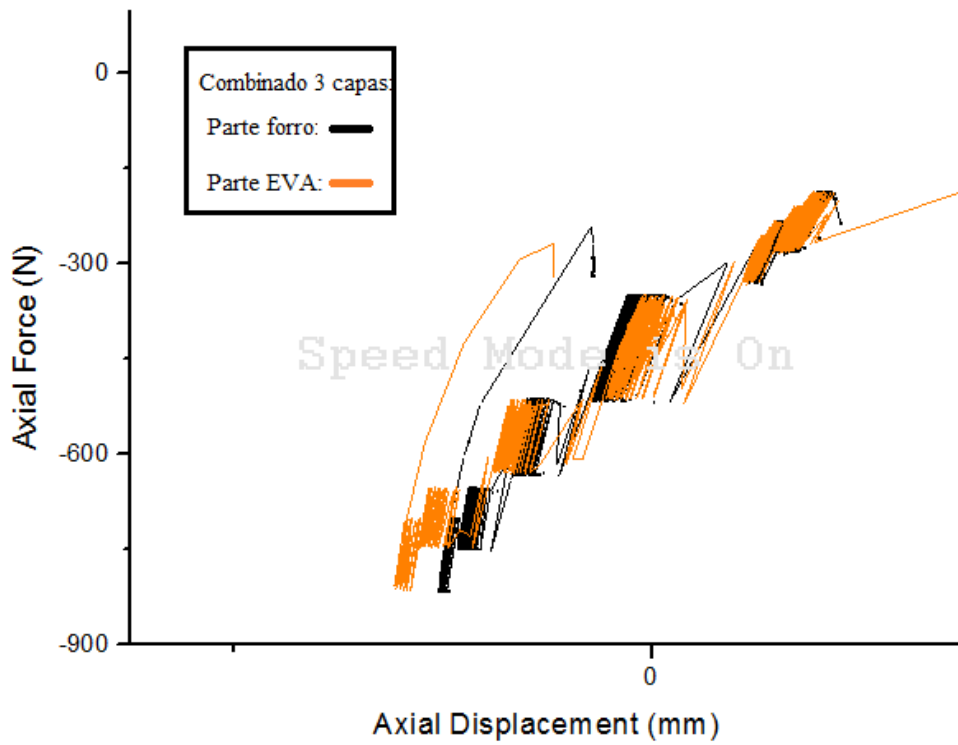


Gráfico 10: Comparación de la disposición del material de triple capa:
Forro de EVA+Poliuretano+ EVA duro

Algunos materiales durante los ensayos de dinámica producen picos de impactos por encima del límite máximo marcado.



Gráfico 11: Picos de presiones en dinámica, material poliuretano

Capacidad amortiguadora

La media de disipación de fuerza de los materiales estudiados es $532,21 \pm 227,80 \text{ mm}^2$ siendo los valores máximos $886,95 \text{ mm}^2$ y mínimo $98,44 \text{ mm}^2$. Los intervalos de confianza están comprendidos entre $642,01$ y $422,41 \text{ mm}^2$

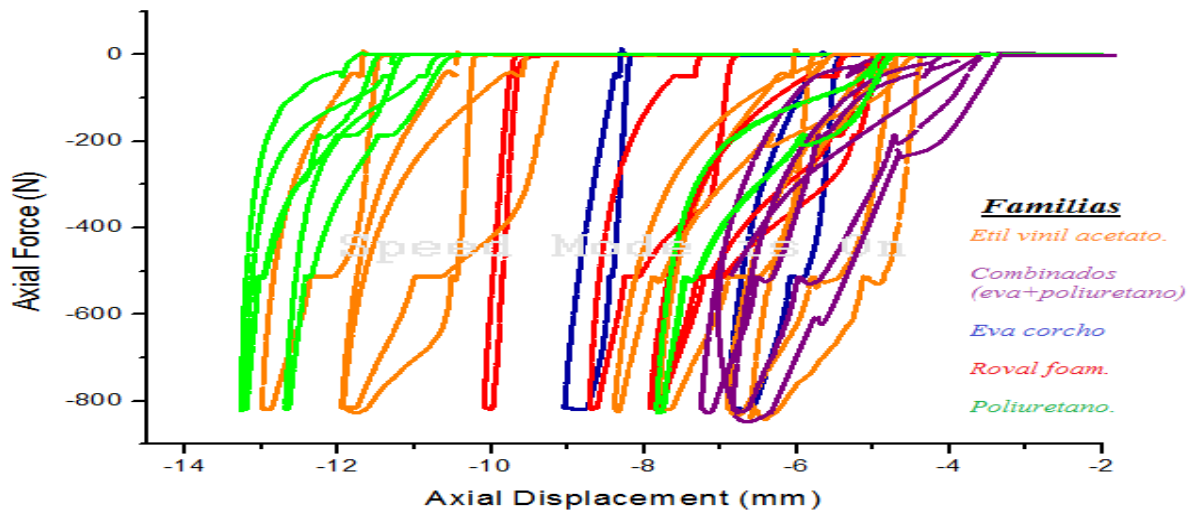


Gráfico 12: Área de disipación de fuerza de los materiales de estudio

Materiales	Grosor	Shore A	Área de disipación de la energía
Etil vinil acetato	5mm	45	886,55
Etil vinil acetato	5 mm	37	870,13
Etil vinil acetato	4 mm	41	762,78
Doble capa EVA/Poliuretano	6 mm	39,4	757,05
Espuma de polietileno Roval foam®	5 mm	36,5	739,72
Etil vinil acetato	5 mm	39,1	728,32
Etil vinil acetato	4 mm	30	664,49
Etil vinil acetato	4mm	40	646,24
Doble capa EVA/Poliuretano	6mm	32,5	584,20
Espuma de polietileno Roval foam®	5mm	39	559,76
Espuma de polietileno Roval foam®	3mm	36	553,69
Etil vinil acetato	5mm	15,1	518,543

EVA corcho	4mm	41	510,50
Etil vinil acetato	3mm	39.4	485,40
Poliuretano Celda abierta	5mm	18	387,09
Poliuretano: Celda abierta	3mm	16	322,23
Látex	5mm	14	306,06
EVA corcho	5mm	49	280,40
Poliuretano: Celda cerrada	4mm	22	220,76
Poliuretano: celda cerrada	3,2mm	20	200,82
Espuma de polietileno Roval foam ®	5mm	62	98,43

Tabla nº 9: Relación de materiales con su grosor/dureza /área disipar fuerzas

Estudio de desgaste

Las gráficas representan los diferentes ciclos aplicado al material, valorándose progresivamente los cambios producidos por el desgaste. Se puede observar cómo tras la aplicación de 20 ciclos, con sus correspondientes descansos, el material adopta un comportamiento diferente. Dependiendo del material el desgaste actúa de forma diferente.

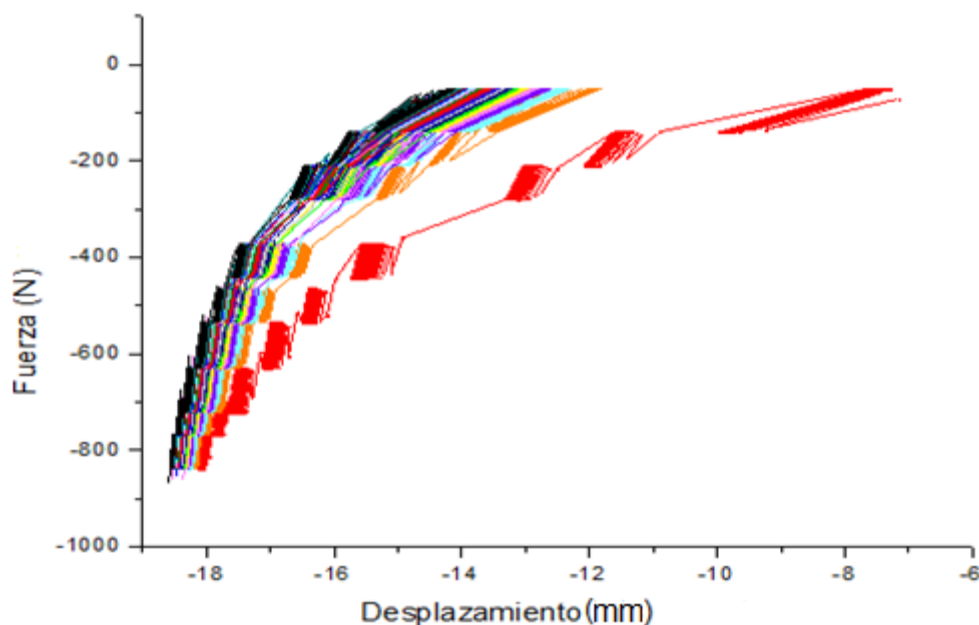


Gráfico 13: Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, Espuma polietileno 5 mm 36,5 SA

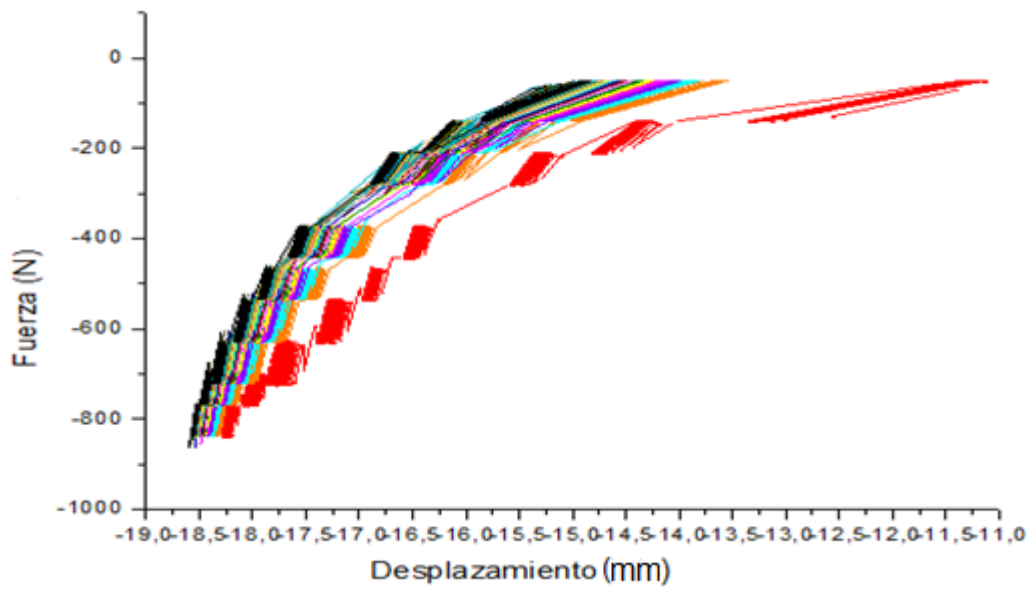


Gráfico 14: Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, EVA 3 mm 39,4 SA

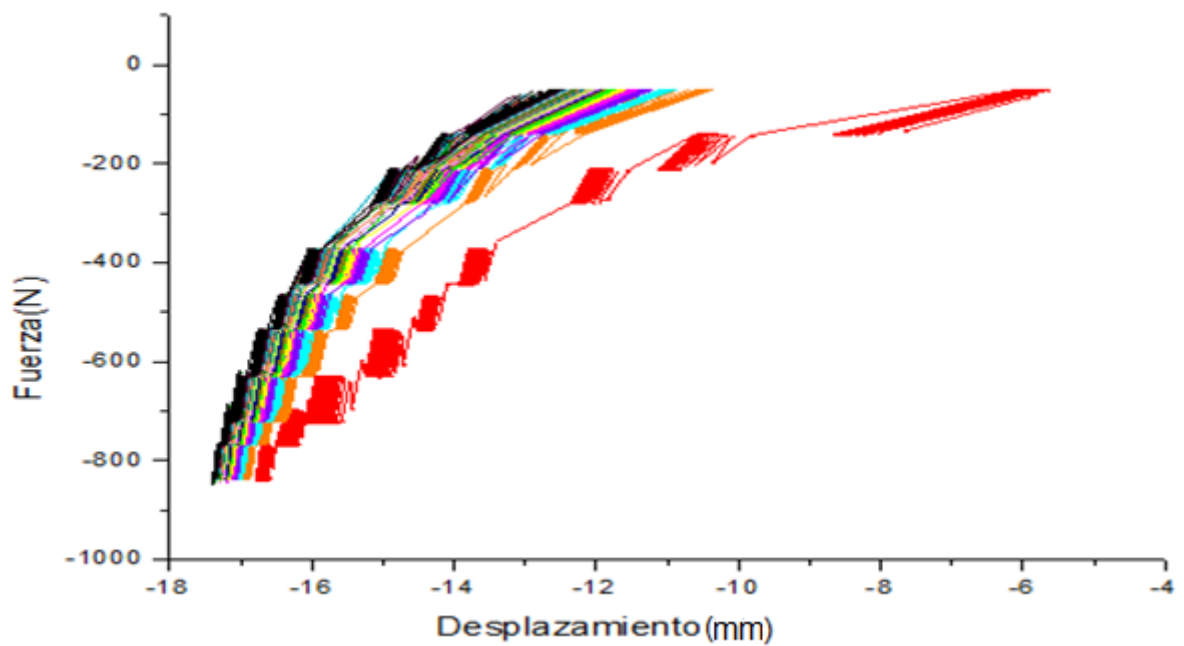


Gráfico 15: Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, poliuretano 18 SA 5 mm

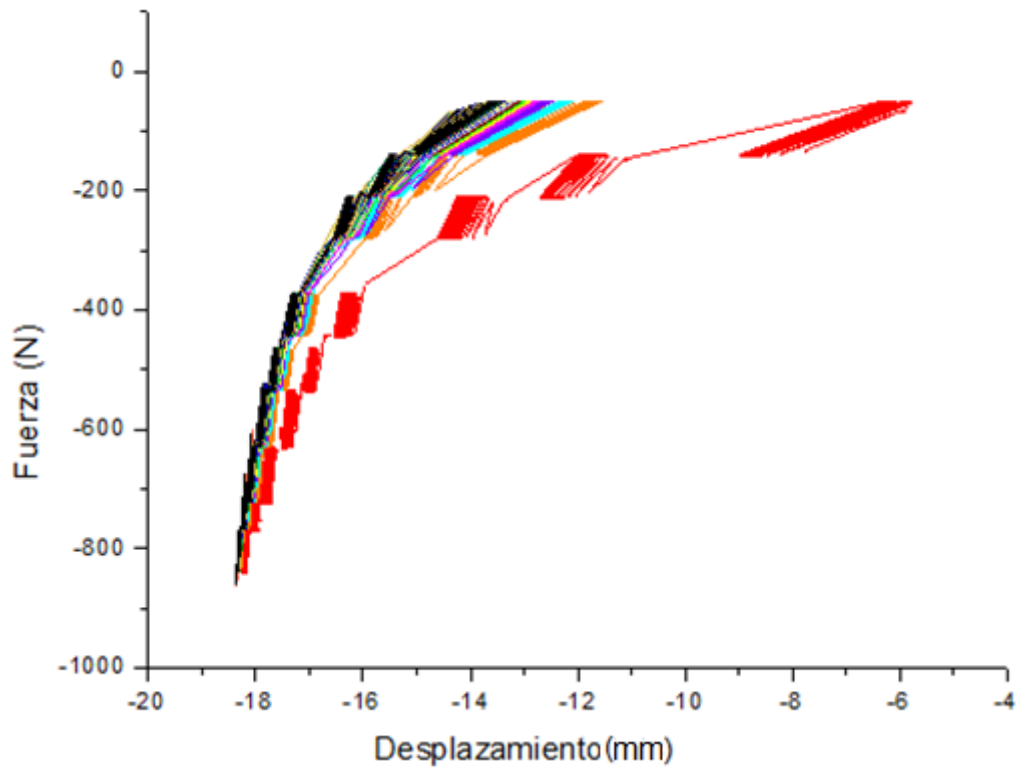


Gráfico 16: Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, EVA 45 SA 5 mm

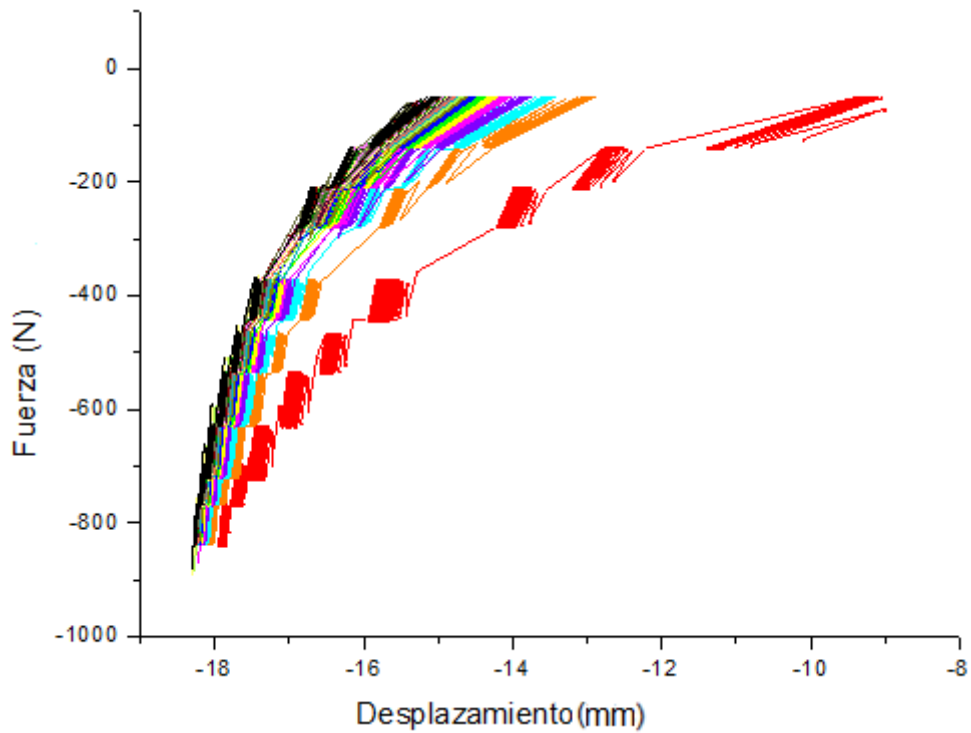


Gráfico 17: Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, espuma polietileno 3 mm 36,5 SA

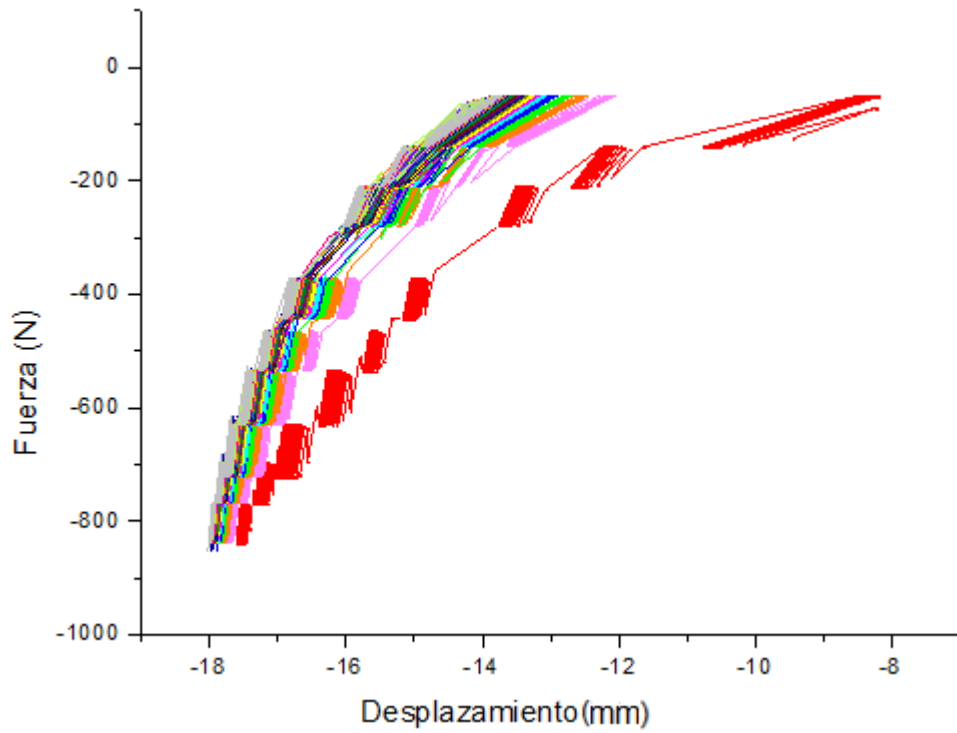


Gráfico 18: Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, EVA 41 SA 4 mm

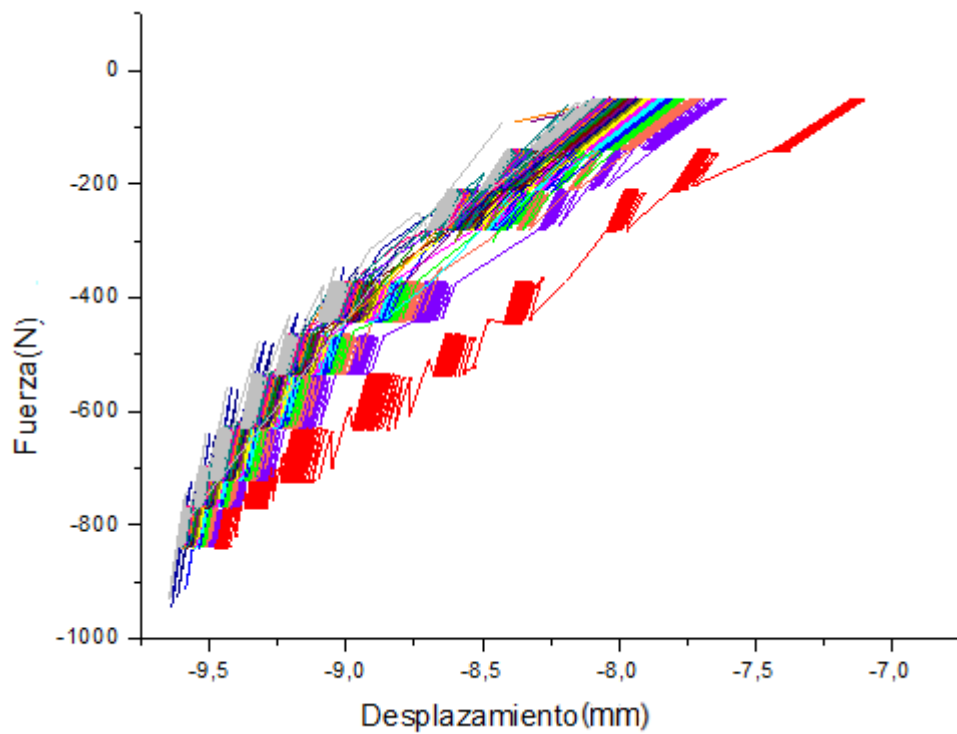


Gráfico 19: Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, combinado EVA + Poliuretano azul 6 mm

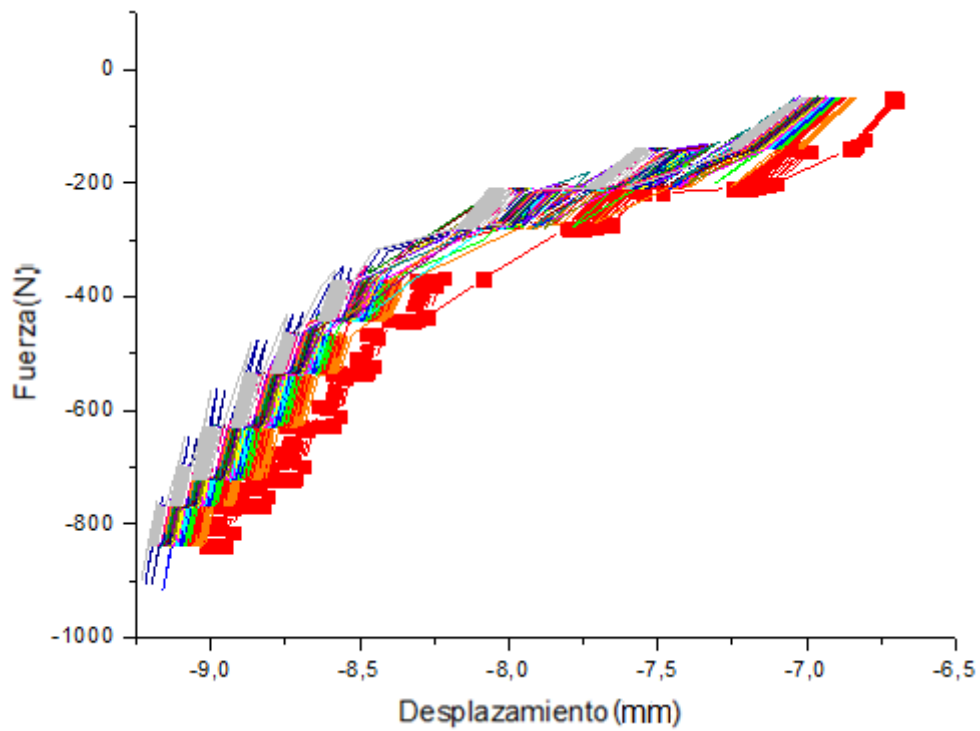


Gráfico 20: Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, combinado EVA + Poliuretano alta memoria 6 mm

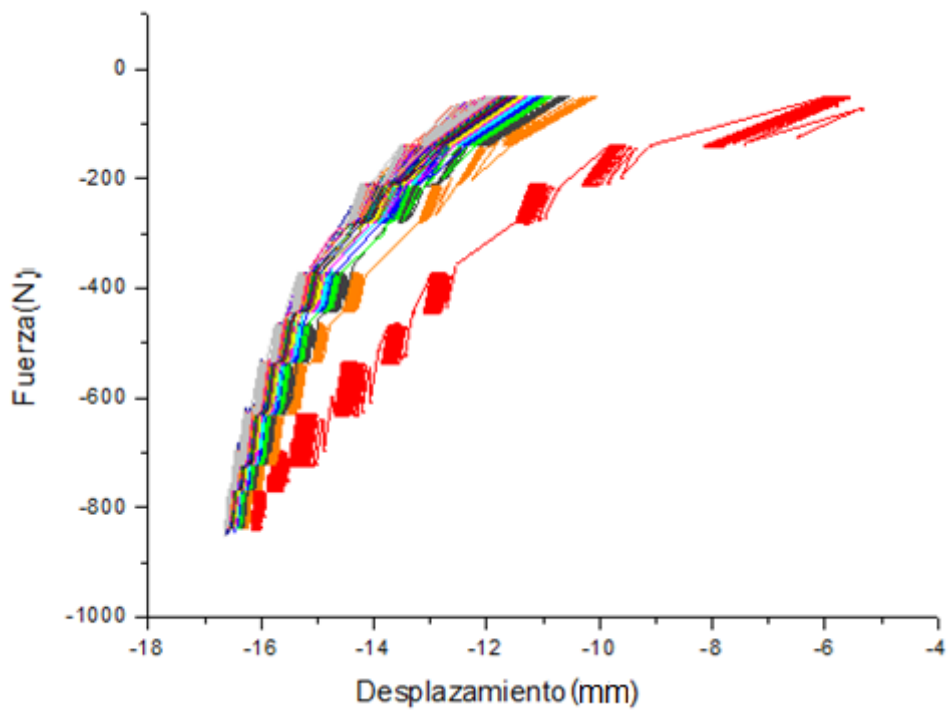


Gráfico 21: Comportamiento en dinámica a lo largo de 20 ciclos de marcha, forro EVA + Poliuretano + EVA 3 duro 6 mm

Todas las gráficas de desgaste tienden a un desplazamiento progresivo hacia la izquierda, mostrándose un aumento de la rigidez en todos los materiales con el paso de los ciclos, siendo más acentuado cuanto más vertical sea la representación. Aquellos materiales que se alejen más del primer ciclo (representado en rojo) se desgastan con mayor rapidez.

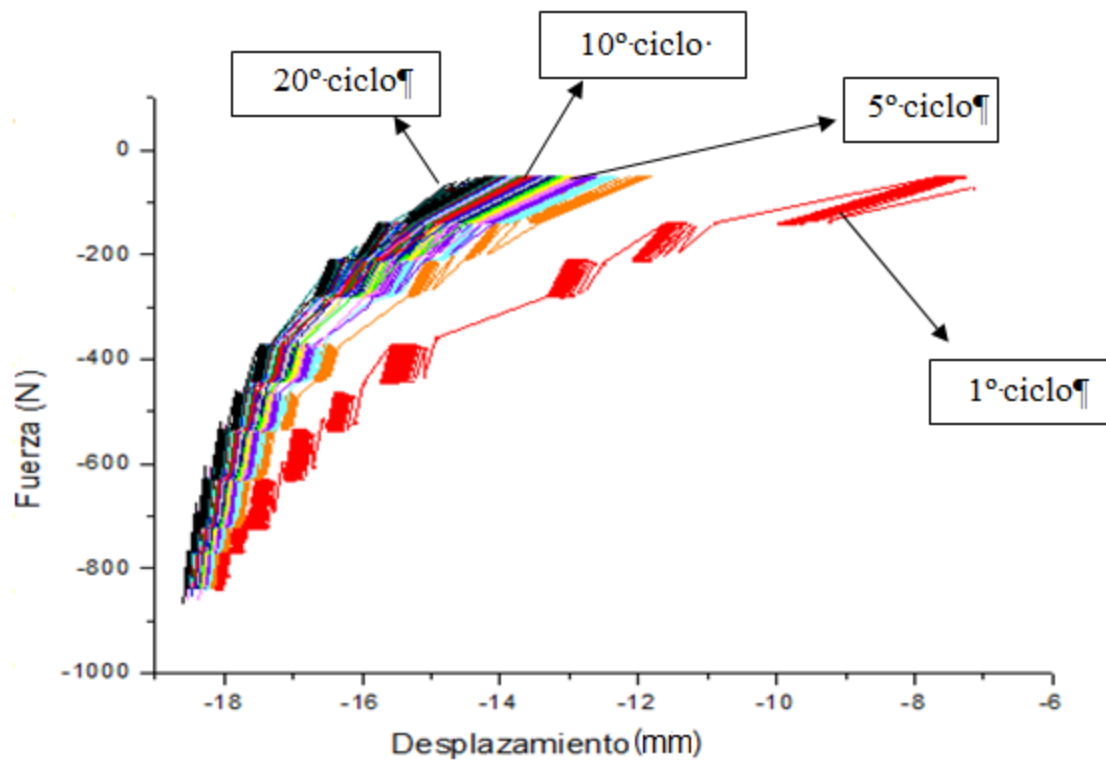


Gráfico 22: Progresión del desgaste durante 20° ciclos

6.2 Estadística inferencial

Comparar módulos de Young en Estática

Pruebas de normalidad

Para comprobar si los datos siguen una distribución gaussiana se utiliza la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. Los resultados no siguen una distribución normal de los datos; por tanto, se aplican pruebas no paramétricas para los módulos de Young en estática.

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
46 Newton	0,01
270 Newton	0,04
540 Newton	0,01
820 Newton	0,01

Tabla nº 10: Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk para rigidez en estática

Al ser muestras relacionadas y que siguen una distribución no gaussiana se aplica el test estadístico de Friedman. Si $p \leq 0,05$ hay diferencias entre las medias de los distintos módulos Young en la estática. Tras realizar el test Friedman se comprueba que hay diferencias significativas entre los módulos de Young en estática.

Test de Friedman	Significación
	0,0001

Tabla nº 11: Test de Friedman para la diferencia de rigidez en diferentes presiones en estática

Comparar la pérdida de grosores en estática

Pruebas de normalidad

Para comprobar si los datos siguen una distribución gaussiana se utiliza la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk.

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
46 Newton	0,09
270 Newton	0,04
540 Newton	0,49

820 Newton	0,11
------------	------

Tabla nº 12: Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk para el grosor en estática.

Siguen una distribución normal a los 540 y 820 Newton; sin embargo, la distribución no lo es a los 46 Newton y los 270 Newton. Por lo tanto, se aplica el test estadístico de Friedman para K muestras dependientes.

Test de Friedman	Significación
	0,0001

Tabla nº 13: Test de Friedman para la pérdida de grosor en diferentes presiones en estática

Hay diferencias significativas entre las pérdidas de grosor de los materiales estudiados en estática. Los materiales en estática tienen pérdidas diferentes de grosor y diferentes comportamientos en función de su rigidez en estática.

Comparar la rigidez en diferentes cadencias

Pruebas de normalidad

Para comprobar si los datos siguen una distribución gaussiana se utiliza la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk.

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
Módulo Young 60	0,001
Módulo Young 70	0,001
Módulo Young 80	0,001
Módulo Young 85	0,001
Módulo Young 90	0,001
Módulo Young 100	0,001
Módulo Young 115	0,001
Módulo Young 120	0,001

Tabla nº 14: Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk para la rigidez en dinámica

Tras realizar el test de normalidad se observa una distribución no gaussiana; por tanto, se aplica el test de Friedman para muestras relacionadas.

Test de Friedman	Significación
	0,0001

Tabla n° 15. Test de Friedman para los módulos Young en diferentes presiones en dinámica

Los materiales tienen diferente rigidez en función de la cadencia de la marcha. Todo esto tiene que concordar con el apartado siguiente en el que la pérdida de grosor debe ser diferente en dinámica.

Comparar la pérdida de grosores en dinámica.

Pruebas de normalidad

Para comprobar si los datos siguen una distribución gaussiana se utiliza la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk.

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
Grosores 60	0,013
Grosores 70	0,100
Grosores 80	0,317
Grosores 85	0,162
Grosores 90	0,693
Grosores 100	0,949
Grosores 115	0,134
Grosores 120	0,018

Tabla n° 16: Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk para el grosor en dinámica

Tras realizar el test de normalidad se observa una distribución no gaussiana ya que los grosores a cadencia de 60 y 120 no siguen una distribución normal; por tanto, se aplica la prueba no paramétrica, test de Friedman para muestras relacionadas.

Test de Friedman	Significación
Pérdida de grosor en diferentes cadencia en dinámica	0,0001

Tabla n° 17: Test de Friedman para muestra relacionadas pérdida de grosor en diferentes cadencia en dinámica.

Los materiales tienen diferente pérdida de grosor en función de la cadencia de marcha.

Comparar pérdida de grosor en estática frente a la dinámica.**Pruebas de normalidad**

Para comprobar si los datos siguen una distribución gaussiana se utiliza la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk.

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
Dinámica	0,032
Estática	0,941

Tabla n° 18: Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk grosor máximo en estática y dinámica.

Tras realizar el test de normalidad se observa una distribución no gaussiana; por tanto, se aplica el test de Friedman para muestras relacionadas.

t de Student	Significación
Dinámica- Estática	0,655

Tabla n° 19: Test t de Student para muestra relacionadas entre grosor final perdido en Dinámica- Estática

No hay diferencias en el grosor final en los materiales. Esto quiere decir que no hay diferencias significativas en la pérdida de grosor tanto en dinámica como en estática. Sin embargo, si se crea una variable donde se estima la diferencia entre la pérdida de grosor final en dinámica respecto a esta pérdida en estática, se puede observar desigualdad entre ellas. En algunos materiales, las diferencias son importantes mientras que en otros son bastante reducidas. Para algunos materiales la deformación se favorece en estática, ya que se amoldan paulatinamente a los cambios de presión, mientras que para otros, la deformación es más pronunciada en dinámica. (Tabla n°20)

Material	Dinámica	Estática	Diferencia Dinámica –Estática
Espuma polietileno 62 SA	0,31	0,52	-0,21
Espuma polietileno 39 SA	2,73	3,10	-0,37
Espuma polietileno semi 5 mm	3,04	3,16	-0,12
Espuma polietileno semi 3 mm	2,68	1,95	0,73
EVA corcho 49 SA	0,22	0,76	-0,54

EVA corcho 40 SA	1,49	1,52	-0,03
EVA Globus® 45 SA	3,40	2,34	1,06
EVA 41 SA	4,26	1,78	2,48
EVA 40 SA	3,63	2,05	1,58
EVA 39,4 SA	2,81	1,58	1,23
EVA 39,10 SA	3,38	2,19	1,19
EVA 37 SA	3,93	2,85	1,08
EVA 30 SA	3,32	2,69	0,63
EVA 15,10 SA	3,65	3,95	-0,30
Poliuretano 18 SA	3,29	3,17	-0,12
Poliuretano 22 SA	1,10	2,29	-1,19
Poliuretano 20 SA	0,70	2,12	-1,42
Poliuretano 16 SA	0,75	1,82	-1,07
EVA+Porón® azul	3,25	3,27	-0,02
EVA+Porón® Parte EVA	3,19	3,45	-0,26
Forro parte dura	3,90	3,38	0,52
Forro parte blanda	4,36	4,40	-0,04

Tabla 20: Diferencias de grosor en estática y dinámica

Comparar pérdida de grosor en estática frente a la dinámica en la presiones máxima, 540 Newton y a los 270 Newton

Para poder comparar la estática y la dinámica se deben analizar las cadencias del estudio dinámico en que las fuerzas aplicadas coinciden con las fuerzas del estático; es decir, la fuerza máxima de 815 N, que se aplica con la cadencia de 120 pasos, la fuerza de 540 N, en la de 90 pasos y, por último, la fuerza de 270 N en la de 60 pasos por minuto, respectivamente.

Pruebas de normalidad

Para comprobar si los datos siguen una distribución gaussiana se utiliza la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk.

Prueba Normalidad		Shapiro-Wilk
Dinámica	815 N	0,116
Estática	815 N	0,296
Dinámica	540 N	0,773
Estática	540 N	0,857
Dinámica	270 N	0,052
Estática	270 N	0,106

Tabla nº 21: Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk para el grosor y la presión a los 815-540 y 270 Newton estática y dinámica

t de Student	Nivel de sig. Correlación	Significación
Dinámica-Estática 270 Newton	0,0100	0,1260
Dinámica-Estática 540 Newton	0,0108	0,0250
Dinámica Estática 815 Newton	0,0001	0,0001

Tabla nº 22: Test t de Student para muestras relacionadas entre grosor y la presión a los 815-540 y 270 Newton en Dinámica- Estática

Se compara la pérdida de grosor en estática y dinámica en momentos puntuales y se observa que no siempre tiene el mismo comportamiento. Las diferencias son muy significativas a la fuerza máxima, alcanzan diferencias y significación con fuerzas intermedias y son diferentes pero no significativas con fuerzas iniciales. (Tabla nº 22)

Comparar si hay diferencia entre las familias de materiales

Espuma de polietileno (Roval foam®)

En función del Módulo de Young

Prueba de normalidad

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
Espuma polietileno 62 SA	0,907
Espuma polietileno 39 SA	0,163
Espuma polietileno 36 SA 5 mm	0,007
Espuma polietileno 36 SA 3 mm	0,019

Tabla n° 23: Pruebas de normalidad en la familia espuma polietileno Módulo Young

Se observa que hay materiales que siguen una distribución gaussiana mientras que otros no; por tanto, se aplica el test de Friedman para muestras relacionadas para valorar si hay diferencias significativas entre la familia del Roval foam®.

Test de Friedman	Significación
	0,0001

Tabla n° 24: Test de Friedman para valorar si hay diferencia significativa entre la familia de espuma polietileno en dinámica

En función del grosor perdido

Prueba de normalidad

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
Espuma polietileno 62 SA	0,729
Espuma polietileno 39 SA	0,003
Espuma polietileno 36 SA 5 mm	0,152
Espuma polietileno 36 SA 3 mm	0,112

Tabla n° 25: Prueba de normalidad de la familia de espuma polietileno en función grosor

Tras realizar el test de normalidad se observa una distribución no gaussiana; por tanto, se aplica el test de Friedman para muestras relacionadas. (Tabla n° 25)

Test de Friedman	Significación
	0,0001

Tabla nº 26: Test de Friedman comparativa del grosor de los materiales de espuma polietileno en dinámica

Se observa que hay diferencias significativas entre los materiales de esta familia. Esto se correlaciona con la representación gráfica, donde la espuma polietileno de 62 SA apenas desplaza su grosor respecto a los otros tres materiales de la misma familia, que son capaces de deformarse con la aplicación de fuerza.

EVA corcho

En función de su Módulo Young

Prueba de normalidad

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
EVA corcho 49 SA	0,754
EVA corcho 41 SA	0,973

Tabla nº 27: Prueba de normalidad en función del Módulo de Young en la familia EVA corcho

Tras realizar el test de normalidad se observa una distribución gaussiana; por tanto, se aplica el test de t de Student para muestras relacionadas.

t de Student	Nivel de Correlación	Significación
EVA corcho 49 SA-41 SA	0,869	0,288

Tabla nº 28: Test t de Student y nivel de relación entre los materiales EVA corcho

Muestra que ambos materiales tienen un comportamiento parecido en dinámica, con rigidez en cada cadencia de marcha a la que han sido sometidos. La prueba estadística concluye que no hay diferencias significativas en su comportamiento en cuanto a la rigidez en dinámica.

En función del grosor perdido

Prueba de normalidad

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
EVA corcho 49 SA	0,004
EVA corcho 41 SA	0,001

Tabla n° 29: Pruebas de normalidad en la familia EVA corcho en función del grosor

Tras realizar el test de normalidad se observa una distribución no gaussiana; por tanto, se aplica el test de Wilcoxon para dos muestras relacionadas

Test de Wilcoxon	Significación
	0,345

Tabla n° 30: Test de Wilcoxon para la pérdida de grosor dentro de la familia EVA corcho en dinámica

Se observa que no hay diferencias significativas en la pérdida de grosor en las dos presentaciones estudiadas de 5 y 4 mm con 49 y 41 SA, respectivamente.

EVAEn función Módulo de Young

Prueba de normalidad

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
EVA 55 SA	0,157
EVA 41 SA	0,001
EVA 40 SA	0,035
EVA 39,6 SA	0,023
EVA 39,1 SA	0,122
EVA 37 SA	0,007
EVA 30,4 SA	0,538
EVA 15,1 SA	0,106

Tabla n° 31: Prueba de normalidad EVA en función del Módulo de Young

Se observa que hay materiales que siguen una distribución gaussiana mientras que otros no; por tanto, se aplica el test de Friedman para muestras relacionadas para valorar si hay diferencias significativas entre la familia de EVA.

Test de Friedman	Significación
	0,088

Tabla nº 32: Test Friedman para valorar si hay diferencia significativa en relación a la rigidez en cada cadencia entre la familia de EVA en dinámica.

Se obtiene que no hay diferencias significativas entre las familias estudiadas si consideramos la rigidez de los materiales en cada cadencia de marcha.

En función de la pérdida de grosor

Prueba de normalidad

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
EVA 55 SA	0,130
EVA 41 SA	0,454
EVA 40 SA	0,052
EVA 39,6 SA	0,196
EVA 39,1 SA	0,138
EVA 37 SA	0,179
EVA 30,4 SA	0,059
EVA 15,1 SA	0,710

Tabla nº 33: Prueba de normalidad Etil-vinil-acetato EVA en función del grosor

Tras realizar el test de normalidad se observa una distribución gaussiana; por tanto, se aplica el test de t de Student para muestras relacionadas. Hay un total de 28 posibles combinaciones.

t de Student	Nivel de Correlación	Significación
EVA 45-41 SA	0,001	0,319
EVA 45-40 SA	0,001	0,799
EVA 45-39,6 SA	0,001	0,090
EVA 45-39.1 SA	0,001	0,762

EVA 45-37 SA	0,001	0,578
EVA 45-30 SA	0,001	0,476
EVA 45-15 SA	0,001	0,868
EVA 41-40 SA	0,001	0,207
EVA 41-39,6 SA	0,001	0,087
EVA 41-39,1 SA	0,001	0,114
EVA 41-37 SA	0,001	0,297
EVA 41-30 SA	0,001	0,084
EVA 41-15 SA	0,001	0,343
EVA 40-39,6 SA	0,001	0,082
EVA 40-39,1 SA	0,001	0,322
EVA 40-37 SA	0,001	0,423
EVA 40-30 SA	0,001	0,040
EVA 40-15 SA	0,001	0,912
EVA 39,6-39,1 SA	0,001	0,088
EVA 39,6-37 SA	0,001	0,123
EVA 39,6-30 SA	0,001	0,695
EVA 39,6-15 SA	0,001	0,144
EVA 39,1-37 SA	0,001	0,462
EVA 39,1-30 SA	0,001	0,377
EVA 39,1-15 SA	0,001	0,678
EVA 37-30 SA	0,001	0,059
EVA 37-15 SA	0,001	0,678
EVA 30-15 SA	0,001	0,304

Tabla n° 34: Test t de Student para muestra relacionada en la familia del EVA relacionada con la pérdida de grosor

Se expone en la primera columna el nivel de correlación entre las variables, es decir, si los materiales tienen relación, viéndose que hay relación entre todos ellos. Se observa que no hay diferencias en la pérdida de grosor.

Poliuretano

En función del Módulo de Young

Prueba de Normalidad

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
Poliuretano 25 SA	0,459
Poliuretano 22 SA	0,064
Poliuretano 20 SA	0,962
Poliuretano 16 SA	0,575

Tabla nº 35: Prueba de normalidad de la familia de poliuretano en función al módulo de Young

Tras realizar el test de normalidad se observa una distribución gaussiana; por tanto, se aplica el test de t de Student para muestras relacionadas. Hay un total de 6 posibles combinaciones.

t de Student	Nivel de Correlación	Significación
Poliuretano 18 SA-22 SA	0,614	0,136
Poliuretano 18 SA-20 SA	0,349	0,284
Poliuretano 18 SA-16 SA	0,657	0,172
Poliuretano 22 SA-20 SA	0,029	0,265
Poliuretano 22 SA -16 SA	0,001	0,192
Poliuretano 20 SA-16 SA	0,028	0,347

Tabla nº 36: Test t de Student para muestras relacionadas comparativa del módulo de Young de los materiales de poliuretano en dinámica

Por lo tanto, no hay diferencias significativas entre la rigidez de los PUR seleccionados; sin embargo, se observa una relación entre los PUR de 22,20 y 16 SA. Estas presentaciones son las que no han podido soportar el ciclo completo de aplicación de fuerzas.

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
Poliuretano 18 SA	0,075
Poliuretano 22 SA	0,080
Poliuretano 20 SA	0,195
Poliuretano 16 SA	0,187

Tabla n° 37: Prueba de normalidad familia PUR en función del grosor perdido

Tras realizar el test de normalidad se observa una distribución gaussiana; por tanto, se aplica el test de t de Student para muestras relacionadas. Hay un total de 28 posibles combinaciones.

t de Student	Nivel de Correlación	Significación
Poliuretano 25-22 SA	0,001	0,063
Poliuretano 25-20 SA	0,001	0,093
Poliuretano 25-16 SA	0,001	0,076
Poliuretano 22-20 SA	0,002	0,992
Poliuretano 22-16 SA	0,001	0,512
Poliuretano 20-16 SA	0,001	0,254

Tabla n° 38: Test t de student para muestras relacionadas comparativa del grosor de los materiales de poliuretano en dinámica

En este caso, siendo el desplazamiento una variable más fiable, se puede observar que existe relación aunque sin diferencias significativas. Esto se puede deber al número de muestras analizadas.

Dos capas

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
Combinado EVA+Poliuretano azul (Parte EVA)	0,036
Combinado EVA+Poliuretano azul(Parte blanda)	0,001

Tabla n° 39: Prueba de normalidad de los materiales de doble capa en función del módulo de Young

Tras realizar el test de normalidad se observa una distribución no gaussiana; por tanto, se aplica el test de Wilcoxon para dos muestras relacionadas.

Test de Wilcoxon	Significación
	0,161

Tabla nº 40: Test de Wilcoxon para la pérdida de grosor dentro del combinado de dos capas de EVA con poliuretano en dinámica

Se observa que no hay diferencias significativas entre el orden de posición de los materiales a la hora de confeccionar la ortesis.

Tres capas

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
Combinado EVA Forro+Poliuretano azul+EVA (Parte EVA)	0,936
Combinado EVA Forro+Poliuretano azul+EVA (Parte blanda)	0,003

Tabla nº 41: Prueba de normalidad de los materiales de doble capa en función del módulo de Young

Tras realizar el test de normalidad se observa una distribución no gaussiana; por tanto, se aplica el test de Wilcoxon para dos muestras relacionadas.

Test de Wilcoxon	Significación
	0,779

Tabla nº 42: Test de Wilcoxon para la pérdida de grosor dentro del combinado tres capas de EVA con poliuretano en dinámica

Los resultados evidencian que, al igual que su homólogo bicapa, no hay diferencia significativa entre poner los materiales de una forma u otra.

Correlación entre el grosor perdido máximo y la dureza del material

Pruebas de normalidad

Para comprobar si los datos siguen una distribución gaussiana se utiliza la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk.

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk
Dureza	0,059
Grosor Perdido total	0,120

Tabla nº 43: Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk en el grosor total y la dureza

Por tanto, se aplica el test de correlación de Pearson para conocer si existe relación entre las dos variables estudiadas.

Test Correlación de Pearson	Significación
	0,629

Tabla n° 44: Test de Correlación de Pearson para las variables grosor total en dinámica y dureza de los materiales

Por lo tanto, no existe relación entre las variables de estudio, dureza y pérdida de grosor. Se puede deducir por los resultados obtenidos que la dureza no es un factor que influya en la pérdida final de grosor.

Correlación entre la capacidad amortiguadora y dureza

Pruebas de normalidad

Para comprobar si los datos seguían una distribución gaussiana se utiliza la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk.

Prueba Normalidad	Shapiro-Wilk.
Dureza	0,059
Área disipación	0,517

Tabla n° 45: Prueba Normalidad: Shapiro-Wilk en capacidad amortiguadora y la dureza.

Por tanto, se aplica el test de correlación de Pearson para conocer si existe relación entre las dos variables estudiadas.

Test Correlación de Pearson	Significación
	0,507

Tabla n°46: Test de Correlación de Pearson para las variables capacidad amortiguadora y dureza de los materiales

Se observa que la dureza no es un factor que tenga relación con el área de disipación de las fuerzas de los materiales estudiados.

7. DISCUSIÓN



7. Discusión

7.1 Comportamiento de los materiales

Revisando la bibliografía podológica, los materiales se clasifican en función de diferentes propiedades. Así Levy, en el libro de Ortopodología y Aparato locomotor, realiza una clasificación de los materiales según las propiedades de deformación de éstos. En él se puede leer que hay materiales plásticos, materiales elásticos y materiales viscoelásticos. Dentro de la clasificación se comenta que los materiales plásticos no recuperan su forma y estructura original y como ejemplos se refieren los cueros y metales. En el grupo de los elásticos, se explica que al sufrir una carga éstos se deforman en proporción al nivel de la misma, recuperando su forma inicial al finalizar la carga. Añade que la mayoría de los polímeros, el látex y el corcho cumplen estos criterios. Por último, se definen los materiales viscoelásticos, que son materiales cuya deformación varía en función del tiempo, recuperando su forma original al finalizar la carga. Como grupo representativo enumera las siliconas y las espumas de poliuretano de recuperación lenta. (Levy, 2003)

En el campo de la Física, los materiales se clasifican en plásticos, elásticos y viscosos, encontrándose múltiples combinaciones entre ellos, apareciendo materiales elastoplásticos, viscoplásticos y viscoelásticos. Los resultados obtenidos difieren de lo publicado ya que todos los materiales utilizados en Podología no tienen un comportamiento plástico ni elástico (no siguen la ley de Hooke de los muelles); tienen un comportamiento viscoelástico; es decir, tienen todos un componente viscoso y una parte elástica. Esta combinación viscoelástica difiere de lo expuesto por Levy, que comenta que la mayoría de polímeros son elásticos. (Levy, 2003) Este matiz es importante, ya que al tener un comportamiento viscoso por definición, este tipo de materiales no tiene un comportamiento lineal como los materiales plásticos o elásticos. Además, un material elástico no absorbe la energía ya que la fuerza transmitida es devuelta en dirección contraria como ocurre con un muelle; sin embargo, en el comportamiento viscoso la fuerza es absorbida para devolver una fuerza de menor magnitud. (Barroso et al., 2008; Whittle, 1999) Dicha propiedad constituye una de las bases para su utilización en la confección de las ortesis plantares.

Se sabe que, debido su estructura de cadenas, no tienen un comportamiento lineal porque los materiales viscosos se deforman en función del tiempo y la recuperación no es instantánea como pasa en los materiales elásticos (Barroso et al., 2008) Además, si se observan los resultados obtenidos en las gráficas y de forma indirecta el módulo de Young, que nos indica la rigidez de los materiales, se verifica que los módulos no tienen una cadencia ascendente o descendente marcada, sino que aumenta o disminuye arbitrariamente, aunque conservan cierta relación con la presión y cadencia de la marcha. Esta no linealidad ha sido valorada en estudios parecidos por otros autores que más adelante se comentan. (Sun et al., 2008)

Que los materiales tengan un comportamiento viscoelástico puede marcar los resultados de los soportes plantares, ya que en función del paciente y su patología habrá unos materiales que puedan

ser útiles y otros no. En consonancia a esto último, Expósito en 2010 refiere que todo tratamiento ortopodológico tiene cuatro fundamentos para el éxito: buen diagnóstico, buen diseño de la ortesis, tener una buena técnica de fabricación/adaptación y elegir los materiales más adecuados. **(Expósito, 2010)** En esa misma línea de actuación se encuentran otros autores que refieren la importancia de los materiales para la consecución del objetivo marcado tras realizar el diagnóstico clínico. **(Nicolopoulos et al., 2000)** Esto quiere decir que si el profesional opta por un PUR con poco grosor en una persona con cadencia de marchas elevadas o picos de presión altos, éste puede no tener suficiente capacidad de deformación y recuperación para el siguiente paso y, por tanto, su función de “amortiguar” el impacto queda limitada. Para la consecución de los objetivos es fundamental conocer la patología, el perfil de marcha del paciente y las prestaciones del material y grosor a utilizar.

Así, los materiales que tengan una recuperación lenta en caso de presiones altas o cadencia de la marcha alta, se comportarán de forma muy rígida (líneas muy verticales en las gráficas), pudiendo actuar como un agente agresivo al ocupar espacio (Gráfico 11). De igual modo, cambios bruscos de presión también producen picos de rigidez, ya que el material necesita un tiempo para adaptarse a la nueva carga. Todo esto dependerá del porcentaje viscoso (adaptación progresiva) y elástico (adaptación rápida).

Los materiales tienen un comportamiento similar a la grasa plantar, ya que ésta es también de naturaleza viscoelástica. La almohadilla plantar tiene un comportamiento no lineal igual que estos materiales, ya que la curva fuerza-desplazamiento depende de la intensidad, frecuencia y velocidad aplicada. La elección a priori más coherente para un material que suple las deficiencias o la ausencia de la grasa plantar es aquél que tenga un comportamiento parecido a ésta. **(Cavanagh et al., 1984; Fontanella et al., 2012, Valiant, 1984)**

Existen evidencias del alivio sintomático producido por el uso de materiales viscoelásticos. Voloshin utiliza plantillas viscoelásticas en pacientes con enfermedad degenerativa de las articulaciones, obteniendo una mejoría del 97% de los participantes. **(Voloshin et al., 1981)** Johnson evidencia la capacidad de los materiales viscoelásticos para atenuar las fuerzas al caminar y correr. **(Johnson 1986; Johnson 1988)** Tooms et al. realizan un estudio comparativo entre zapatos y zapatos con plantillas de espumas de poliuretano, por un período de 5 semanas. El grupo que utilizó plantillas mostró una disminución significativa en la incidencia de dolor de espalda y reducciones significativas en la frecuencia y duración del dolor en espalda y piernas. **(Tooms et al., 1987)** Basford et al. demuestran que el uso de plantillas viscoelásticas de poliuretano en bipedestación continua reduce el dolor en espalda, piernas y pie. **(Basford et al., 1988)**

7.2 Comportamiento por familias

7.2.1. Espuma de Polietileno-Roval foam®

Espuma de polietileno es un material que tanto en estática como en dinámica se comporta de forma parecida, como se observa en las gráficas. (Gráfico 4) Es un material que dependiendo del Shore A y estructura tiene mayor capacidad amortiguadora. Se observa que la espuma de polietileno duro de 62 SA, apenas tiene capacidad de desplazar su grosor; eso quiere decir que soporta perfectamente las presiones y los requerimientos mecánicos del pie. Sin embargo, su capacidad de absorción de energía es escasa siendo, por tanto, un material muy rígido, ideal para la corrección biomecánica.

Las presentaciones catalogadas como “semi” son muy interesantes, ya que aguantan las presiones sin comportarse como un agente traumático como su homólogo “duro”, pero se deforman conforme se le aplica fuerza, consiguiendo absorber energía. Es un material que tiene un comportamiento viscoelástico, que con el tiempo degenera a viscoplástico; al tener una estructura con un gran número de poros que con el uso van disminuyendo progresivamente en función de la fuerza ejercida, consiguen lo que su inventor Evaristo Rodríguez define como una descarga auto limitada en las zonas de mayor conflicto.(Gráfico 4) Sin embargo, al ser un material no lineal, predecir cuando se realiza este tipo de descargas con exactitud es complejo, pues influyen multitud de variables como cantidad de poros, terreno, presión, cadencia de la marcha, forma del agente agresor etcétera. En cualquier caso, al ser un material con una adaptación rápida a los cambios de presión y que amortigua, es de gran utilidad y aplicación en Podología.

Levy comenta que es un material con resistencia moderada a la compresión; sin embargo, se comprueba que, tanto en dinámica como estática, es un material que soporta cargas altas sin llegar precisamente a su límite. (Levy, 2003)

7.2.2 EVA corcho

Los resultados reflejan en estática un comportamiento viscoelástico con capacidad amortiguadora. En dinámica el material cambia drásticamente, ya que, como se observa en la gráfica, los módulos de Young son muy verticales en las diferentes cadencias de la marcha. (Gráfico 5) Esto indica que este tipo de material se comporta de forma muy rígida; incluso su presentación de menor dureza realiza picos de presión en cadencias y presiones bajas. Esto quiere decir que es un material tan compacto y rígido que no se adapta bien a los cambios de presión producidos por el aumento de la cadencia. Este material no es útil para ponerlo en contacto con la planta del pie, pudiéndose utilizar como posteo, estabilizador o en caso de usar en antepié, para aislar del pie, siempre y cuando se coloque sobre él un material con capacidad amortiguadora.

Su adaptación en dinámica es pobre, como demuestran los picos de presión de la gráfica y, además, la menor deformación en milímetros en dinámica respecto a la estática, sobre todo en la pre-

sentación con más SA. Esta característica de rigidez y compactación vienen determinada por la adición de corcho al EVA. El porcentaje mayor o menor de este aditivo modificará las propiedades elásticas inherentes al EVA. (Gráfico 5) (Coca et al., 2001)

7.2.3 Espuma de poliuretano (Porón®)

El PUR en estática tiene comportamiento viscoelástico homogéneo, soportando las cargas perfectamente. Sin embargo, en dinámica su comportamiento varía sustancialmente. Por un lado, tenemos los PUR de 4 y 3 mm que soportan la marcha moderada-lenta o presiones moderadas-bajas (≤ 650 Newton), pero a presiones altas no se adaptan bien, produciendo picos de presión. Esto no ocurre con la presentación de mayor grosor (5 mm), que consigue buena adaptación, incluso a presiones máximas. Estos resultados aportan un dato de interés ya que el PUR es muy utilizado para disminuir las presiones debido a su capacidad “amortiguadora”. La capacidad amortiguadora no está relacionada exclusivamente con el grosor; también influye la estructura del material. Existen PUR muy compactos (espumosos), sin apenas porosidad, que producen un efecto rebote, parecido a la goma, debido a su mayor componente elástico (más resiliencia). En el lado opuesto, hay PUR con mayor número de poros, que permiten la deformación y mejor adaptación del material a los cambios bruscos de presiones, reflejando un comportamiento más viscoso, con mejor capacidad de absorción de la energía transmitida (más histéresis) en cadencias bajas o moderadas.

No obstante, ante presiones altas o cadencias de marcha elevada el material no ejerce este efecto. Esto es debido a que este material pierde mucho grosor con poca presión. (Gráfico 6).

Al deprimirse mucho con poca presión, provoca que quede muy poca maniobra de compresión, volviéndose rígido en cadencias de marchas altas. De ahí la importancia de un grosor adecuado para que la franquea de compresión sea mayor. Estos resultados vienen reflejados en la gran diferencia observada entre el grosor desplazado en estática y en dinámica, donde el material no se adapta a los cambios de cadencia.

7.2.4 Etil vinil acetato

Constituye el grupo más numeroso de materiales, con SA comprendidos entre los 45 -15 SA. Los resultados muestran que no hay diferencias entre la familia, siendo su comportamiento parecido en estática y dinámica. (Gráfico 7)

Aún con variaciones en rigidez, las diferencias entre la familia de EVA no son significativas. Se trata de un material con gran capacidad de amortiguación, que soporta muy bien las cargas. Se adapta bastante bien a los cambios de presión disipando en gran medida la energía transmitida. Estos resultados siguen la línea de lo expuesto por Barini en su estudio de elementos finitos sobre diferentes materiales, entre ellos el EVA. Barini et al. demuestran que la mayoría de estos materiales son muy

eficaces en términos de reducción de las concentraciones de tensiones plantares. (Barini et al., 2005)

Esto justifica que estos materiales sean de los más utilizados en la confección de ortesis plantares, ya que debido a su polivalencia y su gran variedad, son aplicables a multitud de patologías. Su comportamiento tanto en estática como en dinámica se adapta perfectamente a las presiones y las diferentes cadencias de marcha, permitiendo soportar la máxima presión sin problemas y respondiendo de forma eficiente a los cambios de presión.

En 2012, Healy et al., realiza un estudio donde compara EVA con PUR tanto en palmillas como en soportes personalizados. En relación a las palmillas se obtiene una mejor reducción en los PUR de 55 y 25 SA en relación a los EVA 50-25 SA. En cuanto a las plantillas personalizadas se encuentra que ambos materiales de baja densidad (PUR y EVA) reducen significativamente los picos de presión en los metatarsianos laterales en comparación con el zapato solo. Todos los materiales fueron eficaces reduciendo significativamente la presión máxima en el talón medial y lateral cuando se compara con con la condición de solo zapato. Los materiales de densidad 55-50 SA de PUR y EVA aumentan la fuerza en el hallux y zona media del pie cuando se compara con el zapato. Concluye por tanto que cuando se utilicen palmillas se elijan PUR de densidad media. (Healy et al., 2012) Estos resultados no son comparables con los de este estudio pues ningún PUR de los ensayados supera los 25 SA, por tanto no se puede comprar los resultados de este autor con los de este estudio.

La diferencia fundamental radica en su poder amortiguador, como se observará más adelante, ya que, a pesar de comportarse de forma parecida y perder grosores similares, unos amortiguan mejor que otros.

7.2.5 Combinados doble capa y triple capa

La combinación de materiales aumenta las posibilidades, ya que reúnen las propiedades individuales en un material compuesto (composite). El rendimiento de un material compuesto está influenciado por el grosor total y la composición porcentual del material. (Kuncir et al., 1990; Lemon et al., 1997)

Los materiales de doble capa estudiados han mostrado una capacidad de descarga y amortiguamiento útiles. Las diferencias radican en la capacidad de disipación de las fuerzas y el orden de la colocación de los materiales.

Los ensayos en dinámica han mostrado una respuesta ante máximas cargas y una capacidad amortiguadora bastante importante en los materiales compuestos por doble capa de EVA con poliuretano y los de triple capa de Forro con poliuretano y EVA. Su adaptación a los cambios de cadencia es efectiva sin producir picos de impacto durante el proceso. (Gráficos 8-9)

Sin embargo, los resultados muestran que los materiales tienen diferentes comportamientos entre ellos. Esto ya fue descrito por otros autores, observando que las diferencias respecto a densidad, elasticidad y viscosidad incidían en su respuesta a la compresión repetida. **(Edwards et al., 1992; Pratt et al., 1986; Pratt, 1989; Pratt, 1990)** Siguiendo esta línea de estudio, Shiba et al. encuentran diferencias en cuanto a la capacidad amortiguadora de las diferentes familias de materiales estudiados. **(Shiba et al., 1995)**

En 1999, Foto et al., realizan una comparación de materiales valorando su desgaste y comportamiento en dinámica. De los materiales ensayados, la combinación espuma de poliuretano más espumas de polietileno o la combinación goma de neopreno más espuma EVA tienen los mejores resultados, en comparación con los demás combinaciones. **(Foto et al., 1999)**

Brodsky realiza un estudio comparando diferentes materiales utilizados en la confección de ortesis plantares. Al igual que nuestro estudio, llega a la conclusión de que algunas combinaciones ortopédicas son más eficaces que otras en la reducción de picos de presión durante la prueba de compresión. **(Brodsky et al 2007)**

En 2008, Burns et al., realizan un estudio comparativo entre materiales para valor como disminuye la presión y la comodidad en función del material colocado. Se obtiene que las ortesis multidensidad son más efectivas para reducir los picos de presión y la presión integral tiempo. También concluye que hay una fuerte correlación entre el pico de presión y la comodidad ($r = -0,838$, $P = 0,005$). Igualmente existe una fuerte correlación entre la presión integral tiempo y la comodidad ($r = -0.756$, $P = 0.019$). Finaliza el estudio comentando que las ortesis multidensidad son una herramienta útil para el control del dolor. **(Burns et al., 2008)**

En 2014, Ghassemi et al. realizan un estudio comparativo en dinámica y estática entre materiales de una capa o tricapa de plastozote, EVA, espuma de polietileno y gel de silicona. Se seleccionaron cuatro de una capa y 18 combinaciones de plantillas de tres capas. Las combinaciones de Plastozote, gel de silicona y EVA (de arriba a abajo) son las que mejores resultados dan entre las ortesis de tres capas, siendo éstas, en general, más efectivas que los de una capa. Las ortesis tricapa son más eficaces ya que realizan una mejor distribución de las tensiones mostrando una disminución del esfuerzo del 9%; este efecto se hace más patente en dinámica. También las pruebas experimentales muestran que el uso de plantilla de tres capas disminuye la presión plantar en un 63% en comparación con andar descalzo. **(Ghassemi et al 2014)** Actualmente, las casas comerciales ofertan materiales tricapa o bicapa en una misma presentación para conseguir un reparto homogéneo de las presiones.

El empleo de materiales de diferentes familias o durezas permite lograr una adecuada transmisión de las fuerzas. Es importante seguir en la línea de confeccionar ortesis plantares con diferentes capas, proporcionando ortesis bicapas o tricapas de diferentes espesores, densidad, durezas, capacidad de amortiguación, capacidad de descarga, etc. para conseguir mejores prestaciones.

7.3 La Dureza como parámetro descriptivo de los materiales

La dureza es la cualidad del material al ser rayado/penetrado y no a ser deformado. Los materiales en podología se clasifican según la dureza en duros, semi o blandos. Aun así, el presente estudio no encontró relación entre la deformación del material y su dureza. La dureza de un material no indica la capacidad amortiguadora ni de descarga, ya que, como se verá a continuación, materiales con dureza superior a otros amortiguan más en el tiempo.

El concepto de dureza es útil, ya que, aunque no tenga relación con la capacidad amortiguadora de los materiales sí muestra relación con un reparto de presiones equitativo y constituye un aliado desde el punto de vista de la amortiguación del impacto. Si el material tiene poca oposición a ser penetrado, el reparto de presiones será más uniforme; sin embargo, un material que se oponga a las fuerzas concentrará las presiones en un área más reducida y por tanto las presiones puntuales serán mayores (Figura 25).

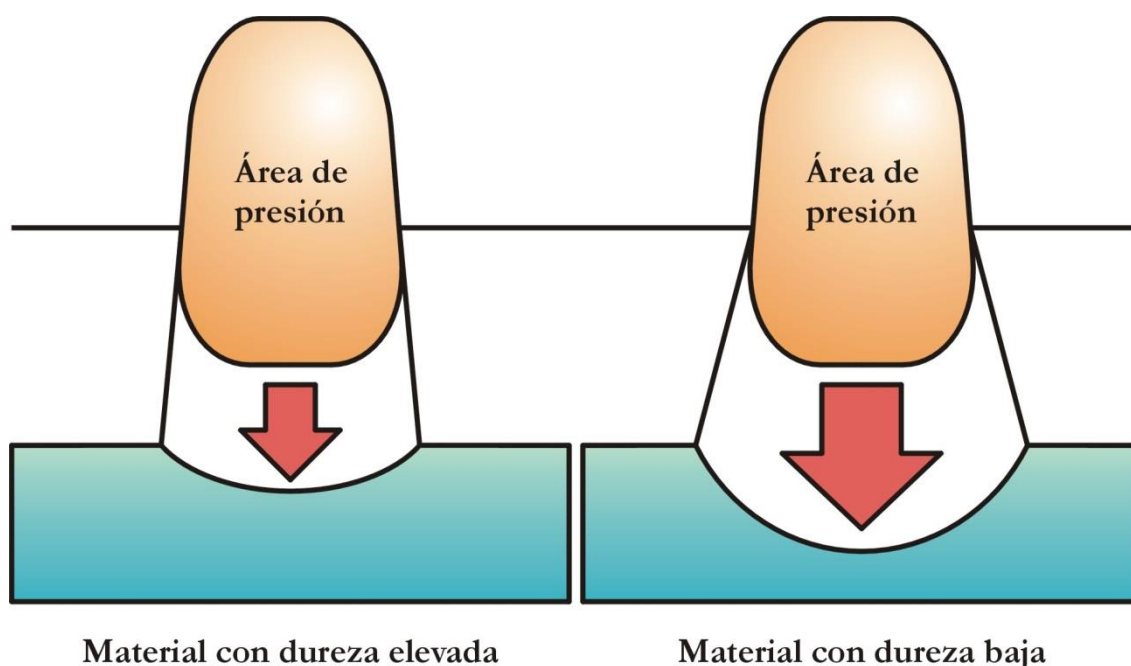


Figura 25. Dureza como determinante en el reparto de las presiones.

Por tanto, la dureza va a determinar la posición de los materiales en las ortesis plantares, no porque determine la capacidad de amortiguación o descarga sino por su capacidad de repartir las presiones provocadas por los diferentes elementos óseos del pie.

Cheung et al. estudian los factores que alivian más la presión en el pie. Entre los cinco factores considerados en el diseño de este estudio: tipo de arco, material de la plantilla, espesor de la plantilla, material de la suela, y espesor entresuela, encontró que el uso de una ortesis personalizada que dé apoyo al arco y un material suave en la plantilla eran los dos factores más eficaces para la reducción de presiones plantares pico. El espesor de la plantilla o entresuela y la rigidez de media suela realizan

un papel menor en la disminución de las presiones máximas. Goske et al. apoyan estos resultados y su estudio concluye que los materiales relativamente blandos fueron más eficaces en la reducción de los picos de presión plantar. Cheung et al., sugieren que la capa de plantilla debería ser de un valor de dureza menor a 20° SA con el fin de maximizar su capacidad para aliviar la presión. Sin embargo, debe tenerse en cuenta que la dureza óptima dependerá de la presión prevista en la plantilla, que vendrá determinada a partir del peso corporal y la actividad realizada por el usuario. **(Cheung et al., 2008; Goske et al., 2006)**

En 2014, Lane et al. realizan un estudio sobre la dureza de las suelas deportivas valorando el confort (SA 25, 40 y 58). Los resultados muestran que hay diferencias estadísticamente significativas en los picos de presión de entre el 5% y el 23% en toda la parte del antepié, mediopié y talón ($p < 0,01$), registrando los zapatos de suela dura los valores más altos de presión y el calzado de suela blanda los valores de presión más bajos. Sin embargo, no se observaron diferencias significativas en las puntuaciones de confort en las tres condiciones de zapatos. Con todo, los participantes refieren sentir más comodidad con el zapato de suela blanda (63%), seguida de la zapatilla de dureza media (9,26%) y, por último, el zapato de suela dura (4,11%). Estos hallazgos demuestran que, a medida que aumenta la dureza del calzado, las presiones plantares aumentan, pero esto no parece tener un efecto significativo sobre la comodidad del calzado. **(Lane et al 2014)** Este estudio, aunque aplicado a calzado, refuerza los resultados del nuestro, que infiere que los materiales blandos deben estar en contacto con el pie debido a que, al adaptarse más rápidamente a su morfología, distribuyen las presiones de forma más adecuada.

Expósito, en su estudio sobre cauchos-EVA, refiere que la dureza es un parámetro fundamental, ya que sirve de referencia para clasificar y valorar sus propiedades mecánicas. Los materiales normalmente no son homogéneos, aun siendo de una misma familia, sino que están conformados por distintos excipientes; eso produce que actúen de forma diferente, siendo la dureza final el resultado de la adición de todos los componentes. **(Expósito, 2011)**

7.4 Repercusiones de materiales no lineales

Hay que resaltar que la no linealidad de estos materiales les confiere tal complejidad a su evaluación física, que ahora empieza a ser atisbada en ensayos experimentales de ingeniería. **(Serra A, 2013)** Esta dificultad condiciona que mucha de la información actual sobre materiales sea muy básica; además, muchos de estos estudios sobre materiales por parte del fabricante se producen sobre grosores superiores a los comercializados, por lo que los datos no pueden extrapolarse con rigor al producto que llega a los talleres de los profesionales (Ver anexo 3).

Esta complejidad radica en que, al no seguir un patrón lineal, como ocurre en los materiales plásticos y elásticos, los materiales no son predecibles sin realizar cálculos matemáticos de gran envergadura o tener equipos de gran coste económico para la realización de pruebas. Aún más, al ser porosos, tienen aire en su interior, que expulsan cuando se aplica una fuerza y recuperan en función

del tiempo; en definitiva, los materiales viscosos tienen muchas variables que deben ser controladas para predecir su comportamiento. (Barroso et al., 2008; Sun et al., 2008)

Esto, secundariamente, se traduce en una dificultad para predecir su durabilidad. Al desconocer fidedignamente su comportamiento no podemos evaluar con exactitud la pérdida de éste; por todo ello, el presente estudio evalúa una cualidad física tangible: el desgaste.

El profesional debe tener en cuenta a la hora de adquirir los materiales que el baremo numérico que las casas comerciales suministran sobre la durabilidad de los materiales, es meramente orientativo. A esta línea argumental se suma Expósito, que comenta que la información es sesgada e insuficiente, siendo necesario aumentar el cuerpo de conocimiento de los materiales con la aportación de otros sectores de la ciencia. (Expósito, 2011)

7.5 Capacidad Amortiguadora

Cuando un objeto en movimiento, como el pie, realiza la marcha interacciona con el suelo donde hay un intercambio de energía e impulso entre ellos. El material realiza la función de interfaz entre el pie y el suelo, afectando a la transferencia de energía y al impulso, y al hacerlo controla la magnitud y evolución temporal de las fuerzas generadas. (Whittle, 1999)

Los resultados del área de disipación de fuerza muestran que los EVA son los materiales que mejor lo consiguen; pero el hallazgo más llamativo es que los materiales blandos tienen escasa capacidad de absorción de la energía, mostrando en la gráfica baja histéresis. (Gráfica 12) Este hallazgo parece estar en desacuerdo con su reputación previa de buenos amortiguadores. (Lafuente et al., 2009)

Los hallazgos reflejan que los PUR, al disipar poca energía, no son grandes amortiguadores; sin embargo, matiz muy importante, son buenos repartidores de presiones y, al adaptarse por su espumidad y baja dureza, proporcionan una rápida respuesta al impacto. Cuando se ejerce presión sobre un material blando se deforma con gran rapidez perdiendo su grosor original; conforme aumentamos la presión ya no puede deprimirse más y se hace altamente rígido en presiones moderadas y altas, perdiendo su capacidad de absorber más energía. Este hallazgo está relacionado con lo expuesto por Expósito, que observó que el EVA de menor densidad era el que se deprimía más rápidamente. (Expósito, 2011) En contraposición, EVA de mayor dureza, son capaces de absorber más energía a lo largo del proceso de compresión, ya que el material aún conserva capacidad de deformarse y de disipar las fuerzas; es decir son materiales con mayor histéresis. Expósito también observa que los materiales con mayor absorción de energía son los que se comportan con una mayor histéresis, siempre y cuando se busque una absorción eficaz del impacto. Si se busca mejorar el impulso, como ocurre en algunos deportes, son mejores aquellos materiales que aportan mayor resiliencia. (Expósito 2011)

Desde el punto de vista clínico, los PUR son materiales que, debido a su rápida adaptación al impacto de la marcha, deben situarse en contacto con el pie. De forma práctica, este material consigue un aumento de la comodidad debido precisamente a su rápida respuesta, ya que no hay que olvidar que el ciclo de la marcha dura aproximadamente 1 segundo, por lo que el pie necesita esta cualidad por parte del material. **(Ramos, 2000)** Estudios sobre calzado deportivo de diferentes composiciones: EVA, poliuretano, gel, cámaras de aire, no han hallado relaciones significativas entre la percepción de comodidad y los parámetros biomecánicos salvo en los zapatos Adidas con la tecnología Adiprene + (poliuretano de alta densidad), donde se aprecia una mayor comodidad y percepción de amortiguación. Por ello, Dinato et al. concluyen que es complicado predecir la percepción de comodidad de un zapato para correr a través del impacto y presión plantar. **(Dinato et al 2015)**

Estos datos no pueden ser comparados del todo con nuestro estudio, ya que las durezas de los materiales del calzado son muy superiores a las que se dan en las ortesis plantares

Nicolopoulos comenta que, de forma general, los materiales de alta densidad son utilizados para amortiguar, mientras que la baja densidad tiene uso en la redistribución de carga y los de densidad media son más adecuados para amortiguación de choque. Si tienes en cuenta la dureza del material, materiales duros con alta densidad no pueden almacenar energía de deformación y, por lo tanto, son pobres amortiguadores. Los materiales con alta capacidad para almacenar energía de deformación son ideales para la absorción de impactos. También declara que la compresión proporciona información en cuanto a la capacidad de deformación y rigidez de un material. **(Nicolopoulos et al., 2000)** Nuestros resultados apoyan estos comentarios, con la salvedad de que, debido al carácter viscoso de los materiales, predecir su durabilidad con ensayos de compresión no es precisamente sencillo o válido con exactitud.

Dentro de los PUR estudiados, el de mayor capacidad de absorción del impacto es el de 18 SA y 5 mm de grosor. Este dato concuerda con lo demostrado por Loy y Voloshin quienes observaron que las fuerzas al saltar, subir y bajar escaleras fueron atenuadas por el uso de un elastómero viscoelástico bajo el talón, y que el grado de atenuación dependía en gran medida del espesor de material viscoelástico utilizado (siendo 8 mm más eficaz que 6 mm). **(Loy et al., 1991)** Even et al. van en la misma línea de actuación, estudiando las propiedades viscoelásticas del EVA en la suela del calzado deportivo; observan que cuando disminuye en un 50% el espesor de la suela en el talón, aumenta un 19% la tensión. **(Even et al., 2006)** Sun et al., realizan un estudio de laboratorio con parecidas características a este proyecto. Observan en las gráficas que la energía total almacenada se reduce a medida que el espesor del material se redujo en cada ciclo que aplicaba. Añade que algunos materiales con características de recuperación pobres deben ser más gruesos con el fin de acomodar la misma carga sin perder la totalidad de su grosor. **(Sun et al., 2008)**

Por tanto, se puede deducir que la capacidad de amortiguar el impacto está relacionada con el grosor del material; sin embargo, hay otras variables importantes a tener en cuenta. La estructura cerrada o abierta del material interfiere bastante en si queremos amortiguar o queremos aumentar la

propulsión. La estructura abierta, espumosa, tiene gran cantidad de poros, permitiendo en cada aplicación de fuerza que se escape el aire contenido y proporcionando una mejor adaptación a la presión. Los PUR de células cerradas, al no dejar escapar el aire, recuperan antes su grosor, aumentando su capacidad elástica (mayor resiliencia). De hecho, se observa que el segundo PUR con mayor absorción de energía no es el siguiente en grosor, lo que reafirma la importancia de la estructura/densidad en la amortiguación del impacto (Gráfico 6). (Whittle, 1999) Es decir, que en función de la estructura, se diferencian dos tipos de PUR: unos de celda abierta, con deformación rápida de su estructura, que absorben mayor energía (mayor histéresis inicial y mejor adaptación a los cambios) y tenemos otros PUR con celda cerrada (mayor resiliencia), que realizan una función de propulsión.

En relación a esto último, hay que decir que colocar un material con elasticidad debajo del pie hace que éste rebote, imprimiendo un impulso que se transfiere de nuevo al pie, haciendo que la fuerza sea devuelta y favoreciendo por tanto la propulsión (Figura 26). (Whittle, 1999)

Por tanto los PUR de celda abierta pueden no ser útiles en pacientes cuya actividad profesional le obligue a estar mucho tiempo de pie en estática, ya que el material, al no tener un remanente de recuperación por la compresión que actúe activamente (como ocurre en dinámica), se deprimiría sin hacer efecto alguno al estar totalmente comprimido. Esto podría causar pies cansados al no ayudar al bombeo de sangre.

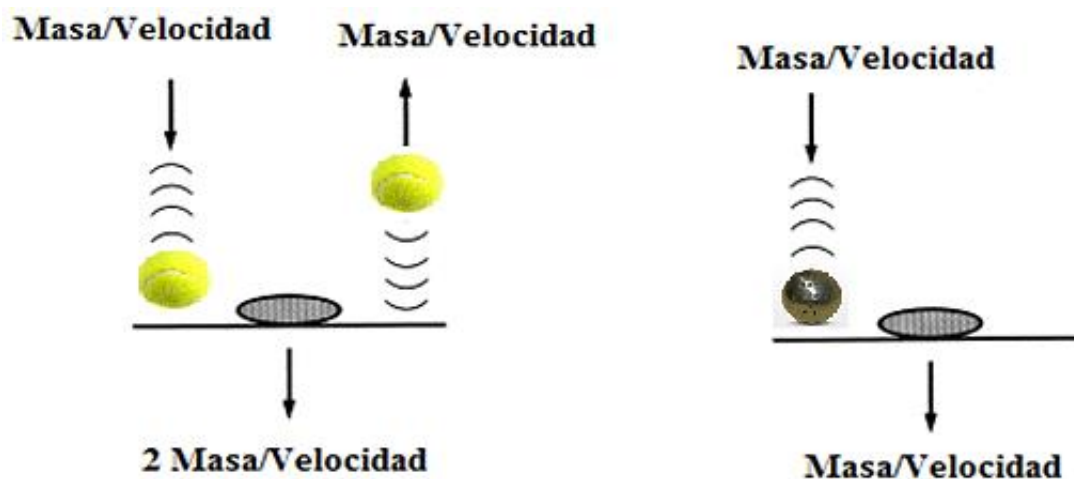


Figura 26. Ley de conservación. Cuando un objeto rebota en caída (izquierda) su tendencia al interactuar con el suelo es la de impulsarse al alza, por lo que el momento total transferido a la superficie de soporte 2 mv . Un objeto que no rebota (derecha) sólo se somete a una transferencia de momento de mv

Los materiales con mayor capacidad amortiguadora son los EVA, en concreto Evaglobus® de 45 SA y 5 mm de grosor con un área de disipación de la energía $886,55\text{ mm}^2$, seguidos de EVA de 37 SA y EVA 41 SA de 4 mm. Como se observa dentro de los EVA, son los de mayor dureza los que absorben más energía, en contra de la creencia extendida de que los materiales blandos presentan mayor capacidad amortiguadora. Al tener gran capacidad de absorción de la energía, son materia-

les que deben estar debajo de los PUR o material de baja densidad, ya que absorben el impacto transmitido por el pie contra el suelo, minimizando por tanto la fuerza inversa de la tercera ley de Newton o ley de acción-reacción. (Levy, 2003; Tippens, 1992) Siguiendo lo expuesto sobre la dureza, vemos que el EVA 15 SA 5 mm, un material denominado blando, tiene peor capacidad de amortiguar pero, debido a su bajo SA, su reparto de presiones es más homogéneo proporcionando confort al paciente. Por tanto, se insiste en que la dureza determina el orden en la ortesis no por su capacidad de amortiguación sino por su adaptación al impacto.

En la familia de espuma de polietileno (Roval foam®) los materiales catalogados como semi tienen buena capacidad de absorción de la energía, teniendo en este caso una relación directa con el grosor. El Roval foam® duro presenta una capacidad de amortiguamiento pobre, siendo una mala elección en el antepié, ya que, a pesar de ser un buen elemento de descarga, su poca capacidad de absorber la energía produciría que ésta se trasmite a los metatarsianos.

El Eva corcho presenta una capacidad de absorción de energía aceptable. Las dos presentaciones estudiadas de 41 SA 4 mm y 49 SA 5 mm han demostrado tener capacidad amortiguadora; a pesar de ello no hay que obviar el mal comportamiento que tienen en dinámica, lo que los descarta como material de primera elección para descarga del antepié.

Los materiales combinados se sitúan entre los de más alta capacidad de absorción de energía a lo largo del tiempo. Debido a que unen las cualidades de buena adaptación al reparto de presiones en el impacto y amortiguamiento a lo largo del tiempo, ello les hace una elección altamente recomendable para la confección de soportes plantares. La unión de materiales es realmente útil ya que se suman las cualidades de los materiales representados.

Por último, reseñar que el látex, aunque desechado para el estudio, tiene una relación de absorción parecida al PUR, con magnífica adaptación al impacto y pobre capacidad de amortiguar en el tiempo. Por tanto, es otro candidato a estar en contacto con el pie previo forro de protección.

Se finaliza el apartado amortiguación comentando que, por regla general, los materiales de dureza baja tienen mala capacidad amortiguadora de la energía pero son muy útiles para adaptarse al impacto del pie contra el terreno.

Gráficamente se observa cómo las áreas de disipación de la energía de los materiales de estudio son diferentes. Esto refuerza la idea de que para una correcta confección y tratamiento es vital conocer los materiales de que disponemos y elegir en función de las características biomecánicas de cada usuario. (Gráfico 12)

7.6 Aplicación clínica: ¿Descargar o Amortiguar?

El eterno debate que tienen muchos profesionales a la hora de hacer frente a las zonas de máxima presión es la elección entre realizar la descarga dejando un hueco sin material (descarga selecti-

va), rellenar el hueco con un material de rápida respuesta al impacto (descarga virtual) o poner un material con moderada capacidad de absorción de la energía y rápida respuesta al impacto (bandas metatarsales). Cuando se realiza una descarga selectiva dejando el metatarsiano afectado sin apoyo estamos incurriendo en el síndrome de transferencia de cargas. El síndrome de transferencia de cargas se basa en la ley física de conservación de la energía, es decir, ya que las fuerzas no desaparecen, el reparto de presiones a los metatarsianos contiguos aumenta cuando realizamos una descarga selectiva de un metatarsiano. Este síndrome puede dar sintomatología trasladando el problema de base a los metatarsianos colindantes o a otro lugar. Tiene como ventaja su escasa presión en la zona seleccionada; en contraposición, su aplicabilidad tiene limitaciones (extensión o características de la zona anatómica,...). (Lázaro et al., 2003)

Una modificación de la anterior descarga es la integración de un material de menor densidad en la zona de máxima presión. Con ello se suaviza el síndrome de transferencia de cargas, ya que se iguala la altura del suelo. Esta técnica tiene como ventaja un reparto menos agresivo de las cargas; sin embargo, es fundamental el material colocado en la zona de conflicto. Los poliuretanos (Porón®), se usan mucho en este tipo de técnica, utilizando grosores de 3 mm o inferiores sin tener en cuenta la estructura de este material, pudiendo elegir un poliuretano demasiado compacto (celda cerrada) que provoque un efecto rebote. Esto se ha comprobado no solo en este estudio sino en otros anteriores, que justifican la importancia del grosor para aumentar la amortiguación. (Even et al., 2006; García et al., 1995; Loy et al., 1991; Sun et al., 2008) El fracaso de la técnica puede estar relacionado, además de por la insuficiencia de grosor, por la disposición y por la elección del material. Esta técnica, al colocar los materiales

de “amortiguación” instantánea en la zona inferior, en contacto con el suelo en vez de con el pie, puede provocar un mal reparto de las cargas, ya que los materiales más blandos están debajo de los más duros. Si bien se ha observado que no hay diferencias en cuanto a pérdida de grosor o rigidez final, sí se observa que la disposición de los materiales puede ser fundamental en la capacidad de absorción de energía y adaptación a los cambios de presión. Sun et al., postulan que los materiales con menor rigidez y mayor viscosidad constituirían el cojín más eficaz en términos de atenuación de energía de impacto. (Sun et al., 2008) Por tanto, para un reparto homogéneo de las presiones puede ser más favorable que los materiales con mayor capacidad de adaptación tengan preferencia para re-

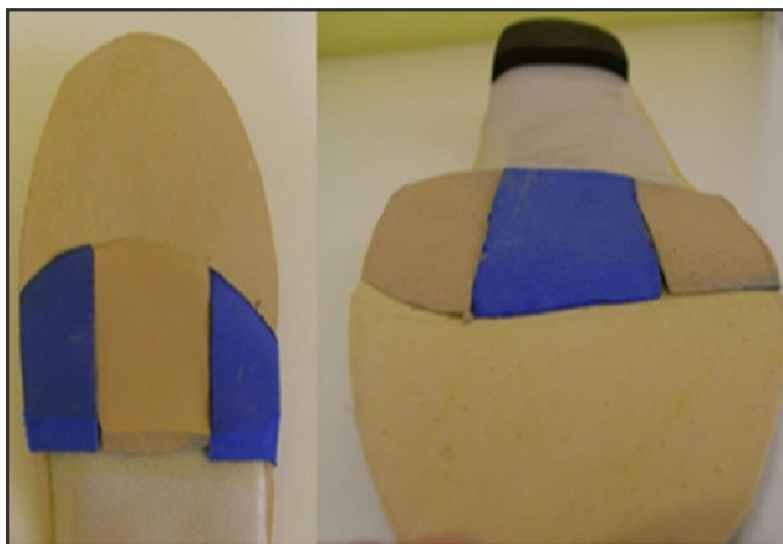


Figura 27. Visión de amortiguación desde plano inferior de la ortesis

cibir las cargas respecto a los materiales de mayor rigidez, aunque estos últimos puedan absorber más energía. (Figura 27)

Por último, está la opción de colocar una banda metatarsal de un material de densidad baja. **(Lafuente et al., 2009)** En esta opción, como ocurre en la técnica anterior, en muchos casos se coloca la banda en la zona inferior de los soportes superponiendo sobre ella un material más rígido. Con los materiales que se suelen usar para este tipo de bandas (poliuretano), se busca una amortiguación en la zona; pero puede que, en realidad, lo que se está realizando, debido a su baja dureza, es un reparto menos agresivo de las presiones, reduciendo el impacto, absorbiendo una moderada energía y proporcionando confort. Algunos profesionales presuponen que la amortiguación es una técnica pobre para disminuir las presiones porque atribuyen a los materiales blandos esta cualidad de absorber energía. Pero, el verdadero concepto de amortiguación viene dado por la capacidad de absorción de la energía producida, disminuyendo las fuerzas de presión inversa producida por el terreno. Esta capacidad no se evalúa solo en la disminución en la presión pico puntual, sino en su poder de aminorarla en su evolución temporal (presión integral) - no es lo mismo 20 Newton aplicados durante 1 segundo que 20 Newton durante 2 segundos -. Los materiales viscoelásticos, al igual que la grasa plantar, absorben la energía de impacto y pueden aminorar la curva de la presión integral tiempo. Esta medida, dada por muchas plataformas de presión, e infravalorada respecto a la presión máxima, debería ser tenida en cuenta, ya que la presión está influenciada por el tiempo de exposición. Hay estudios que relacionan la presión integral tiempo con el módulo de Young de los materiales viscoelásticos **(Lavery et al., 1997)** Existen materiales que disponen de una buena capacidad de amortiguamiento en función del tiempo. La colocación de una banda metatarsal puede ser de gran utilidad para casos de sobrecarga no puntual, casos de pérdida de tejido graso plantar o aquellos casos de fracaso por síndrome de transferencia de cargas.

Aunque todos los materiales viscoelásticos están compuestos por una parte lenta viscosa y una parte rápida elástica, sería muy interesante el uso de bandas metatarsales bicomponentes, donde en uno de los materiales predomine la adaptación rápida a la fuerza y en el otro la capacidad de absorber energía.

7.7 Desgaste

El comportamiento viscoelástico de los materiales estudiados es variable y tiende a ser más rígido con el paso de los ciclos. El primer ciclo en muchos de los materiales difiere algo debido a la necesidad de adaptación de los materiales tras su colocación. Los bucles de histéresis se desplazan a la izquierda, lo que indica aplanamiento gradual de los materiales, al igual que ocurre en el estudio de Sun et al. **(Sun et al., 2008)**

La rigidez es paulatina formando un abanico progresivo que va alejándose del ciclo primario. Sin embargo, en este tipo de materiales, debido a su carácter no lineal y la cantidad de variables a controlar: tiempo, velocidad, cadencia, tipología de terreno, calzado, etc. la predicción de su durabilidad es

difícil e imprecisa sin realizar ensayos experimentales y cálculos matemáticos extremadamente complejos, actualmente fuera del ámbito sanitario en este campo. A pesar de ello, de la experiencia clínica se conoce que para muchas situaciones de carga, las máximas tensiones en un componente o estructura se producen en su superficie; consecuentemente, la mayoría de las fisuras que llevan a la fractura por fatiga, se originan en la superficie, específicamente en lugares de concentración de tensiones. Se ha observado que la resistencia a la fatiga es especialmente sensible a las condiciones y configuración de la superficie de los componentes. De ahí la necesidad, para aumentar la vida útil, de los forros, sobre todo en los materiales con bajo coeficiente de fricción como algunos poliuretanos, que aumentan su degradación en contacto con el sudor.

Otra consideración, derivada del comportamiento viscoelástico, es la recuperación, que va en función del tiempo; por tanto, para aumentar la durabilidad de los materiales sería aconsejable la confección de dos pares de soportes plantares para que se puedan intercalar en su uso. Asimismo, en algunos materiales, sería deseable una reevaluación tras los ciclos iniciales, ya que su proceso de adaptación puede diferir sustancialmente.

Debido a estas dificultades, extrapolamos la evaluación del desgaste al estudio de la pérdida de función y su relación con su deterioro físico, que cuantificamos en una disminución permanente del espesor del material.

En relación al desgaste, Cronkwright et al realizan un estudio sobre cómo afecta a la capacidad de disminución de los picos de presión; comparando ortesis antiguas con nuevas. Ambas obtuvieron redistribución de las presiones similares en comparación con la condición de colocar únicamente el calzado. Las ortesis que habían sido usadas durante 12 meses (es decir, las antiguas ortesis) exhibieron un aumento del 6% de la presión en el talón y un aumento del 2% en el antepié en comparación con las nuevas ortesis. Su conclusión es que las ortesis disminuyen ligeramente su eficacia en cuanto a redistribución de la presiones a partir de los 12 meses. **(Cronkwright et al., 2011)**

Cook et al. demuestran que la capacidad de absorción de energía se redujo notablemente en calzado deportivo con mayor kilometraje de funcionamiento **(Cook et al., 1985)** Hsu et al. informan que el proceso de envejecimiento podría llevar a una pérdida de la absorción de energía de impacto en taloneras. **(Hsu et al., 1998)** Verdejo et al., estudian la fatiga del calzado deportivo fabricado de EVA y observan que, a partir de los 500 Km, los picos de presión aumentan en la zona del talón. Este aumento suponía un 100% y consideran que el calzado ya no es eficaz frente a la mitigación de las fuerzas. **(Verdejo et al., 2004)** Sun et al., también observan una disminución de la capacidad amortiguadora de los materiales con el tiempo. Realizan un estudio comparando distintos materiales para disminuir las presiones en el talón. Para ello utilizaron elastómeros y siliconas de tres durezas (15-20-25 SA) y seis espesores (6, 8, 10, 12, 14 y 16 mm) diferentes. Se someten a ciclos de carga-descarga consecutivos, liberando 0-1050 N y, al igual que este estudio, se graba el desplazamiento del espesor del material durante la compresión cíclica que se aplica. Se valora la capacidad de disipación de energía mediante las curvas de deformación, observándose que las taloneras tipo EVA disipan

mejor la energía, ya que las siliconas perdían sus propiedades mecánicas de amortiguación con menor número de ciclos. También coinciden en que los materiales tienden a volverse más rígidos conforme se le aplican ciclos. (Sun et al., 2008) Todos estos estudios concuerdan con nuestros resultados, ya que se observa cómo, en mayor o menor medida, todos los materiales tienden a verticalizarse en los gráficos y desplazarse haciéndose más rígidos. Sin embargo, hay que insistir en que determinar la durabilidad de materiales con tantas variables es complejo y que la estimación mediante ensayos clínicos y de laboratorio, aunque útil, es tan solo una aproximación (Gráfico 22).

7.8 Confección empírica de las ortesis

Partiendo de estos resultados se pueden exponer algunas puntualizaciones sobre la confección empírica de una plantilla. En primer lugar, utilizar materiales con semejanza a la grasa plantar, es decir con cualidades que imiten sus principales funciones: absorber los impactos, proteger contra el excesivo estrés local y reducir las presiones. (De Clercq, 1994; Ker et al., 1989; Robbins et al., 1989)

En segundo lugar, el material con mayor capacidad de adaptación rápida y transmisión de las cargas debe estar situado contra el pie (Izquierdo et al., 2008; Levy, 2003) y los materiales más rígidos se colocarían debajo de éstos para conseguir una mejor disipación de las fuerzas y aislar al pie del terreno. (Fontanella et al., 2012; Sanchez, 1993; Vinyes, 2000) Esto se basa en la tercera ley de Newton, que enuncia que a toda fuerza de acción le corresponde otra de igual magnitud y dirección pero de sentido contrario. Cuando el pie impacta con el suelo, si éste no se deforma, devuelve una fuerza de igual magnitud y dirección contraria a las cabezas metatarsales y articulaciones. Está comprobado en el ámbito deportivo que las pistas rápidas, que son las más rígidas, son las que producen mayores lesiones.

Esta forma de confección es totalmente empírica y debe validarse de forma clínica para evaluar si el uso actual de bandas metatarsales debajo de materiales de mayor rigidez o el uso de descargas virtuales en la zona inferior de la plantillas es un tratamiento idóneo.

En cuanto a la selección del material los resultados apoyan que la unión de varias capas de diferentes familias o diferentes SA dentro de una familia proporciona mejores prestaciones y aúna las cualidades que, por separado, tiene cada material. Por tanto, el uso de plantillas bicomponente o tricomponentes es una forma útil de aunar diferentes objetivos.

En tercer lugar, hay que tener en cuenta que el shore A no indica la capacidad de amortiguación de los materiales pero sí la capacidad de respuesta rápida al impacto. Por tanto, los materiales con SA bajo, comprendido entre 25-10, son útiles para un reparto más homogéneo de fuerzas sobre las cabeza metatarsales, proporcionando confort y disipando la energía con una baja o moderada amortiguación. Este tipo de materiales suele tener bajo coeficiente de fricción y se deteriora con facilidad; por ello, la inclusión de un forro de protección puede aumentar la vida útil del material sin disminuir la característica mecánica para la que está destinado. No solo hay que fijarse en la dureza; también

materiales con mayor número de poros, de densidad/estructura espumosa, tienen mejor capacidad de adaptarse rápidamente evitando el efecto rebote que producen algunos materiales de baja dureza.

La primera capa en contacto con el pie sería de SA bajo con forro; con ello conseguimos una mejor adaptación del pie a los impactos del terreno, mejorando el reparto de cargas.

La siguiente capa sería de un material con capacidad de amortiguación que absorba la energía y reduzca la energía devuelta al pie por parte del suelo, disipándola en forma de calor. Como hemos visto, los EVA o los Roval-foam® catalogados como semi, son muy útiles para conseguir este objetivo.

No es útil cualquier material rígido para el antepié, pues hay materiales con nula capacidad de absorber energía que van a producir un impacto excesivo sobre el pie.

7.9 Controversia en los materiales

Tras esta valoración de los materiales se pueden discutir algunos conceptos clásicos asumidos por algunos profesionales:

- **“Los materiales no tienen importancia en la consecución de los objetivos marcados por el profesional sino las maniobras técnicas y la confección”.** Como se ha comprobado los materiales tienen diferentes características mecánicas; por tanto, es un factor a tener en cuenta para la consecución de los objetivos que se marcan en los soportes plantares. No es lo mismo un EVA que un PUR o un látex, ni todos dentro de una misma familia de materiales. (Expósito, 2011)
- **“Los materiales blandos amortiguan y la clasificación va determinada por la dureza”.** La dureza es la cualidad a ser penetrado y no está relacionada con la capacidad de amortiguación de los materiales, pero sí tiene relación con la capacidad de adaptarse rápido al impacto y al reparto homogéneo de las presiones. Un material blando proporciona mayor rapidez de adaptación a las presiones que un material más duro.
- **“Los poliuretanos son grandes amortiguadores y la amortiguación es un método pobre para disminuir las presiones ya que es necesario grandes grosores para conseguir los efectos buscados”.** Si se relaciona amortiguación con materiales blandos se puede incurrir en un error de concepto, ya que la “verdadera” amortiguación viene dada por la capacidad de disipar energía. Los PUR relacionados con los soportes plantares en los grosores y durezas estudiados no son grandes amortiguadores. Sin embargo, si entendemos la “amortiguación” como adaptación al impacto y la capacidad de repartir mejor las presiones, son materiales muy útiles.

- **“La colocación de las bandas metatarsales o materiales blandos debajo de los duros no influye en el objetivo final de disminuir las presiones”.** Los resultados pueden dar un nuevo enfoque al planteamiento de la confección de ortesis plantares en el antepié. Hecha la salvedad de ser un estudio de laboratorio, parece reflejar que un material blando debajo de uno duro no realiza una función adecuada si se quiere aislar el pie de las fuerzas externas transmitidas por el terreno. Este concepto está más desarrollado en la industria del calzado donde confeccionan las capas del zapato en función de la densidad, dureza y capacidad de deformación del material. (Ghassemi et al., 2014; Montiel, 2008)
- **“En el catálogo de la casa comercial se observa que este material es más duradero que este, por tanto es mejor.”** Los materiales utilizados normalmente en el antepié tiene naturaleza viscosa y ,por tanto, no son materiales lineales. Actualmente, se comienza a valorar el comportamiento en el tiempo de materiales viscosos realizando complejos ensayos y estudios matemáticos (serie de Prony). Los valores enunciados por algunas casas comerciales son de carácter orientativo y cualitativo en función de lo que les proporciona el fabricante. (Serra A, 2013)

7.10 Limitaciones

En términos generales se consideran limitaciones de esta investigación:

- Los ensayos se han realizado en laboratorio y a pesar de que se han reproducido las condiciones referentes a cadencias de la marcha y presiones ejercidas durante la marcha, no se han tenido en cuenta factores como variabilidad del terreno, de calzado, retropié, etcétera.
- Es complejo reproducir todas las cualidades de la marcha en una máquina de laboratorio.
- Déficit de información en materiales: se necesitaría realizar mayor número de estudios sobre los materiales para aumentar el cuerpo de conocimientos en esta materia, ya que a diferencia de otras profesiones donde los materiales siempre han tenido un papel importante, en la podología los materiales han sido relegados a un segundo plano.
- Establecer un umbral de durabilidad: en consonancia con el anterior apartado, no ha sido posible por la naturaleza de éstos y no disponer de un referente clínico.
- Déficit en conceptos físicos y matemáticos de alto nivel hacen que la complejidad del tema sea de difícil estudio y exposición.
- Las casas comerciales o bien no disponen de la información requerida (están a expensas de la información dada por el fabricante) o la disponible la tienen de uso privado.

7.11 Prospectivas

- Realizar estudios clínicos con pacientes para valorar el desgaste de los materiales y determinar la durabilidad controlando el mayor número de variables posibles.
- Valorar clínicamente la eficacia de las plantillas confeccionadas según los datos del estudio, estableciendo comparaciones con las plantillas utilizadas habitualmente para las descargas metatarsales.
- Valorar la tolerancia máxima de dureza en los materiales durante la marcha.
- Introducir materiales novedosos en los ensayos.
- Extrapolar algún material de ortopodología al tratamiento de las hiperpresiones plantares en la úlcera del pie diabético.

7.12 Aplicaciones prácticas del estudio

Hoy día se realizan multitud de ortesis plantares para la compensación de diferentes patologías relacionadas con las hiperpresiones plantares. Por ello, conocer el comportamiento de los materiales de los que están confeccionadas las ortesis plantares que se puede derivar de este estudio, puede ser una primera piedra en la búsqueda de mejorar el tratamiento ortésico de los pacientes.

Determinar que los materiales estudiados tienen un comportamiento viscoelástico supone un avance y estimula a realizar ensayos clínicos que corroboren los resultados obtenidos en el laboratorio. Saber que dentro de una familia de materiales se encuentran diferencias sustanciales en cuanto a densidad, estructura, dureza, rigidez, capacidad amortiguadora etcétera y que esto condiciona cualidades distintas. Por tanto, puede no ser apropiado poner sistemáticamente el mismo PUR o EVA a todos los usuarios, ya que si la confección se da de forma personalizada, el material que se emplea también debe serlo en función de los objetivos marcados. Se incorporan varios conceptos, que utilizan otros campos, como histéresis y resiliencia. Se intenta clarificar el concepto amortiguación como capacidad de disipar la energía por parte de un material, aunque los podólogos la utilizamos como la capacidad de frenar el impacto, haciendo un mejor reparto de las presiones y aumentando aparentemente el confort durante la marcha por parte del paciente.

Ante una metatarsalgia o problema puntual de hiperpresión, se deben elegir materiales con grosores suficientes para aislar la lesión, con la suficiente rigidez -que no dureza- y teniendo en cuenta las características propias de cada familia. Principalmente se concluye que algunos PUR son idóneos para disminuir el impacto, no porque amortigüen bien en el tiempo sino por su rápida adaptación a los cambios de presión, dando al paciente confort. Se muestra que los EVA son grandes amortiguadores desplazando a un segundo lugar a los PUR, clarificando el concepto de capacidad amortigua-

dora. Se comprueba que las espumas de polietileno proporcionan ambas cualidades en cuanto amortiguación y capacidad de descarga a altas presiones.

Además, se realiza una hipótesis sobre la confección, desde el punto de vista mecánico-teórico, de una ortesis que disipe bien las fuerzas, ya que en la práctica clínica no hay un criterio uniforme en este sentido. Se propone un modelo técnico de confección de ortesis para disminuir las presiones de forma efectiva.

Por último, permite al profesional aumentar su cuerpo de conocimiento y disponer de una serie de datos básicos para la valoración de los parámetros que sobre los materiales proporcionan las casas comerciales, ayudándoles en su decisión a la hora de adquirirlos a los diferentes proveedores.

8. CONCLUSIONES



8. Conclusiones

1. Los elastómeros estudiados tienen comportamiento viscoelástico y no elástico o plástico.
2. La capacidad amortiguadora es mayor en aquellos materiales que tienen durezas medias/altas y capacidad de deformación con el esfuerzo.
3. Los EVA de mayor dureza (área de disipación entre 886,55-646,24 mm²) son los materiales con mejor capacidad amortiguadora, seguidos de la familia de Roval foam® semi (559,76-553,69 mm²) y los combinados de doble o triple capa (757,05-584,2 mm²).
4. La capacidad de descarga se presenta en todos los materiales, salvo en los poliuretanos cuyos grosores son inferiores a 3.2 mm.
5. Las espumas de polietileno, en concreto, la presentación Roval foam® duro se comporta de forma dispar a su homólogo semi, siendo la presentación dura un buen elemento de contención, aunque con escasa capacidad amortiguadora (98,43 mm²) debido a su poca deformación al esfuerzo. La presentación semi soporta las presiones, añadiendo una mayor capacidad amortiguadora, siendo útil para su contacto directo con el antepié.
6. Los PUR tienen capacidad de descarga limitada y su capacidad amortiguadora es reducida debido a que pierden mucho grosor en sus inicios, siendo un material que no soporta presiones altas si sus grosores son inferiores a 3,2 mm (picos de presión por encima de los 815 N). Sin embargo, su capacidad de rápida adaptación a las presiones le confiere cualidades para un reparto homogéneo de las cargas.
7. La familia EVA, a pesar de la disparidad de SA, tiene unas cualidades parecidas en cuanto a pérdida de grosor final muestran diferencias en la capacidad amortiguadora (área de disipación desde 886,55 a 485,40 mm²).
8. El EVA corcho es un material que, debido a su poca capacidad de compresión y su compactación se comporta en dinámica como un material muy rígido para el antepié, siendo un buen material de contención.
9. Los materiales combinados en doble o triple capa proporcionan descarga y amortiguación, ya que unen las características de los materiales de los que están compuestos, permitiendo obtener diferentes prestaciones debido a su multidensidad.

10. En los materiales combinados no se han encontrado diferencias significativas entre colocar el material por la zona EVA o por la zona PUR en relación a rigidez o pérdida de grosor final.
11. Todos son materiales con un comportamiento no lineal.
12. La dureza no determina de forma directa la pérdida de grosor ni la capacidad amortiguadora, siendo útil para conocer los materiales que se adaptan más rápidamente al impacto.
13. Los materiales sometidos al ensayo de desgaste muestran un aumento de la rigidez conforme se les aplica ciclos de marcha.
14. La configuración de los materiales en la creación de plantillas es un importante factor a tener en cuenta, pues hay diferencias respecto a su capacidad amortiguadora, su adaptación a las presiones y su capacidad de deformación. Las diferencias se dan tanto entre las familias de materiales como dentro de una misma familia de materiales.
15. Al confeccionar los soportes plantares debemos colocar los materiales con capacidad de adaptación más rápida y deformación contra el pie, para disminuir el impacto y repartir mejor las cargas, situando debajo de ellos los materiales con mayor capacidad de absorción de la energía para disipar las fuerzas inversamente proporcionales que proyecta el suelo.

9. Resumen



9. Resumen

9.1 Introducción

Los podólogos disponen de diferentes técnicas para hacer frente a las hiperpresiones plantares; entre ellas, los soportes plantares. Disponen de multitud de materiales para la confección de soportes plantares, cuyo fin, entre otros, es realizar un reparto homogéneo de las presiones que soporta el pie durante la marcha. Para disminuir la máxima presión en un punto de conflicto se utilizan materiales de distintas características.

9.2 Objetivos

El objetivo de este estudio es conocer el comportamiento de los materiales utilizados en el antepié, con el fin de elegir los materiales que mejor se adecuen al objetivo de tratamiento requerido por el profesional.

9.3 Metodología

La muestra de materiales fue de un total de 23, valorando diferentes familias como EVA, PUR, látex, EVA corcho, etcétera. Mediante un ensayo de compresión se valoró su comportamiento en las condiciones normales de un pie en diferentes cadencias de la marcha.

Se realizan tres tipos de ensayos diferentes: estática, dinámica y, por último, de desgaste. En el proceso de ensayos se fueron cribando aquellos materiales que no superaban los requerimientos mecánicos oportunos.

9.4 Resultados

Según los resultados obtenidos, los materiales estudiados siguen un comportamiento semejante a la grasa plantar; es decir, que a diferencia de lo que suponen muchos autores, siguen un comportamiento viscoelástico. Además, se clarifican conceptos fundamentales referentes a la capacidad de amortiguación y de reparto de presiones de los diferentes materiales en los impactos producidos por el pie contra el suelo.

10. Bibliografía



10. Bibliografía

1. **Abel, M., Hannon, J., Mullineaux, D., & Beighle, A. (2011).** Determination of step rate thresholds corresponding to physical activity intensity classifications in adults. *Journal of Physical Activity and Health*, 8(1), 45-51.
2. **Abouaesha, F., Van Schie, C.H., Griffiths, G.D., Young, R.J., & Boulton, A.J. (2001).** Plantar tissue thickness is related to peak plantar pressure in the high-risk diabetic foot. *Diabetes Care*, 24(7), 1270-1274.
3. **AENOR. (2003).** Determinación de la dureza de indentación por medio de un durómetro (dureza Shore). ISO 868.
4. **Aerts, R.F., Ker de Clercq, D.W., & Alexander, M. (1995).** The mechanical properties of the human heel pad: a paradox resolved. *Journal of Biomechanics*, 28(11), 1299-1308.
5. **Álvarez, R. (2007).** *Estadística aplicada a las Ciencias de la Salud*. Madrid, España: Ediciones Díaz de Santos.
6. **Argimón, J., Chinchilla, A., Forbes, C., y Kiley, R. (2005).** *Métodos de investigación clínica y epidemiológica*. Madrid: España, EDIDE S.L.
7. **Arndt, A., Ekenman, I., Westblad, P., & Lundberg, A. (2002).** Effects of fatigue and load variation on metatarsal deformation measured in vivo during barefoot walking. *Journal of Biomechanics*, 35(5), 621-628.
8. **Arteaga, F. (2012).** Cálculo del área de un polígono simple. *Modelling in Science Education and Learning*, 5(3), 21-55.
9. **Ateca, R., y Valero, J. (1995).** Biomecánica y patomecánica del quinto dedo y del quinto metatarsiano. *Revista Española de Podología*, 6(7), 339-348.
10. **Baehler, A.R., Jäger, A., Hempel, B., y Cohí, O. (1999).** *Técnica ortopédica: indicaciones*. Barcelona, España: Massons.
11. **Baer, E. (1986).** Advanced polymers. *Scientific American*, 225(4), 179-190.
12. **Baharestani, M., Black, J., Carville, K., Clark, M., Harding, K., & Dealey, C. (2010).** Pressure ulcer prevention: pressure, shear, friction and microclimate in context: International review. *Wounds International*, 1-25.

13. **Barani, Z., Haghpanahi, M., & Katoozian, H. (2005).** Three dimensional stress analysis of diabetic insole: a finite element approach. *Technology Health Care: official journal of the European Society for Engineering and Medicine*, 13(3), 185-92.
14. **Bardelli, M., Turelli, L., & Scoccianti, G. (2003).** Definition and classification of metatarsalgia. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 9(2), 79-85.
15. **Barroso, S., Gil, J.R., y Camacho, A. (2008).** Introducción al conocimiento de los materiales y sus aplicaciones. Madrid, España: ediciones UNED.
16. **Bartolomei, F. (1990).** Surgical correction of brachymetatarsia. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 2(80), 76-82.
17. **Basas, F., Sánchez, E., Basas, S., y Basas, A. (2008).** Patomecánica de las deformidades digitales y distribución de las presiones en apoyo medio. *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*, 1(2), 13-18.
18. **Basford, J.R., & Smith, M.A. (1988).** Shoe insoles in the workplace. *Orthopedics*, 11(2), 285-288.
19. **Baumgartner, R. y Stinus, H. (1997).** *Tratamiento ortésico-protésico del pie.* (2ª Ed.). Barcelona, España: Masson.
20. **Beckett, R., & Chang, K. (1968).** An evaluation of the kinematics of gait by minimum energy. *Journal of Biomechanics*, 1(2), 147-159.
21. **Bedim, S.A., & Lovem, B.R. (1998).** Differences in impulse distribution in patients with plantar fasciitis. *Foot & Ankle International*, 19(3), 153-156.
22. **Beets, M.W., Agiovlasitis, S., Fahs, C.A., Ranadive, S.M., & Fernhall, B. (2010).** Adjusting step count recommendations for anthropometric variations in leg length. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(5), 509-512.
23. **Benhamú, S., Munuera, P.V., Guerrero, A., Fernández, L.M., Escamilla, E., y Cañuelo, J.A. (2003).** Pie equino funcional y marcha con salud. Compensación ortopodológica. *Revista Española de Podología*, 5(4), 166-170.
24. **Bennell, K., Matheson, T., Meeuwisse, W., & Brukner, P. (1999).** Risk factors for stress fractures. *Journal of Sports Medicine*, 28(2), 91-122.
25. **Besednjak, A. (2005).** *Materiales compuestos: procesos de fabricación de embarcaciones.* Barcelona, España: UPC.

26. **Blackley, D.C. (1997).** *Applications of latices Polymer Latices, Science and technology.* London, Inglaterra: Chapman & Hall.
27. **Billmeyer, F.W. (1966).** *Textbook of polymer science.* New York, USA: Interscience.
28. **Birtane, M., & Atún, H. (2004).** The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(10), 1055-1059.
29. **Borrachero, J. (1984).** Biomecánica del pie. *Reumatología Clínica*, (20), 11-19.
30. **Bovery, F.A., & Winslow, F. (1979).** *Macromolecules an introduction to polymer.* Nueva York, USA: Academia Press.
31. **Brodsky, J.W., Pollo, F.E., Cheleuitte, D., & Baum, B.S. (2007).** Physical properties, durability, and energy-dissipation function of dual-density orthotic materials used in insoles for diabetic patients. *Foot & Ankle International*, 28(8), 880-9.
32. **Bryant, A.R., Tinley, P., & Singer, K. (1999).** Plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet. *The Foot*, 3(9), 115-119.
33. **Bryant, A.R., Tinley, P., & Singer, K.P. (2000).** Normal values of plantar pressure measurements determined using the EMED-SF system. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(6), 295-299.
34. **Bryant, A.R., Tinley, P., & Singer, K. (2000).** Radiographic measurement and plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet. *The Foot*, 10(1), 18-22.
35. **Burger, E. (1952).** The measurement of the static forces at the weight bearing points of the feet with reference to critical heel heights and 'split heel' factors. *Chiropody Record*, 5(35), 1-17.
36. **Burnfield, J.M., Few, C.D., Mohamed, O.S., & Perry, J. (2004).** The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(1), 78-84.
37. **Burns, J., Begg, L., & Vicaretti, M. (2008).** Comparison of orthotic materials on foot pain, comfort, and plantar pressure in the neuroischemic diabetic foot: a case report. *Journal of the American Podiatric Medical Association*; 98(2): 143-148.
38. **Bus, S.A., Maas, M., Cavanagh, P.R., Michels, R.P., & Levi, M. (2004).** Plantar fat-pad displacement in neuropathic diabetic patients with toe deformity: A magnetic resonance imaging study. *Diabetes Care*, 27(10), 2376-2381.
39. **Bus, S.A., Ulbrecht, J.S., & Cavanagh, P.R. (2004).** Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(6), 629-638.

40. **Butterworth, P.A., Urquhart, D.M., Landorf, K.B., Wluka, A.E., Cicuttini, F.M., & Menz, H.B. (2014).** Foot posture, range of motion and plantar pressure characteristics in obese and non-obese individuals. *Gait & Posture*, 41(2), 465-469.
41. **Callister, W. (2007).** *Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales*. Barcelona, España: Reverte.
42. **Campos, V. (2006).** *Física: Principios con aplicaciones*. (6° Ed.). Madrid, España: Pearson educación, 237.
43. **Camp, A., Montiel, E., Poveda, D., Salvador, L., Orgilés, C., y Faulí, A. (2006).** Estudio dinámico de la presión en el pie: podobarografía. *Avances en Diabetología*, 22(1), 10-20.
44. **Campanelli, V., Fantini, M., Faccioli, N., Cangemi, A., Pozzo, A., & Sbarbati, A. (2011).** Three-dimensional morphology of heel fat pad: An in vivo computed tomography study. *Journal of Anatomy*, 219(5), 622-631.
45. **Castillo, J.M. (2007).** Efecto de los soportes plantares con cuña rotadora externa en la marcha rotadoras internas en el niño. Tesis doctoral, Facultad de Fisioterapia y Podología, Universidad de Sevilla.
46. **Castillo, J.M., Lafuente, G., Ramos, J., Salcini, J.L., y Rodriguez, A. (2001).** Insuficiencia del V radio: casos clínicos. *Revista Española de Podología*, 2(12), 126-132.
47. **Cavanagh, P.R., & Bus, S.A. (2011).** Off-loading the diabetic foot for ulcer prevention and healing. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 127(1), 248-256.
48. **Cavanagh, P.R., Rodgers, M.M., & Iiboshi, A. (1987).** Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing. *Foot & Ankle International*, 7(5), 262-276.
49. **Cavanagh, P.R., Sims, D.S. Jr., & Sanders, L.J. (1991).** Body mass is a poor predictor of peak plantar pressure in diabetic men. *Diabetes Care*, 14(8), 750-755.
50. **Chan, M., & Chong, L. A. (2002).** Prospective Epidemiologic Survey on the Prevalence of Foot Disease in Hong Kong. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 8(92), 450-456.
51. **Cheung, J.T., & Zhang, M. (2008).** Parametric design of pressure-relieving foot orthosis using statistics-based finite element method. *Medical Engineering & Physics*, 30(3), 269-277.
52. **Choudhury, S.N., Kitaoka, H.B., & Peterson, H.A. (1997).** Metatarsal lengthening: case report and review of the literature. *Foot & Ankle International*, 18(11), 739-745.
53. **Coca, P., y Rosique, J. (2001).** *Ciencias de los materiales: técnicas, ensayos y tratamientos*. Madrid, España: Pirámide.

54. **Cohí, F. (2003).** Ortesis plantares. *Revista Española Reumatología*, 30(5), 508-513.
55. **Cohí, O., y Ximeno, L. (2001).** *Actualizaciones en técnica ortopédica*. Barcelona, España: Masson.
56. **Collins, J.J., & Whittle, M.W. (1989).** Impulsive forces during walking and their clinical implications. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 4(3), 179–187.
57. **Cook, S.D., Kester, M.A., & Brunet, M.E. (1985).** Shock absorption characteristics of running shoes. *The American Journal of Sports Medicine*, 13(4), 248–253.
58. **Coughlin, M.J., Mann, R.A., y Saltzman, C.I. (2011).** *Pie y Tobillo*. Madrid, España: Marbán.
59. **Craig, C.L., Marshall, A.L. Sjostrom, M., Bauman, A.E., Booth, M.L., & Ainsworth, B.E. (2003).** International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(8), 1381-1395.
60. **Cronkwright, D.G., Spink, M.J., Landorf, K.B., & Menz, H.B. (2011).** Evaluation of the pressure-redistributing properties of prefabricated foot orthoses in older people after at least 12 months of wear. *Gait & Posture*, 34(4), 553-557.
61. **Daentzer, D.N., Wulker, N., & Zimmerman, U. (1997).** Observations concerning the transverse metatarsal arch. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 1(3), 15-20.
62. **Davis, H.E., Troxell, G.E., y Wiskocil, C.W. (1966).** *Ensayo e inspección de los materiales en ingeniería*. México: Cecsa.
63. **De Clercq, D., Aerts, P., & Kunnen, M. (1994).** The mechanical characteristics of the human heel pad during foot strike in running: an in vivo cineradiographic study. *Journal of Biomechanics*, 27(10), 1213-1222.
64. **Díaz, J. (2010).** *Guía Práctica del Curso de Bioestadística Aplicada a las Ciencias de la Salud*. Madrid, España: Instituto Nacional de Gestión Sanitaria.
65. **Dinato, R.C., Ribeiro, A.P., Butugan, M.K., Pereira, I.L.R., Onodera, A.N., & Sacco, I.C.N. (2015).** Biomechanical variables and perception of comfort in running shoes with different cushioning technologies. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(1), 93-97.
66. **Divert, C., Mornieux, G., Baur, H., Mayer, F., & Belli, A. (2005).** Mechanical comparison of barefoot and shod running. *International Journal of Sports Medicine*, 26(7), 593-598.
67. **Domingo, C. (1998).** Contribución y límites de la baropodometría electrónica. *Revista Mexicana de Ortopedia y Traumatología*, 3(42), 189-192.
68. **Du Vries, H. (1965).** *Surgery of foot*. (2ª Ed.). St Louis, USA: Mosby-Year Book.

69. **Dunn, J., Link, C., Felson, D., Crincol, I.M., Keysor, J., & McKinlay, J. (2004).** Prevalence of Foot and Ankle Conditions in a Multiethnic Community Sample of Older Adults. *American Journal of Epidemiology*, 5(159), 491-498.
70. **Edwards, J., & Rome, K. (1992).** A study of shock attenuating properties of materials used in chiropody. *Foot & Ankle International*, 2(2), 99-105.
71. **Eisenhardt, J.R., Cook, D., Pregler, I., & Foehl, H.C. (1996).** Changes in temporal gait characteristics and pressure distribution for bare feet versus various heel heights. *Gait & Posture*, 4(4), 280-286.
72. **Encarnación, A. (2012).** Análisis biomecánico de la marcha nórdica: Efecto de la experiencia y de la velocidad de práctica sobre el patrón de presión plantar, las fuerzas de reacción del suelo y los niveles de impactos. Tesis doctoral, Departamento Educación Física y Deportiva, Universidad de Valencia.
73. **Ester, B., Rocha, B., Sanz, M.B., y Pádro, C. (2008).** Tratamiento de las úlceras neuropáticas descargas. *Revista Española de Podología*, 4(19), 144-153.
74. **Even, N., Weisz, E., Hirsch, Y., & Gefen, A. (2006).** Role of EVA viscoelastic properties in the protective performance of a sport shoe: computational studies. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 16(5), 289-299.
75. **Expósito, J. (2010).** Nuevos elastómeros de caucho para fabricar ortesis plantares para deportista. *Podoscopio*, 1(4), 793-798.
76. **Expósito, J. (2011).** Características mecánicas de nuevos cauchos de diseño, para ser aplicados en Ortopodología del deporte. *Podoscopio*, 1(51), 920-930.
77. **Fernández, L., Díaz, J.A., Sánchez, R., Escamilla, E., Gómez, B., & Ramos, J. (2014).** Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot. *Gait & Posture*, 2(39), 789-792.
78. **Ferrández, L. (1993).** Congenital brachymetatarsia: tree cases. *Foot & Ankle International*, 9(14), 529-533.
79. **Fontanella, C.G., Matteoli, S., Carniel, E.L., Wilhjelm, J.E., Virga, A., & Corvi, A., (2012).** Investigation on the load-displacement curves of a human healthy heel pad: In vivo compression data compared to numerical results. *Medical Engineering & Physics*, 34(9), 1253-1259.
80. **Fotos, J.G., & Birke, J.A. (1998).** Evaluation of Multidensity Orthotic Materials Used in Footwear for Patients with Diabetes. *Foot & Ankle International*, 19(12), 836-841.

81. **Frykberg, R.G., Bailey, L.F., Matz, A., Panthel, L.A., & Ruesch, G. (2002).** Offloading properties of a rocker insole. A preliminary study. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 92(1), 48-53.
82. **Fuller, E.A. (1999).** Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89(6), 278-291.
83. **Gallego, R., Camp, A., y, Viel, C. (2010).** Alternativas para la descarga de la úlcera neuropática en el pie diabético. *Avances en Diabetología*, 26(6), 457-462.
84. **García, R. (2002).** Ortesis, calzado y prótesis. Tratado del pie diabético. *Jarpyo*, 11, 139-154.
85. **Ghassemi, A, Mossayebi, A.R., Jamshidi, N., Naemi, R., & Karimi, M.T. (2014).** Manufacturing and finite element assessment of a novel pressure reducing insole for Diabetic Neuropathic patients. *Australasian Physical and Engineering Science in Medicine*, 24, 1-2.
86. **Goske, S., Erdemir, A., Petre, M., Budhabhatti, S., & Cavanagh, P.R. (2006).** Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 39(13), 2363-2370.
87. **Graphic Devices., (2012).** Walk-in-Sense. Recuperado el 8 de Febrero de 2014, de <http://www.graphicdevices.com/walk-in-sense.asp>.
88. **Grieve, D.W., & Rashdi, T. (1984).** Pressures under normal feet in standing and walking as measured by foil pedobarography. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 43(6), 816-818.
89. **Healy, A., Dunning, D.N., & Chockalingam, N. (2012).** Effect of insole material on lower limb kinematics and plantar pressures during treadmill walking. *Prosthetics and Orthotics International*, 36(1), 53- 62. doi: 10.1177/0309364611429986.
90. **Handelman, R.B., Perlman, M.D., & Coleman, W.B. (1986).** Brachymetatarsia. A review of the literature and case report. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 76(7), 413-416.
91. **Hasper, C. (1992).** *Handbook of plastics, elastomers and composites.* (2ª Ed.). Nueva York, USA: McGraw-Hill book.
92. **Hastings, M.K., Mueller, M.J., Pilgram, T.K., Lott, D.J., Commean, P.K., & Johnson, J.E. (2007).** Effect of metatarsal pad placement on plantar pressure in people with diabetes mellitus and peripheral neuropathy. *Foot & Ankle International*, 28(1), 84-88.
93. **Hawke, F., Burns, J., Radford, J.A., & du Toit, V. (2008).** Custom-made foot orthoses for the treatment of foot pain. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 16(3), 6801.

94. **Hayafune, N., Hayafune, Y., & Jacob, H.A.C. (1999).** Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push off phase in gait. *The Foot*, 9(2), 88-92.
95. **Hennig, E.M., & Rosenbaum, D. (1991).** Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. *Foot & Ankle International*, 11(5), 306-311.
96. **Hennig, E.M., Staats, A., & Rosenbaum, D. (1994).** Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. *Foot & Ankle International*, 15(1), 35-40.
97. **Hennig, E.M., Staats, A., & Rosenbaum, D. (1994).** Gait analysis and the biomechanics of human locomotion. *Foot & Ankle International*, 15(1), 35-40.
98. **Hessert, M.J., Vyas, M., Leach, J., Hu, K., Lipsitz, L.A., & Novak, V. (2005).** Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatrics*, 5(19), 8.
99. **Hick, J. (1984).** The mechanics of the foot. *Journal of Anatomy*, 88(1), 25.
100. **Hills, A.P., Hennig, E.M., McDonald, M., & Bar-Or, O. (2001).** Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *International Journal of Obesity and Related Metabolic Disorders*, 25(11), 1674-1679.
101. **Holt, K.G., Hamill, J., & Andrés, R.O. (1991).** Predicting the minimal energy costs of human walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23(4), 491-498.
102. **Hsi, W.L., Kang, J.H., & Lee, X.X. (2005).** Posición óptima de almohadilla de metatarsiano en metatarsalgia de alivio de presión. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84(7), 514-520.
103. **Hughes, J., Clark, P., & Klenerman, L. (1990).** The importance of the toes in walking. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 72(2), 245-251.
104. **Hsu, T.C., Wang, C.L., Tsai, W.C., Kuo, J.K., & Tang, F.T. (1998).** Comparison of the mechanical properties of the heel pad between young and elderly adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 79(9), 1101-1104.
105. **Hutchinson, B. (1992).** *Cirugía de los metatarsales menores Doc-Kery GL. Atlas a color y texto de cirugía del antepié.* Madrid, España: Ortocen editorial.
106. **Inman, V. (1966).** Human Locomotion. *Canadian Medical Association Journal*, 94(20), 1047-1054.
107. **Izquierdo, M. (2008).** *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte.* (1ª Ed.). Buenos aires, Argentina: Panamericana editorial.
108. **Jahss, M.H., Kummer, F., & Michelson, J.D. (1992).** Investigations into the fat pads of the sole of the foot: Heel pressure studies. *Foot & Ankle International*, 13(5), 227-232.

109. **Jahss, M.H., Michelson, J.D., Desai, P., Kaye, R., Kummer, F., & Buschman, W. (1992).** Investigations into the fat pads of the sole of the foot: Anatomy and histology. *Foot & Ankle International*, 13(5), 233-242.
110. **Jiménez, R. (2008).** *Materiales técnicos en ortopodología*. (1ª Ed.). Madrid, España: Tratamiento ortopédicos del pie.
111. **Johnson, G.R. (1986).** The use of spectral analysis to assess the performance of shock absorbing footwear. *Journal of Medical Engineering*, 15(3), 117-122.
112. **Johnson, G.R. (1988).** The effectiveness of shock-absorbing insoles during normal walking. *Prosthetics and Orthotics International*, 12(2), 91-95.
113. **Jones, R.L. (1941).** The human foot. An experimental study of its mechanics and the role of its muscles and ligaments in the support of the arch. *Journal of Anatomy*, 68(1), 1-39.
114. **Kanatli, U., Yetkin, H., Simsek, A., Ozturk, A.M., Esen, E., & Besli, K. (2008).** Pressure distribution patterns under the metatarsal heads in healthy individuals. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 42(1), 26-30.
115. **Kang, J.H., Chen, M.D., Chen, S.C., & Hsi, W.L. (2006).** Correlations between subjective treatment responses and plantar pressure parameters of metatarsal Pad treatment in metatarsalgias patients: a prospective study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7(95), 1-8. doi:10.1186/1471-2474-7-95
116. **Kapandji, A.I. (1997).** *Cuadernos de fisiología articular: esquemas comentados de mecánica articular*. (4ª Ed.). Barcelona, España: Toray-Masson.
117. **Kato, H., Takada, T., Kawamura, T., Hotta, N., & Torii, S. (1996).** The reduction and redistribution of plantar pressures using foot orthoses in diabetic patients. *Diabetes Research and Clinical Practice*, 31(1-3), 115-118.
118. **Ker, R.F., Bennett, M.B., Alexander, R.M., & Kester, R.C. (1989).** Foot strike and the properties of the human heel pad. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers*, 203(4), 191-196.
119. **Koenraadt, K.L., Stolwijk, N.M., & van den Wildenberg, D. (2012).** Effect of a metatarsal pad on the forefoot during gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 102(1), 18-24.
120. **Kuncir, E.J., Wirta, R.W., & Golbranson, F.L. (1990).** Load-bearing characteristics of polyethylene foam: an examination of structural and compression properties. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 27(3), 229-238.
121. **Lafuente, G., Córdoba, A., Martínez, L., Palomo, I., Ramos, J., y Salcini J.L. (2000).** El pie cavo: patomecánica y compensaciones ortopodológicas. *Revista Española de Podología*, 1(11), 28-34.

-
122. **Lafuente, G., Munuera, P.V., Dominguez, G., y Castillo, J.M. (2009).** *Manual de Ortopodología*. (1ºEd.). Barcelona, España: Ediciones Europeas Especializadas SL.
123. **Lane, T.J., Landorf, K.B., Bonanno, D.R., Raspovic, A., & Menz, H.B. (2014).** Effects of shoe sole hardness on plantar pressure and comfort in older people with forefoot pain. *Gait & Posture*, 1(39), 247-251.
124. **Lavery, L.A., Vela, S.A., Ashry, H.R., Lanctot, D.R., & Athanasiou, K.A. (1997).** Novel methodology to obtain salient biomechanical characteristics of insole materials. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 87(6), 266-271.
125. **Lázaro, J.L., Aragón, F.J., Rivera, G., San Martín, C., Ortiz, P.P., y Torresano, N. (2003).** Técnicas de descarga en el tratamiento de úlceras en pie diabético. *Podología Clínica*, Monográfico, 76-90.
126. **Lee, S. (2008).** Current position of polyurethane in the footwear industry. Informe interno de Dow Chemical Company.
127. **Lee, S. (2008).** What is the future of polyurethane in the footwear industry? Informe interno de Dow Chemical Company.
128. **Lee, S.Y., McKeon, P., & Hertel, J. (2009).** Does the case of orthoses improve self-reported pain and function measures in patients with plantar fasciitis? A meta-analysis. *Physical Therapy in Sport*, 10(1), 12-18.
129. **Lelièvre, J., Lelièvre, J.F., y Viladot, R. (1993).** *Patología del pie: fisiología clínica: tratamientos médico, ortopédico y quirúrgico*. (2ª Ed.). Barcelona, España: Masson.
130. **Lemmon, D., Shiang, T.Y., Hashmi, A., Ulbrecht, J.S., & Cavanagh, P.R. (1997).** The effect of insoles in therapeutic footwear: a finite element approach. *Journal of Biomechanics*, 30(6), 615-620.
131. **Levine, S.E., Davidson, R.S., Dormans, J.P., & Drummond, D.S. (1995).** Distraction osteogenesis for congenitally short lesser metatarsals. *Foot & Ankle International*, 16(4), 196-200.
132. **Levy A.E., y Cortés, J.M. (2003).** *Ortopodología y aparato locomotor: ortopedia de pie y tobillo*. Barcelona, España: Masson.
133. **Liu, X.C., Lyon, R., Thometz, J.G., Curtin, B., Tarima, S., & Tassone, C. (2011).** Insole-pressure distribution for normal children in different age groups. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 31(6), 705-709.
134. **Llanos, L. (1987).** La bóveda plantar. *Revista Española Cirugía Osteoarticular*, 22(128), 67.
-

135. **Lord, M., & Hosein, R. (2000).** A study of in-shoe plantar shear in patients with diabetic neuropathy. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon.)*, 15(4), 278-283.
136. **López, D., García, R., Alonso, F., y López, L. (2010).** Análisis del Perfil y Estilo de Vida de las personas con Patologías en los Pies. *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*, 4(2), 49-58.
137. **Loy, D.J., & Voloshin, A.S. (1991).** Biomechanics of stair walking and jumping. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9(2), 137-149.
138. **Luger, E.J., Nissan, M., Karpf, A., Steinberg, E.L., & Dekel, S. (1999).** Patterns of weight distribution under the metatarsal heads. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 81(2), 199-202.
139. **Madhukor, V. (2003).** *Mecánica de materiales*. (2ª Ed.). México: Oxford University Press.
140. **Mandato, M.G., & Nester, E. (1999).** The effects of increasing heel height on forefoot peak pressure. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 89(2), 75-80.
141. **Mantilla, S.C., y Gómez, A. (2007).** El Cuestionario Internacional de Actividad Física. Un instrumento adecuado en el seguimiento de la actividad física poblacional. *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, 10(1), 48-52.
142. **Marshall, S.J., Levy, S.S., Tudor-Locke, C.E., Kolkhorst, F.W., Wooten, K.M., & Ji, M. (2009).** Translating physical activity recommendations into a pedometer-based step goal: 3000 steps in 30 minutes. *American Journal of Preventive Medicine*, 36(5), 410-415.
143. **Martínez, A., Sánchez, M.D., Barrés, M., Pérez, C., Guerrero, A., y Soler, C. (2003).** Un nuevo método de evaluación diagnóstica y terapéutica de las patologías del pie basado en las plantillas instrumentadas Biofoot/IBV. *Journal of Rehabilitation*, (37), 240-251.
144. **Martínez, A., Cuevas, J.C., Pascual, J., & Sánchez, R. (2007).** BioFoot in-shoe system: normal values and assessment of the reliability and repeatability. *The Foot*, 17(4), 190-196.
145. **Martínez, A., Sánchez, R., Cuevas, J.C., y Sánchez, E. (2007).** Estudio baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos. *Rehabilitation*, 4(41), 155-160.
146. **Martínez, A. (2009).** Modificaciones baropodométricas en el antepié después de la cirugía percutánea del Hallux Valgus. Tesis doctoral, Departamento de Enfermería, Universidad de Extremadura.
147. **Martínez, A., Pascual, J., & Sánchez, R. (2008).** Cadence, age, and weight as determinants of forefoot plantar pressures using the Biofoot in-shoe system. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(4), 302-310.
148. **McCormick, C.J., Bonanno, D.R., & Landorf, K.B. (2013).** The effect of customised and sham foot orthoses on plantar pressures. *Journal of Foot and Ankle Research*, 6, 19.

149. **McGlamry, E.D., Jimenez, A.L., & Green, D.R. (2001).** Deformities of the intermediate digits and the metatarsophalangeal joint. (3rd Ed.). In: A.S. Banks, M.S. Downey, D.E. Martín, y S.J. Miller (Eds.) McGlamry Comprehensive textbook of the foot and ankle surgery (pp. 253-304). Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins.
150. **Meares, P. (1965).** *Polymers: Structure and bulk properties*. Lincolnshire, United Kingdom: D Van Nostrand Company.
151. **Menz, H.B., & Morris, M.E. (2006).** Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait & Posture*, 24(2), 229-236.
152. **Menz, H.B., Tiedemann, A, Kwan, M.M.S., Plumb, K., & Lord, S.R. (2006).** Foot pain in community-dwelling older people: an evaluation of the Manchester Foot Pain and Disability Index. *Rheumatology*, 45(7), 863-867.
153. **Metaxiotis, D., Accles, W., Pappas, A., & Doederlein, L. (2000).** Dynamic pedobarography (DPB) in operative management of cavovarus foot deformity. *Foot & Ankle International*, 21(11), 935-947.
154. **Michael, F.D.R.H. (2008).** *Materiales para ingeniería: Introducción a las propiedades, las aplicaciones y el diseño*. Barcelona, España: editorial Reverté.
155. **Michaud, T.C. (1997).** *Foot orthoses and other forms of conservative foot care*. Baltimore, USA: Williams & Wilkins.
156. **Mickle, K.J., Cliff, D.P., Munro, B.J., Okely, A.D., & Steele, J.R. (2011).** Relationship between plantar pressures, physical activity and sedentariness among preschool children. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14(1), 36-41.
157. **Mickle, K.J., Munro, B.J., Lord, S.R., Menz, H.B., & Steele, J.R. (2011).** Soft tissue thickness under the metatarsal heads is reduced in older people with toe deformities. *Journal of Orthopaedic Research*, 29(7), 1042-1046.
158. **Milgrom, C., Finestone, A., Shlamkovitch, N., Wosk, J., Laor, A., Voloshin, A., & Eldad, A. (1992).** Prevention of overuse injuries of the foot by improved shoe shock attenuation: a randomized prospective study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 281, 189-192.
159. **Mohamed, O., Cerny, K., Jones, W., & Burnfield, J.M. (2005).** The effect of terrain on foot pressures during walking. *Foot & Ankle International*, 26(10), 859-869.
160. **Montiel, M. (2008).** Aplicación de la tecnología microondas en el estudio de materiales para calzado. Tesis doctoral, Departamento Ciencia de Materiales. Optica y Tecnología Electrónica, Universidad Miguel Hernández.

161. **Morag, E., & Cavanagh, P.R. (1999).** Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics*, 32(4), 359-370.
162. **Moreno, J.L., Catena, M., y Serrano, M. (2003).** *Podología general y biomecánica*. Barcelona, España: Masson.
163. **Morton, D. (1935).** *The Human Foot*. Columbia: Columbia University Press.
164. **Morton-Jones, D.H. (1999).** *Procesamiento de plásticos: inyección, moldeo, hule, pvc.* (2ªEd.). México: Limusa-Noriega.
165. **MTS Systems Corporation (2006).** MTS 810 & 858 Material Testing Syste; Recuperado el 29 Mayo 2014, de http://www.upc.edu/sct/documents_equipment/d_77_id-412.pdf.
166. **Mueller, M.J., Hastings, M., Commean, P.K., Smith, K.E., Pilgram, T.K., & Robertson, D.I. (2003).** Forefoot structural predictors of plantar pressures during walking in people with diabetes and peripheral neuropathy. *Journal of Biomechanics*, 36(7), 1009-1117.
167. **Munuera, P.V., Lafuente, T., Domínguez, T., Salcini, J.L., & Martínez, L. (2004).** Morphofunctional study of brachymetatarsia of the fourth metatarsal. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 94(4), 347-352.
168. **Munuera, P.V., Lafuente, G, Palomo, I.C, y Castillo, J.M. (2002).** Patomecánica y Tratamiento ortopodológico del acortamiento del IV metatarsiano XXXIII, Congreso nacional de podología Monográfico Madrid: Consejo General de Colegios de Podólogos de España, 351-364.
169. **Munuera, P.V., Domínguez, G., Palomo, I.C., Martínez, L., y Castillo, J.M. (2001).** Patomecánica y tratamiento de la insuficiencia del músculo peroneo largo. *Revista Española de Podología*, 4(12), 248-255.
170. **Munuera, P.V., Palomo, I.C., Domínguez, G., Castillo, J.M., y Benhamú, S. (2003).** Tratamiento ortopodológico en un caso de agenesia parcial de los dedos del pie. *Revista Española de Podología*, 1(14), 44-47.
171. **Nicolopoulos, C.S., Black, J., & Anderson, E.G. (2000).** Foot orthoses materials. *The Foot*, 10(1), 1-3.
172. **Nielsen, L.E. (1974).** *Mechanical properties of polymers and composites*. Nueva York, USA: Marcel Dekker.
173. **Nordsiden, L., Van Lunen, B.L., Walker, M.L., Cortes, N., Pasquale, M., & Oñate, J.A. (2010).** The effect of three foot on plantar pressure of pes planus foot. *Journal of Sport Rehabilitation*, 19(1), 71-85.

174. **Novak, P., Burger, H., Tomsic, M., Marincek, C., & Vidmar, T. (2009).** Influence of foot orthoses on plantar pressures, foot pain and walking ability of rheumatoid arthritis patients-a randomised controlled study. *Disability and Rehabilitation*, 31(8), 638-645.
175. **Núñez, C., Roca, A., y Jorba, J. (2004).** *Comportamiento mecánico de los materiales. Volumen 2: Ensayos mecánicos .Ensayos no destructivos.* (1ª Ed.). Barcelona: Universitat Barcelona.
176. **Núñez-Samper, M., y Llanos Alcázar, L.F. (2007).** *Biomecánica, medicina y cirugía del pie.* (2ª Ed.). Barcelona, España: Masson.
177. **Núñez-Samper, M.L.L. (1997).** *Biomecánica, medicina y cirugía del pie.* Barcelona, España: Masson.
178. **Nyska, M., McCabe, C., Linge, K., Laing, P., & Klenerman, L. (1995).** Effect of the shoe on plantar foot pressures. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 66(1), 53-56.
179. **O'Brien, D.L., & Tyndyk, M. (2014).** Effect of arch type and Body Mass Index on plantar pressure distribution during stance phase of gait. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 16(2), 131-135.
180. **Ogalla, J.M. (1990).** Estudio epidemiológico de la tercera edad de los dispensarios de podología del ayuntamiento de L'Hospitalet de Llobregat. *El Peu*, (40), 13-21.
181. **O'Leary, K., Vorpahl, K.A., & Heiderscheit, B. (2008).** Effect of cushioned insoles on impact forces during running. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 1(98), 36-41.
182. **Organización Mundial de la Salud., (2014).** ¿Qué se entiende por actividad moderada y actividad vigorosa? Recuperado el 15 Marzo 2014, de http://www.who.int/dietphysicalactivity/physical_activity_intensity/es/
183. **Pratt, D.J. (1989).** Mechanisms of shock attenuation via the lower extremity during running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 4(1), 51-57.
184. **Pratt, D.J. (1990).** Long term comparison of some shock attenuating insoles. *Prosthetics and Orthotics International*, 14(2), 59-62.
185. **Pratt, D.J., Rees, P.H., & Rodgers, C. (1986).** Assessment of some shock absorbing insoles: technical note. *Prosthetics and Orthotics International*, 10(3), 43-45.
186. **Payne, C., Turner, D., & Miller, K. (2002).** Determinants of plantar pressures in the diabetic foot. *Journal of Diabetes and its Complications*, 16(4), 277-283.
187. **Pérez, J., Leiva, J.L., y Torres, J.P. (2010).** Caracterización y reciclado por extrusión del EVA de desecho etil vinil acetato. Sangolqui, Ecuador: Esque.

188. **Pérez, J.M. (1997).** *Podobarometría*. En: L.F. Llanos Alcázar, J.C. y Acebes Cachafeiro. El pie. Monografías médico-quirúrgicas del aparato locomotor. (pp. 17-32). Barcelona, España: Masson.
189. **Periyasamy, R., Mishra, A., Anand, S., & Ammini, A.C. (2011).** Preliminary investigation of foot pressure distribution variation in men and women adults while standing. *The Foot*, 21(3), 142-148.
190. **Piaggese, A., Macchiarini, S., Rizzo, L., Palumbo, F., Tedeschi, A., & Nobili, L.A. (2007).** An off-the-shelf instant contact casting device for the management of diabetic foot ulcers: a randomized prospective trial versus traditional fiberglass cast. *Diabetes Care*, 30(3), 586-590.
191. **Plank, M. (1995).** The pattern of forefoot pressure distribution in hallux valgus. *The Foot*, 1(5), 8-14.
192. **Putti, A.B., Arnold, G.P., Cochrane, L., & Abboud, R.J. (2007).** The Pedar® in-shoe system: Repeatability and normal pressure values. *Gait & Posture*, 25(3), 401-405.
193. **Queen, R.M., Mall, N.A., Nunley, J.A., & Chuckpaiwong, B. (2009).** Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks. *Gait & Posture*, 29(4), 582-586.
194. **Ralston, H.J. (1958).** Energy-speed relation and optimal speed during level walking. *Internationale Zeitschrift für Angewandte Physiologie, Einschliesslich Arbeitsphysiologie*, 17(4), 277-283.
195. **Ramiro, J. (1995).** Guía de recomendaciones para el diseño de calzado. Instituto de Biomecánica de Valencia.
196. **Ramos, M. (2000).** Utilidad del análisis tridimensional de la marcha como sistema evaluador del estado clínico y funcional de pacientes sometidos a artroplastia de rodilla. Tesis doctoral, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid.
197. **Real Academia Española. (2012).** Diccionario de la lengua española: definición de descarga. 2012; Recuperado el 4 de febrero de 2014, de <http://lema.rae.es/drae/?val=descarga%20>
198. **Real Academia Española. (2005).** Diccionario de la lengua española, concepto amortiguación. Recuperado el 20 de febrero de 2014, de <http://www.wordreference.com/definicion/amortiguar>
199. **Riddiford, D.L., Steele, J.R., Acantilado, D.P., Okely, A.D., Morgan, P.J., Jones, R.A., & Baur, L.A. (2015).** Lower activity levels are related to higher plantar pressures in overweight children. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47(2), 357-62.
200. **Riddiford-Harland, D.L., Steele, J.R., Cliff, D.P., Okely, A.D., Morgan, P.J., & Baur, L.A. (2014).** Does participation in a physical activity program impact upon the feet of overweight and obese children? *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(14), 1440-2440.

201. **Robbins, S.E., Gouw, G.J., & Hanna, A.M. (1989).** Running-related injury prevention through innate impact-moderating behavior. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 21(2), 130-139.
202. **Rodríguez, M., López, P., y Ibars, P. (2011).** Superficies especiales para el manejo de la presión en prevención y tratamiento de úlceras por presión (SEMP). GNEAUPP.
203. **Rogers, K., Otter, S.J., & Birch, I. (2006).** The effect of Poron® and Plastrozote® insoles on forefoot plantar pressures. *British Journal of Podiatry*, 4(9), 111-114.
204. **Root, M.L., Orien, W.P., & Weed, J.H. (1977).** *Normal and Abnormal function of the foot*. Los Angeles, USA: Clinical Biomechanics Corp.
205. **Rosen, S. (1993).** *Fundamental principles of polymers materials*. (2ª Ed.). New York, USA: John Wiley and Sons.
206. **Rosenbau, D., Hautmann, S., Gold, M., & Claes, L. (1994).** Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait & Posture*, 3(2), 191-197.
207. **Rowe, D.A., Welk, G.J., Heil, D.P., Mahar, M.T., Kemble, C.D., & Calabro, M.A. (2011).** Stride rate recommendations for moderate intensity walking. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(2), 312-318.
208. **Roy, J. (1989).** *Manual de tecnología del Caucho*. Consorcio Nacional de Industriales del Caucho. Barcelona, España: Reclamo técnico S. A.
209. **Roy, KJ. (1988).** Force, pressure, and motion measurements in the foot: current concepts. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 5(3), 491-508.
210. **Rueda, A., Rueda, M., y Alonso, J. (1991).** Conceptos de biomecánica metatarso-digital. En: J.L. Moreno de la Fuente. *Patología Metatarso-digital: Ponencias XXII Congreso Nacional de Podología*, Madrid, 65-70.
211. **Rueda, M. (2004).** *Podología: los desequilibrios del pie*. Barcelona, España: Paidotribo.
212. **San Gil, A., Forriol Campos F., y Gómez Pellico, L. (1989).** Análisis de la distribución de los centros de presión sobre la huella plantar. *Revista de Medicina y Cirugía del Pie*, 1(3), 7-12.
213. **San Gil, Mª.A. (1991).** Análisis dinámico de la marcha. Estudio de los centros de presión sobre la huella plantar. Influencia de los distintos calzados. Tesis Doctoral, Facultad de Medicina, Universidad de Alcalá de Henares.
214. **Santamaría, R., y Salvador, E.F. (2002).** Los poliuretanos, su aplicación en el sector de la automoción y su posterior reciclado. *Revista de Plásticos Modernos*, 83(549), 270-280.

215. **Sánchez, J. (1993).** Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. En: J Sánchez-Lacuesta, J. Prat, J.V. Hoyos, E. Viosca, C. Soler-García, y M. Comin M. Instituto de Biomecánica de Valencia: Martín Impresores SL, 19, 112.
216. **Schepers, T., Van der Stoep, A., Van der Avert, H., Van Lieshout, E.M., & Patka, P. (2008).** Plantar pressure analysis after percutaneous repair of displaced intra-articular calcaneal fractures *Foot & Ankle International*, 2(29), 128-135.
217. **Scire, V., Leporati, E., Teobaldi, I., Nobili, L.A., Rizzo, L., & Piaggese, A. (2009).** Effectiveness and safety of using Podikon digital silicone padding in the primary prevention of neuropathic lesions in the forefoot of diabetic patients. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 99(1), 28-34.
218. **Segal, A., Rohr, E., Orendurff, M., Shöffler, J., O'Brien, M., & Sangeorzan, B. (2004).** The effect of walking speed on peak plantar pressure. *Foot & Ankle International*, 12(35), 926-933.
219. **Serra, A. (2013).** Propuesta de nuevos modelos constitutivos para caracterización viscoelástica de materiales termoplásticos, Tesis doctoral, Ingeniería Industrial, Universidad Ramon Llull.
220. **Serway, R.A. (1997).** *Física*. (4ª Ed.). México: McGraw-Hill.
221. **Serway, R.A., y Jewett, J.W. (2009).** *Física para ciencias e ingeniería*. (7ª Ed.). México: Cengage.
222. **Shiba, N., Kitaoka, H.B., Cahalan, T.D., & Chao, E.Y. (1995).** Shock-absorbing effect of shoe insert materials commonly used in management of lower extremity disorders. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 310, 130–136.
223. **Slater, R.A., Hershkowitz, I., Ramot, Y., Buchs, A., & Rapoport, M.J. (2006).** Reduction of digital plantar pressure by debridement and silicone orthosis. *Diabetes Research and Clinical Practice*, 74(3), 263-266.
224. **Smith, W.F. (1998).** *Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales*. (3ª Ed.). Madrid, España: McGraw-Hill.
225. **Sneyers, C.J, Lysens, R., Feys, H., & Andries, R. (1995).** Influence of malalignment of feet on the plantar pressure pattern in running. *Foot & Ankle International*, 16(10), 624-632.
226. **Spear, I.R., & Miller, J.E. (2006).** The effect of heel-pad thickness and loading protocol on measured heel-pad stiffness and a standardized protocol for inter-subject comparability. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(2), 204-212.

227. **Stebbins, J.A., Harrington, M.E., Giacomozzi, C., Thompson, N., Zavatsky, A., & Theologis, T.N. (2005).** Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children. *Gait & Posture*, 22(4), 372-376.
228. **Steman, T.L. (1995).** *Stedman's medical dictionary*. (26th Ed.). Philadelphia, USA: Lippincott William and Wilkins.
229. **Strauss, R.J. (1985).** Minimal incision closing base Hedges. *Clinical Podiatry*, 2(3), 447-482.
230. **Stress, R. (1992).** Effect of insole materials on plantar pressures during walking. *European Journal of Medical Physics*, 2, 37.
231. **Sun, P.C., Wei, H.W., Chen, C.H., Wu, C.H., Hung-Chan Kao, H.C., & Cheng, C.K. (2008).** Effects of varying material properties on the load deformation characteristics of heel cushions. *Medical Engineering & Physics*, 30(6), 687-692.
232. **Taranto, J., Taranto, M., Bryant, A.R., & Singer, K. (2005).** Angle of gait: a comparative reliability study using footprints and the EMED-SF®. *The Foot*, 1(15), 7-13.
233. **Tippens, P. (1992).** *Física 1*. México: McGraw-Hill Interamericana S.A.
234. **Tong, J.W., & Ng, E.Y. (2010).** Preliminary investigation on the reduction of plantar loading pressure with different insole materials (SRP-Slow Recovery Poron, P-Poron, PPF-Poron +Plastozote, firm and PPS-Poron + Plastozote, soft).*The Foot*, 20(1), 1-6.
235. **Tooms, R.E., Griffin, J.W., Green, S., & Cagle, K. (1987).** Effect of viscoelastic insoles on pain. *Orthopedics*, 10(8), 1143-1147.
236. **Trujillo, P., Reina, M., Serrano, D., y Munuera, P.V. (2008).** Estudio del efecto corrector de las ortesis con posteados internos de talón en retropié valgus infantil: resultados. *Revista Española de Podología*, 19(1), 6-9.
237. **Tsung, P.O.R., Zhang, M., Mak, A.F., & Wong, M.W. (2004).** Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 41 (6A), 767-74.
238. **Tudor-Locke, C., Sisson, S.B., Collova, T., Lee, S.M., & Swan, P.D. (2005).** Pedometer-determined step count guidelines for classifying walking intensity in a young ostensibly healthy population. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 30(6), 666-676.
239. **Universidad de Sevilla. (2014).** Características MTS BIONIX. Departamento de ingeniería Mecánica. Recuperado el 17 Febrero 2014, de <http://www.esi2.us.es/ingmec/html/laboratorio/equipos/mu.htm>.

240. **Uroz, V. (2008)**. Influencia de la cirugía percutánea en Hallux valgus sobre las presiones plantares en dinámica. Tesis doctoral, Departamento de Enfermería, Universidad de Granada.
241. **Uzel, M., Cetinus, E., Ekerbicer, H.C., & Karaoguz, A. (2006)**. Heel pad thickness and athletic activity in healthy young adults: A sonographic study. *Journal of Clinical Ultrasound*, 34(5), 231-236.
242. **Valentí, V. (1979)**. *Ortesis del pie*. Madrid, España: Medicina Panamericana.
243. **Van der Zwaard, B.C., Vanwanseele, B., Holtkamp, F., Van der Horst, H.E., Elders, P.J., & Menz, H.B. (2014)**. Variation in the location of the shoe sole flexion point influences plantar loading patterns during gait. *Journal of Foot and Ankle Research*, 197(1), 20.
244. **Vanesa, L. (2006)**. The use of felt deflective padding in the management of plantar hallux and forefoot ulcers in patients with diabetes. *The Foot*, 16(1), 38-43.
245. **Vayas, R., Sánchez, P., Ayala, A., Aciego, M., Andarcia, C., y Herrera, M. (2011)**. Actualización en el Tratamiento de la Metatarsalgias según la medicina basada en la evidencia. *Canarias Médica y Quirúrgica*, 8(24), 21-23.
246. **Vázquez, M.I., Alcañiz, M., Núñez-Cornejo, C., Juliá, C., y Núñez-Cornejo, C. (2009)**. Evaluación de las algias plantares mediante estudio de la marcha. Comunicación presentada en el Jornadas de Rehabilitación de la Sociedad Valenciana de Rehabilitación y Medicina Física, Alicante, España.
247. **Vázquez, M.I., Núñez-Cornejo, C., Pérez, A., Juliá, C., González, L., y Núñez-Cornejo, C. (2010)**. Efecto de las plantillas conformadas en pacientes con algias plantares. *Rehabilitación*, 44(1), 46-52.
248. **Verdejo, R., & Mills, N.J. (2004)**. Heel-shoe interactions and the durability of EVA foam running-shoe midsoles. *Journal of Biomechanics*, 37(9), 1379-1386.
249. **Veves, A., Masson, E.A., Fernando, D.J., & Boulton, A.J. (1990)**. Studies of experimental Hosiery in diabetic Neuropathic patient with high foot pressures. *Diabetic Medicine*, 7(4), 324-326.
250. **Viladot, A. (2005)**. *Quince lecciones sobre patología del pie*. (2ª Ed.). Barcelona, España: Masson.
251. **Viladot, A. (2001)**. *Patología del antepié*. (4ª Ed.). Barcelona, España: Springer; 2001.
252. **Viladot, R., Clavell, S., y Cohí, O. (2005)**. *Ortesis y prótesis del aparato locomotor*. (10ª Ed.). Barcelona, España: Masson.
253. **Viladot, A., y Viladot A. (2006)**. *Síndrome de insuficiencia del primer radio*. En: Núñez-Samper M, Llanos LF. *Biomecánica Medicina y Cirugía del Pie*. (2ª Ed.). Barcelona, España: Masson.

254. **Viladot, A. (1993).** *Recent advances in forefoot surgery.* (1ªEd.). Barcelona, España: Masson.
255. **Viladot, A. (2007).** *Concepto histórico del pie.* En: M. Núñez-Samper, y L.F. Llanos. Biomecánica, Medicina y Cirugía del Pie. (2ª Ed.). Barcelona, España: Masson.3-7.
256. **Vinyes, F. (2000).** *La respuesta en los pies.* Barcelona, España: RBA libros SA.
257. **Voloshin, A., & Wosk, J. (1981).** Influence of artificial shock absorbers on human gait. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 160, 52-56.
258. **Waldecker, U. (2002).** Metatarsalgia in hallux valgus deformity: a pedographic analysis. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 41(5), 300-308.
259. **Waldecker, U. (2001).** Planter fat pad atrophy: A cause of metatarsalgia?. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 40(1), 21-27.
260. **Waldecker, U., & Lehr, H.A. (2009).** There Histomorphological Evidence of Plantar Metatarsal Fat Pad Atrophy in Patients with Diabetes? *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 48(6), 648-652.
261. **Weijers, R.E., Walenkamp, G.H., van Mameren, H., & Kessels, A.G. (2003).** The relationship of the position of the metatarsal heads and peak plantar pressure. *Foot & Ankle International*, 24(4), 349-353.
262. **Whittle, M. (1999).** Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait & Posture*, 10(3), 264-275.
263. **Woodburn, J., & Helliwell, P.S. (1996).** Relation between heel position and the distribution of forefoot plantar pressures and skin callosities in rheumatoid arthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 55(11), 806-810.
264. **Woods, G. (1990).** *The ICI Polyurethane Book.* (2ªEd.). Nueva York, USA: John Wiley & Sons.
265. **Yung-Hui, L., & Wei-Hsien, H. (2005).** Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Applied Ergonomics*, 36(3), 355-362.
266. **Zheng, Y.P., Choi, Y.K., Wong, K., Chan, S., & Mak, A.F. (2000).** Biomechanical assessment of plantar foot tissue in diabetic patients using an ultrasound indentation system. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 26(3), 451-456.

Tesis Doctorales consultadas

- **Alvarez, J. (2011).** Influencia del legrado en la cicatrización tras fenolización segmentaria en el tratamiento quirúrgico de la onicocriptosis, Tesis doctoral, Departamento de Podología, Universidad de Sevilla.
- **Collado, S. (2002).** Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas. Influencia del transporte de cargas Tesis doctoral, Departamento de Medicina Física y de Rehabilitación. Hidrología Médica Madrid, Universidad Complutense de Madrid.
- **Reina, M. (2012).** Efecto de las ortesis plantares personalizadas para control de la pronación en la evolución del Hallux valgus leve y moderado en mujeres. Tesis doctoral, Departamento de Podología, Universidad de Sevilla.

11. Anexos



11. Anexos

11.1 Anexo I Protocolo de puntuación IPAQ

Puntuación continúa

Expresado como MET-min por semana: x minutos MET nivel de actividad / día x días a la semana.

VALOR DEL TEST:

1. Caminatas: 3'3 MET* x minutos de caminata x días por semana
2. Actividad Física Moderada: 4 MET* X minutos x días por semana
3. Actividad Física Vigorosa: 8 MET* X minutos x días por semana

Total = caminata + actividad física moderada + actividad física vigorosa

Criterios de clasificación

Actividad Física Moderada:

1. 3 o más días de actividad física vigorosa por lo menos 20 minutos por día.
2. 5 o más días de actividad física moderada y/o caminata al menos 30 minutos por día.
3. 5 o más días de cualquiera de las combinaciones de caminata, actividad física moderada o vigorosa logrando como mínimo un total de 600 MET.

Actividad Física Vigorosa:

1. Actividad Física Vigorosa por lo menos 3 días por semana logrando un total de al menos 1500 MET.
2. 7 días de cualquier combinación de caminata, con actividad física moderada y/o actividad física vigorosa, logrando un total de al menos 3000 MET.

Ejemplo de cálculo paciente 30 minutos de ejercicio en las tres parcelas estudiadas 5 días.

MET MET-minutes/week durante 30 min / día:

Caminando = 3,3 MET 3.3 x 30 x 5 = 495 MET

Intensidad Moderada = 4,0 MET 4.0 x 30 x 5 = 600 MET

Intensidad vigorosa = 8,0 MET 8.0 x 30 x 5 = 1200 MET

TOTAL = 2295 MET

11.2 Anexo II Glosario de abreviaturas

Pág.	Página
(P)	Presión
(F)	Fuerza
(S)	Superficie
N	Newton
N/m ²	Newton/metro cuadrado
cm ²	Centímetro cuadrado
mmHg	Milímetros de mercurio
CMT	Cabeza Metatarsal
kPa	Kilopascales
CMT	Cabeza metatarsal
AMT	Articulación metatarsofalángica
Ded	Dedos
m/min	metros/minutos
km/min	Kilómetros/minutos
km/h	Kilómetros/hora
IMC	Índice de masa corporal
AGP	Almohadilla grasa plantar
cm	Centímetros
HAV	Hallux valgus
PUR	Espuma de Poliuretano
EVA	Etil Vinil Acetato
VA	Vinil Acetato
SA	Shore A
mm	Milímetros
DAF	Descargas autoadaptables funcionales
KN	Kilonewton
km	Kilómetros
kg	Kilogramos

11.3 Anexo III Fichas técnicas

PRODUCTO	PORÓN
NOMBRE COMERCIAL	PORÓN SIN TEJIDO
REFERENCIA	11.208.20,22,23
COMPOSICIÓN	Plancha de Poliuretano microcelular y espumas.
PRESENTACIÓN	Grosor: 1.6, 3.2 y 4.7 mm. Color: marrón, azul, gris y amarillo.
ALMACENAR	Proteger de la luz solar directa.
APLICACIONES MÁS USUALES	Como elemento amortiguador y de absorción de impactos en deporte, gran actividad Elemento de descarga de altas presiones.
MODO DE EMPLEO	Elegir espesor. Recortar y pegar con cola de contacto.
CONTRAINDICACIONES	No se conoce ningún tipo de contraindicación en este producto.
OTRAS CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS	Termoformable: No Celdas: Abiertas Densidad: 270 +- 32 Kg/m ³

PRODUCTO	PORÓN
NOMBRE COMERCIAL	PORÓN CON TEJIDO
REFERENCIA	11.208.6,19,21,24
COMPOSICIÓN	Plancha de Poliuretano microcelular y espumas, forro superior de tejido Dri-Lex.
PRESENTACIÓN	Grosor: 1.6, 3.2, 5.2 y 6.2 mm. Color: azul, marrón y amarillo.
ALMACENAR	Proteger de la luz solar directa.
APLICACIONES MÁS USUALES	Como elemento amortiguador y de absorción de impactos en deporte, gran actividad... Elemento de descarga de altas presiones.
MODO DE EMPLEO	Elegir espesor. Recortar y pegar con cola de contacto.
CONTRAINDICACIONES	No se conoce ningún tipo de contraindicación en este producto.
OTRAS CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS	Termoformable: No Celdas: Cerrada Densidad: 470 +- 32 Kg/m ³

PRODUCTO	EVA
NOMBRE COMERCIAL	EVAGLOBE
REFERENCIA	11.190.1,2
COMPOSICIÓN	Ethyl Vynil Acetato
PRESENTACIÓN	Color: blanco Grosor: 5 y 10 mm Dimensiones: 100 x 100 cm
ALMACENAR	Proteger de la luz solar directa.
APLICACIONES MÁS USUALES	Base de plantillas.
MODO DE EMPLEO	Termoformable a 120° C
CONTRAINDICACIONES	No se conocen

OTRAS CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS	<p>Celda: cerrada Perforado: No Dureza: 45/55° Shore A Campo de tª constante: -10°C - +70°C Alargamiento a la rotura (%) UNE-53510 (Halterio 2): 165-175 Densidad (g/cm³) UNE-53526-70: 0.195-0.210 Abrasión (mm³) UNE-53527-91: 230-260 Tracción (N/ mm²) UNE-53510 (Halterio 2): 2.65-2.85 Resistencia al desgarro (N/mm) UNE-53516-83: 1.75-1.95</p>
PRODUCTO	LÁTEX
NOMBRE COMERCIAL	PLANCHA ESPUMA DE LÁTEX
REFERENCIA	11.136.1
COMPOSICION	Mezcla vulcanizada de látex sintético (SBR) y látex natural con cargas minerales y otros aditivos minoritarios como pigmentos, antioxidantes...
PRESENTACION	Plancha color naranja 75 x 75 cm Grosor 10 mm
ALMACENAR	Proteger de la luz solar directa.
APLICACIONES MAS USUALES	Descargas en plantillas y apoyos. Ideal para descargas, alzas, posteados...
CONTRAINDICACIONES	Contiene látex que puede causar reacciones alérgicas en algunas personas.
OTRAS CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS	<p>Termoformable: No Perforado: No Dureza 10° Shore A Peso total: 2500g/m² +/- 10% (GZ-001) Compresión set: <30% (GZ-004)</p>
PRODUCTO	LUNALASTIC
NOMBRE COMERCIAL	NORA LUNALASTIK
REFERENCIA	11.134.11
COMPOSICIÓN	Plancha de Etil Vinil Acetato (EVA)
PRESENTACIÓN	Grosor: 2 mm. Color: carne. Dimensiones: 850 x 610 mm
ALMACENAR	Proteger de la luz solar directa.
APLICACIONES MÁS USUALES	Confección de soportes plantares de todo tipo. Protección en ortesis como almohadillado interno.
MODO DE EMPLEO	Elegir el grosor adecuado, recortar, calentar y darle forma en molde. También se puede trabajar sin calor: cortar y pegar con cola de contacto.
OTRAS CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS	<p>Termoformable: 110° a 130° C Celdas: Cerradas Peso Específico: 0.23 g./cm³ Dureza: 25° Shore A</p>

PRODUCTO	LUNASOFT
NOMBRE COMERCIAL	NORA LUNASOFT SLW
REFERENCIA	11.133.13
COMPOSICIÓN	Plancha de Etil Vinil Acetato (EVA)
PRESENTACIÓN	Grosor: 3 mm. Color: carne. Dimensiones: 890 x 640 mm
ALMACENAR	Proteger de la luz solar directa.
APLICACIONES MÁS USUALES	Confección de soportes plantares de todo tipo. Protección en ortesis como almohadillado interno.
MODO DE EMPLEO	Elegir el grosor adecuado, recortar, calentar y darle forma en molde. También se puede trabajar sin calor: cortar y pegar con cola de contacto.
OTRAS CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS	Termoformable: 120° a 170° C Celdas: Cerradas Peso Específico: 0.20 g./cm ³ Dureza: 30° Shore A

PRODUCTO	LUNASOFT
NOMBRE COMERCIAL	NORA LUNASOFT SL
REFERENCIA	11.133.11
COMPOSICIÓN	Plancha de Etil Vinil Acetato (EVA)
PRESENTACIÓN	Grosor: 3 mm. Color: carne. Dimensiones: 890 x 640 mm
ALMACENAR	Proteger de la luz solar directa.
APLICACIONES MÁS USUALES	Confección de soportes plantares de todo tipo. Protección en ortesis como almohadillado interno. Material para cuñas y posteados en la confección de plantillas
MODO DE EMPLEO	Elegir el grosor adecuado, recortar, calentar y darle forma en molde. También se puede trabajar sin calor: cortar y pegar con cola de contacto.
OTRAS CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS	Termoformable: 110° a 130° C Celdas: Cerradas Peso Específico: 0.20 g./cm ³ Dureza: 40° Shore A

PRODUCTO	MATERIAL TERMOFORMABLE
NOMBRE COMERCIAL	HERBILIEGERE H
REFERENCIA	11.110.14-16
COMPOSICIÓN	Copolímero de EVA transformado por compresión.
PRESENTACION	Color: Corcho Grosor: 6, 4 o 8 mm Dimensiones: 155 x 94 cm
ALMACENAR	Proteger de la luz solar directa.
APLICACIONES MAS USUALES	Material para posteo y base en la confección de plantillas.

MODO DE EMPLEO	La temperatura de trabajo está entre 110°C y 130°C. Se puede moldear en vacío. No es autosoldable pero puede combinarse con otros materiales parecidos de polietileno.
CONTRAINDICACIONES	No se conocen
OTRAS CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS	Peso específico: 0,22 g/cm ³ Dureza: 50° Shore A

ENSAYO	MÉTODO	RESULTADO	UNIDAD DE MEDIDA
DENSIDAD	UNE - 53526	mín 0.22	g/cm ³
DUREZA	UNE – EN ISO 868	50 ± 5	°Sh A
ABRASIÓN	UNE - 53527 (5 N)	máx 350	Pérdida en mm ³
COMPRESIÓN SET	72h. , 23 °C, al 50%	30 ± 5	% deformación
ENCOGIMIENTO*	PFI 4h / 70°C	máx 3.5	%
FLEXIÓN*	DIN -53522	0 30	% aumento Kciclos
RESISTENCIA AL DESGARRO	UNE – 53516 método A	mín 1.6	N/mm
ALARGAMIENTO A LA ROTURA	UNE -53510 halterio 2	Mín 100	%
RESISTENCIA A LA TRACCIÓN	UNE – 53510 halterio 2	Mín 1.6	MPa

PRODUCTO	EVA
NOMBRE COMERCIAL	HERBIFORM MULTIAIR
REFERENCIA	11.109.33
COMPOSICION	Ethyl Vynil Acetato
PRESENTACION	Color: blanco y negro Grosor: 2 mm Dimensiones: 105 x 90 cm
ALMACENAR	Proteger de la luz solar directa.
APLICACIONES MAS USUALES	Forrado de plantillas Standard.

MODO DE EMPLEO	La temperatura de trabajo está entre 110°C y 130°C. Se puede moldear en vacío. No es autosoldable pero puede combinarse con otros materiales parecidos de polietileno.
CONTRAINDICACIONES	No se conocen
OTRAS CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS	Peso específico: 0,16 g/cm ³ Dureza: 40° Shore A

***Ensayos realizados sobre muestra de 10 mm de espesor**

PRODUCTO	ESPUMA POLIETILENO
NOMBRE COMERCIAL	HERBALFOAM
REFERENCIA	11.107
COMPOSICIÓN	Plancha de polietileno reticulado.
PRESENTACIÓN	Grosor: 2, 3 y 5 mm Normal 5 y 10 mm Duro Color: marrón
ALMACENAR	Proteger de la luz solar directa.
APLICACIONES MÁS USUALES	Plancha recortable para la confección de soportes plantares. Ligeros, resistentes, adaptables. Útil para deportistas (autoadaptables). Complemento en toda clase de prótesis, directamente o forrado.
MODO DE EMPLEO	Se recorta fácilmente con tijera, excepto la densidad dura, la cual puede cortarse con una cuchilla o cúter. Pulido y biselado: puede utilizarse cualquier tipo de pulidora, empleando piedra, papel de lija, fresa... No precisa forrado, no obstante puede emplearse el mismo Herbalfoam más delgado, piel o sucedáneos. Pega con cola de contacto.
CONTRAINDICACIONES	No se conoce ningún tipo de contraindicación en este producto.
OTRAS CARACTERÍSTICAS ESPECÍFICAS	Termoformable: 70 a 150°C Dureza shore NORMAL: des-13 Shore A, DIN 53505 Dureza shore DURO: 24 Shore A, DIN 53505

HERBAL FOAM DURO MARRÓN

CARACTERÍSTICAS	ESPECIFICACIÓN	UNIDAD	NORMA
Densidad	100 ±15	kg/m ³	ISO 845
Tracción a la rotura:			
Longitudinal	1,13	Mpa	ISO 1798
Transversal	0,98	MPA	ISO 1798
Alargamiento a la rotura			
Longitudinal	175	%	ISO 1798
Transversal	185	%	ISO 1798
Resistencia a la compresión:			
10%	130	kPa	ISO 3386/1
25%	177	kPa	ISO 3386/1
50%	302	kPa	ISO 3386/1
Deformación remanente a la compresión (22h, 25%, 23°C)			
30 min	6,5	%	ISO 1856
24 Horas	3,6	%	ISO 1856
Factor de permeabilidad al vapor de agua			
	3075		UNE 12086
Absorción de agua tras 28 días			
	0,345	%	UNE 12087
Dureza Shore			
	des-13	Shore A	DIN 53505

PORON® Performance Urethanes Typical Physical Properties

PROPERTY	TEST METHOD	PRODUCT				
		PORON Plus Cushioning (S-Soft)		PORON Performance Shock Absorbing (F-Firm)		
Formulation						
Specific Gravity		0.24	0.32	0.24	0.27	0.32
Tolerance, %		± 10				
Standard Thickness		See Product Availability				
Tolerance, %		± 10				
Standard Color		0 – Butterscotch				
Compression Set, % max.	ASTM D3574 Test D @ 158°F (70°C)	< 10				
Compression Force Deflection, psi, (kPa)	0.2"/min. Strain Rate Force Measured @ 25% Deflection	4 – 8 (27-55)	6 – 14 (41- 97)	6 – 16 (41-111)	6 – 20 (41-138)	8 – 24 (55-380)
Dimensional Stability, % max change	22 hrs. @ 176°F (80°C) in a forced-air oven	± 2.5				
Hardness, Durometer	Shore "0"	12	17	18	20	24
Resilience, Shore Instrument Resilometer, avg (Ball Rebound Tester)	ASTM D 2632-96, Vertical Rebound	24	25	14	15	16
Tear Strength, pi, min. (kN/m)	ASTM D624 Die C	3 (0.5)	5 (0.9)	7 (1.2)	8 (2.7)	9 (3.1)
Tensile Elongation, % min.	ASTM D3574 Test E	100	100	80	90	90
Tensile Strength, psi, min. (kPa)	ASTM D3574 Test E	40 (276)	75 (518)	70 (484)	95 (656)	115 (795)
Skin Contact	Schwartz and Peck Human Patch Test	No evidence of Erythema or Edema				
Staining	ASTM D925-88	No Stain				
Chemical Resistance		PORON urethanes are unaffected by mild organic acids and bases. It shows modest swelling with oils and greases and other linear hydrocarbons. Strongly polar solvents will greatly swell PORON urethane. In most cases, physical properties recover to a great extent as the solvents evaporate.				
Additional Solvent Resistance	Soap and Water 50:50	No tackiness or surface deterioration				

The above data represents typical values. It is not intended to and does not create any warranties, express or implied, including any warranty of merchantability or fitness for a particular purpose. The user should determine the suitability of

Notes:

1. All metric conversions are approximate.

