

**UNIVERSIDAD COMPLUTENSE DE MADRID**  
FACULTAD DE ENFERMERÍA, FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA  
DEPARTAMENTO DE ENFERMERÍA



**TESIS DOCTORAL**

**Estudio comparativo del comportamiento mecánico de tres polímeros celulares:  
caucho Eva, polietileno y poliuretano empleados en la fabricación de ortesis plantares a medida**

**MEMORIA PARA OPTAR AL GRADO DE DOCTOR**

**PRESENTADA POR**

**Jesús Expósito Cañamero**

Directores

Ricardo Becerro de Bengoa Vallejo  
Miguel Fuentes Rodríguez  
Marta Elena Losa Iglesias

**Madrid, 2014**



UNIVERSIDAD  
**COMPLUTENSE**  
MADRID

**FACULTAD DE ENFERMERÍA,  
FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA**

**Departamento de Enfermería**

**TESIS DOCTORAL**

**Estudio comparativo del comportamiento  
mecánico de tres polímeros celulares:  
caucho Eva, polietileno y poliuretano empleados  
en la fabricación de ortesis plantares a medida**

Memoria para optar al Grado de Doctor, presentada por

**Jesús Expósito Cañamero**

Bajo la dirección de los Doctores:

Ricardo Becerro de Bengoa Vallejo  
Miguel Fuentes Rodriguez  
Marta Elena Losa Iglesias

Madrid, 2013



A Conchita, Marta, Álvaro y Óscar

*¡ Todos caminamos hacia alguna parte !*

*... con los pies*

*... con la mente*

*... ó con el alma*

*In memoriam Marta*

(J.E.C.2000)



## **Agradecimientos**

Mi más sincero agradecimiento a todos mis queridos y admirados profesores, todos y cada uno de ellos colaboraron en mi formación y pasión por el estudio y el conocimiento.

Al Dr. D. Álvaro Zugaza Bilbao, Director Científico de Antibióticos S.A. con el que tuve el honor de trabajar diez años en el Departamento de Bioquímica y de Espectrofotometría, cuando empezaba mis estudios de Ciencias Químicas.

A mis tres directores de Tesis: Dr. D. Ricardo Becerro de Bengoa Vallejo, Dr. D. Miguel Fuentes Rodríguez y la Dra. Dña. Marta Elena Losa Iglesias. Por todas las horas que me han dedicado, con sus orientaciones, correcciones y ánimos. Y por la fe que han puesto en mi persona y en mi trabajo.

A mis colaboradores en el Laboratorio de la Empresa Técnicas Ortopédicas ALMAR S.L., y en su nombre a mis hijos Álvaro y Óscar que me han ayudado en áreas de informática, manejo de la Técnica CAD-CAM para la lectura de muestras y en todos los ensayos de laboratorio que hemos realizado juntos.

Mi reconocimiento y gratitud al equipo médico del Hospital Gregorio Marañón de Madrid. Los Dres Cristina López, Mariví Villalba, Fernando Pedraza, Santiago Osorio, Javier López Longo; entre un amplio número de profesionales, que gracias a ellos tanto en el aspecto científico, como para mí más importante por su calidad humana cuidando mi salud, han colaborado para que este trabajo haya podido ser una realidad.

A mis padres, hermanos, hijos, nietos y amigos.



# Índice

<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	<b>1</b>
<b>1.1. Planteamiento</b>	<b>3</b>
<b>1.2. Patologías del aparato locomotor tratadas habitualmente con ortesis plantares</b>	<b>4</b>
1.2.1. Materiales que se emplean en la fabricación de ortesis plantares	6
1.2.1.1. Criterios de elección de los materiales empleados en la fabricación de ortesis plantares	10
1.2.1.2. Estudios de laboratorio realizados con materiales que se emplean en la fabricación de ortesis plantares	15
1.2.1.3. Fuerzas que actúan en el pie	21
1.2.1.4. Tratamientos mediante ortesis plantares para descarga de presiones	24
1.2.2. Características de las lesiones deportivas	27
1.2.2.1. Ortesis plantares empleadas en el tratamiento de lesiones en el deporte	32
1.2.2.2. Incidencia de los terrenos en las patologías deportivas	34
1.2.2.3. Influencia del calzado deportivo en la biomecánica del deporte	36
<b>1.3. Los polímeros</b>	<b>38</b>
1.3.1. Grado de Polimerización y Peso molecular de un Polímero	41
1.3.2. Clasificación de los polímeros	43
1.3.2.1. Clasificación según su comportamiento térmico y mecánico	43
1.3.2.2. Clasificación de los polímeros según su cadena molecular	45
<b>1.4. Características generales de los polímeros</b>	<b>48</b>
1.4.1. Resiliencia de los Polímeros	49
1.4.2. Histéresis de los Polímeros	52

1.4.3. Polímeros de celda abierta y celda cerrada	55
1.4.4. Comportamiento mecánico de los polímeros	60
1.4.5. Comportamiento esfuerzo-deformación de los polímeros	61
1.4.6. Isotropía y anisotropía de los polímeros	64
<b>1.5. Fatiga de los materiales</b>	<b>65</b>
1.5.1. Mecanismo de fallo por fatiga de los polímeros	67
1.5.2. Consideraciones energéticas del comportamiento en fatiga	70
1.5.3. Fatiga por fallo mecánico	72
1.5.4. Ensayos de fatiga	73
1.5.5. Esfuerzos cíclicos	75
1.5.6. Ensayo de Termofluencia	76
1.5.7. Tensiones de cizalla. Fatiga por tensiones de cizalla	79
<b>1.6. Características físicas, químicas y mecánicas del Caucho EVA</b>	<b>83</b>
1.6.1. Aplicaciones de los copolímeros EVA	88
1.6.2. Espumado del caucho EVA (polietilenvinilacetato)	90
1.6.3. Variación de algunas propiedades del caucho EVA dependiendo de la proporción de acetato de vinilo, (VA)	91
<b>1.7. Características físicas, químicas y mecánicas del polietileno</b>	<b>92</b>
1.7.1. Procesos de fabricación del polietileno (PE)	94
1.7.2. Estructura y morfología del Polietileno (PE)	94
1.7.3. Propiedades Mecánicas y Térmicas del Polietileno (PE)	95
<b>1.8. Características físicas, químicas y mecánicas del poliuretano</b>	<b>97</b>
1.8.1. Obtención de espumas de poliuretanos	98
1.8.2. Elastómeros de poliuretano	100

<b>2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS</b>	<b>103</b>
2.1. Hipótesis	105
2.2. Objetivo general	105
2.3. Objetivos específicos	106
<b>3. MATERIAL Y MÉTODOS</b>	<b>107</b>
<b>3.1. Metodología</b>	<b>109</b>
<b>3.2. Materiales</b>	<b>109</b>
3.2.1. Condiciones de muestreo	112
<b>3.3. Ensayos para determinar las características mecánicas de los materiales</b>	<b>113</b>
3.3.1. Densidad	115
3.3.1.1. Dimensiones de las probetas para el ensayo de densidad	118
3.3.1.2. Técnica para medir la densidad	118
3.3.2. Dureza	118
3.3.2.1. Dimensiones de las probetas para el ensayo de dureza	119
3.3.2.2. Técnica para medir la dureza	120
3.3.3. Resiliencia	120
3.3.3.1. Dimensiones de las probetas para el ensayo de resiliencia	120
3.3.3.2. Procedimiento para medir la resiliencia	121
3.3.4. Histéresis	123
3.3.4.1. Dimensiones de las probetas para el ensayo de histéresis	123
3.3.4.2. Procedimiento para medir la histéresis	124
3.3.5. Compresión-set	125
3.3.5.1. Dimensiones de las probetas para el ensayo de compresión-set	126
3.3.5.2. Técnica para determinar la compresión-set	126

3.3.6. Módulo de compresión_____	128
3.3.6.1. Dimensiones de las probetas para el ensayo de compresión_____	128
3.3.6.2. Procedimiento para medir el módulo de compresión_____	129
<b>3.4. Estrés mecánico producido en un simulador de la marcha_____</b>	<b>133</b>
3.4.1. Dimensiones de las probetas para el ensayo de estrés mecánico_____	133
3.4.2. Procedimiento para medir el estrés mecánico de los materiales_____	135
<b>3.5. Análisis estadístico_____</b>	<b>141</b>
3.5.1. Prueba de Kolmogorov-Smirnov_____	141
3.5.2. Prueba t-Student_____	142
3.5.3. Análisis de fiabilidad_____	143
3.5.4. SEM (Error estándar de medida)_____	144
<b>4. RESULTADOS_____</b>	<b>147</b>
<b>4.1. Resultado de la medición de la densidad en los siete materiales estudiados, antes y después de realizar los ciclos de estrés a compresión_____</b>	<b>149</b>
4.1.1. Densidad de EVA-20 de 5 mm, antes y después de estrés_____	149
4.1.2. Densidad de EVA-35 de 5 mm, antes y después de estrés_____	150
4.1.3. Densidad de EVA-45 de 5 mm, antes y después de estrés_____	151
4.1.4. Densidad de Plastazote de 5 mm, antes y después de estrés_____	152
4.1.5. Densidad de Pelite de 5 mm, antes y después de estrés_____	154
4.1.6. Densidad de Poron-8 de 5 mm, antes y después de estrés_____	155
4.1.7. Densidad de Poron-15 de 5 mm, antes y después de estrés_____	156
4.1.8. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov –densidad _____	157
4.1.8.1. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov antepié _____	158
4.1.8.2. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov mediopié _____	159
4.1.8.3. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov retropié _____	160

4.1.9. Análisis de fiabilidad de la densidad de todos los materiales	161
4.1.9.1. Análisis de fiabilidad de la densidad pre-estrés	161
4.1.9.2. Análisis de fiabilidad de la densidad post-estrés en Antepié	161
4.1.9.3. Análisis de fiabilidad de la densidad post-estrés en Mediopié	162
4.1.9.4. Análisis de fiabilidad de la densidad post-estrés en Retropié	162
4.1.10.1. Prueba T diferencias con EVA 20 para la densidad	163
4.1.10.2. Prueba T diferencias con EVA 35 para la densidad	164
4.1.10.3. Prueba T diferencias con EVA 45 para la densidad	165
4.1.10.4. Prueba T diferencias con Plastazote para la densidad	167
4.1.10.5. Prueba T diferencias con Pelite para la densidad	168
4.1.10.6. Prueba T diferencias con Poron-8 para la densidad	169
4.1.10.7. Prueba T diferencias con Poron-15 para la densidad	170
<b>4.2. Resultado de la medición de la dureza en los siete materiales estudiados, antes y después de realizar los ciclos de estrés a compresión</b>	<b>172</b>
4.2.1. Dureza de EVA20	172
4.2.2. Dureza de EVA35	173
4.2.3. Dureza de EVA45	174
4.2.4. Dureza de Plastazote	175
4.2.5. Dureza de Pelite	177
4.2.6. Dureza de Poron-8	178
4.2.7. Dureza de Poron-15	179
4.2.8. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov -dureza	180
4.2.8.1. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov antepié	181
4.2.8.2. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov mediopié	182
4.2.8.3. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov retropié	183
4.2.9. Análisis de fiabilidad de la dureza de todos los materiales	184
4.2.9.1. Análisis de fiabilidad de la dureza Pre-estrés	184
4.2.9.2. Análisis de fiabilidad de la dureza en Antepié	184
4.2.9.3. Análisis de fiabilidad de la dureza en Mediopié	185

4.2.9.4. Análisis de fiabilidad de la dureza en Retropié_____	185
4.2.10.1. Prueba T diferencias con EVA 20 para la dureza _____	185
4.2.10.2. Prueba T diferencias con EVA 35 para la dureza_____	187
4.2.10.3. Prueba T diferencias con EVA 45 para la dureza_____	188
4.2.10.4. Prueba T diferencias con Plastazote para la dureza _____	189
4.2.10.5. Prueba T diferencias con Pelite para la dureza_____	190
4.2.10.6. Prueba T diferencias con Poron-8 para la dureza_____	192
4.2.10.7. Prueba T diferencias con Poron-15 para la dureza_____	193
<b>4.3. Resultado de la medición de la resiliencia de los siete materiales estudiados antes y después de realizar los ciclos de estrés a compresión_____</b>	<b>194</b>
4.3.1. Resiliencia de EVA-20_____	195
4.3.2. Resiliencia de EVA-35_____	196
4.3.3. Resiliencia de EVA-45_____	197
4.3.4. Resiliencia de Plastazote_____	198
4.3.5. Resiliencia de Pelite_____	199
4.3.6. Resiliencia de Poron-8_____	200
4.3.7. Resiliencia de Poron-15_____	201
4.3.8. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov de resiliencia_____	202
4.3.8.1. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov antepié_____	203
4.3.8.2. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov mediopie_____	204
4.3.8.3. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov retropié_____	205
4.3.9. Análisis de fiabilidad de la resiliencia de todos los materiales _____	206
4.3.9.1. Análisis de fiabilidad de la resiliencia Pre-estrés_____	206
4.3.9.2. Análisis de fiabilidad de la resiliencia Post-estrés Antepié_____	206
4.3.9.3. Análisis de fiabilidad de la resiliencia Post-estrés Mediopie_____	207
4.3.9.4. Análisis de fiabilidad de la resiliencia Post-estrés Retropié_____	207
4.3.10.1. Prueba T EVA 20 para la medición de la resiliencia _____	207
4.3.10.2. Prueba T EVA 35 para la medición de la resiliencia _____	209
4.3.10.3. Prueba T EVA 45 para la medición de la resiliencia _____	210
4.3.10.4. Prueba T Plastazote para la medición de la resiliencia _____	211
4.3.10.5. Prueba T Pelite para la medición de la resiliencia _____	213

4.3.10.6. Prueba T Poron-8 para la medición de la resiliencia _____	214
4.3.10.7. Prueba T Poron-15 para la medición de la resiliencia _____	215

#### **4.4. Resultado de la medida de la histéresis en los siete materiales**

##### **estudiados, antes y después de realizar los ciclos**

##### **de estrés a compresión \_\_\_\_\_ 217**

4.4.1. Histéresis de EVA20 _____	217
4.4.2. Histéresis de EVA35 _____	219
4.4.3. Histéresis de EVA45 _____	220
4.4.4. Histéresis de Plastazote _____	222
4.4.5. Histéresis de Pelite _____	224
4.4.6. Histéresis de Poron-8 _____	225
4.4.7. Histéresis de Poron-15 _____	227
4.4.8. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov histeresis _____	229
4.4.8.1. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov antepié _____	230
4.4.8.2. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov mediopie _____	232
4.4.8.3. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov retropié _____	233
4.4.9. Análisis de fiabilidad de la histéresis de todos los materiales _____	234
4.4.9.1. Análisis de fiabilidad de la Histéresis Pre-estrés _____	234
4.4.9.2. Análisis de fiabilidad de Histéresis Post-estrés Antepié _____	234
4.4.9.3. Análisis de fiabilidad de Histéresis Post-estrés Mediopie _____	235
4.4.9.4. Análisis de fiabilidad de Histéresis Post-estrés Retropié _____	235
4.4.10.1. Prueba T EVA 20 para la medición de la histéresis _____	236
4.4.10.2. Prueba T EVA 35 para la medición de la histéresis _____	237
4.4.10.3. Prueba T EVA 45 para la medición de la histéresis _____	238
4.4.10.4. Prueba T Plastazote para la medición de la histeresis _____	240
4.4.10.5. Prueba T Pelite para la medición de la histeresis _____	241
4.4.10.6. Prueba T Poron-8 para la medición de la histeresis _____	242
4.4.10.7. Prueba T Poron-15 para la medición de la histeresis _____	244

<b>4.5. Resultado de la medición de la Compresión-set en los siete materiales estudiados, antes de realizar los ciclos de estrés a compresión</b>	<b>246</b>
4.5.1. Resultado de la medición de la compresión-set en los tres materiales de caucho-EVA	247
4.5.2. Resultado de la medición de la compresión-set en los dos materiales de polietileno	249
4.5.3. Resultado de la medición de la compresión-set en los dos materiales de poliuretano	251
<b>4.6. Resultado de la medición del módulo de compresión en los siete materiales estudiados, antes de realizar los ciclos de estrés a compresión</b>	<b>253</b>
4.6.1. Resultado de la medición del módulo de compresión al 50% en los tres materiales de caucho EVA	254
4.6.2. Resultado de la medición del módulo de compresión al 50% en los dos materiales de polietileno	256
4.6.3. Resultado de la medición del módulo de compresión al 50% en los dos materiales de poliuretano	258
<b>4.7. Resultado de los ensayos de estrés mecánico en compresión en: antepié, mediopié y retropié</b>	<b>260</b>
4.7.1.1. Ensayo de estrés en compresión de EVA-20 en antepié	260
4.7.1.2. Ensayo de estrés en compresión de EVA-35 en antepié	262
4.7.1.3. Ensayo de estrés en compresión de EVA-45° en antepié	264
4.7.1.4. Ensayo de estrés en compresión de Plastazote en antepié	265
4.7.1.5. Ensayo de estrés en compresión de Pelite en antepié	266
4.7.1.6. Ensayo de estrés en compresión de Poron 8 en antepié	268
4.7.1.7. Ensayo de estrés en compresión de Poron 15 en antepié	269
4.7.2. Resultado de los ensayos de estrés mecánico en mediopié	271
4.7.2.1. Ensayo de estrés en compresión de EVA-20 en mediopie	271
4.7.2.2. Ensayo de estrés en compresión de EVA-35 en mediopié	272

4.7.2.3. Ensayo de estrés en compresión de EVA-45° en mediopié_____	274
4.7.2.4. Ensayo de estrés en compresión de Plastazote en mediopié_____	275
4.7.2.5. Ensayo de estrés en compresión de Pelite en mediopié_____	276
4.7.2.6. Ensayo de estrés en compresión de Poron 8 en mediopié_____	278
4.7.2.7. Ensayo de estrés en compresión de Poron 15 en mediopié_____	280
4.7.3. Resultado de los ensayos de estrés mecánico en compresión en el retropié_____	281
4.7.3.1. Ensayo de estrés en compresión de EVA20 en retropié_____	281
4.7.3.2. Ensayo de estrés en compresión de EVA-35 en retropié_____	283
4.7.3.3. Ensayo de estrés en compresión de EVA-45° en retropié_____	284
4.7.3.4. Ensayo de estrés en compresión de Plastazote en retropié_____	286
4.7.3.5. Ensayo de estrés en compresión de Pelite en retropié_____	287
4.7.3.6. Ensayo de estrés en compresión de Poron 8 en retropié_____	288
4.7.3.7. Ensayo de estrés en compresión de Poron 15 en retropié_____	290
4.7.4. Prueba de Kolmogorov-Smirnov Cuando se han sometido los materiales de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión _____	292
4.7.4.1. Kolmogorov-Smirnov para el antepié _____	292
4.7.4.2. Kolmogorov-Smirnov para el mediopié_____	294
4.7.4.3. Kolmogorov-Smirnov para el retropié_____	295
4.7.5. Análisis de Fiabilidad en la medición de los espesores en antepié, mediopié y retropié_____	296
4.7.5.1. Fiabilidad en la medición de los espesores en antepié_____	296
4.7.5.2. Fiabilidad en la medición de los espesores en mediopié_____	298
4.7.5.3. Fiabilidad en la medición de los espesores en retropié_____	299
4.7.6. Prueba T, de los resultados obtenidos en la pérdida de espesor en los materiales de ortopedia estudiados por ciclos de compresión en antepié, mediopié y retropié _____	300
4.7.6.1. Prueba T, pérdida de espesor zona del antepié_____	300
4.7.6.2. Prueba T, pérdida de espesor zona del mediopié _____	307
4.7.6.3. Prueba T, pérdida de espesor zona del retropié _____	314

<b>5. DISCUSIÓN</b>	<b>323</b>
<b>5.1. Análisis de los resultados obtenidos cuando se midió la densidad de los siete materiales estudiados, antes y después de someterlos al ensayo de estrés mecánico en el laboratorio</b>	<b>325</b>
5.1.1. Densidad del material EVA-20° Shore A	325
5.1.2. Densidad del material EVA-35° Shore A	326
5.1.3. Densidad del material EVA-45° Shore A	326
5.1.4. Densidad del material Plastazote	326
5.1.5. Densidad del material Pelite	328
5.1.6. Densidad del material Poron-8	328
5.1.7. Densidad del material Poron-15	329
<b>5.2. Análisis de los resultados obtenidos cuando se midió la dureza de los siete materiales estudiados, antes y después de someterlos al ensayo de estrés mecánico en el laboratorio</b>	<b>330</b>
5.2.1. Dureza del material EVA-20° Shore A	330
5.2.2. Dureza del material EVA-35° Shore A	330
5.2.3. Dureza del material EVA-45° Shore A	332
5.2.4. Dureza del material Plastazote	333
5.2.5. Dureza del material Pelite	336
5.2.6. Dureza del material Poron-8	336
5.2.7. Dureza del material Poron-15	338
<b>5.3. Análisis de los resultados obtenidos cuando se midió la resiliencia de los siete materiales estudiados, antes y después de someterlos al ensayo de estrés mecánico en el laboratorio</b>	<b>340</b>
5.3.1. Resiliencia del material EVA-20° Shore A	340
5.3.2. Resiliencia del material EVA-35° Shore A	342
5.3.3. Resiliencia del material EVA-45° Shore A	343
5.3.4. Resiliencia del material PLASTAZOTE	344
5.3.5. Resiliencia del material PELITE	345

5.3.6. Resiliencia del material PORON-8_____	345
5.3.7. Resiliencia del material PORON-15_____	436
<b>5.4. Análisis de los resultados obtenidos cuando se midió la histéresis de los siete materiales estudiados, antes y después de someterlos al ensayo de estrés mecánico en el laboratorio_____</b>	<b>346</b>
5.4.1. Histéresis del material EVA-20° Shore A_____	346
5.4.2. Histeresis del material EVA-35° Shore A_____	347
5.4.3. Histeresis del material EVA-45° Shore A_____	348
5.4.4. Histeresis del material Plastazote_____	348
5.4.5. Histeresis del material Pelite_____	349
5.4.6. Histeresis del material Poron-8_____	350
5.4.7. Histeresis del material Poron-15_____	351
<b>5.5. Análisis de los resultados obtenidos cuando se midió la compresión-set de los siete materiales estudiados_____</b>	<b>352</b>
5.5.1. Compresión-set de los tres cauchos: EVA-20, EVA-35 y EVA-45° Shore A_____	353
5.5.2. Compresión-set de los materiales Plastazote y Pelite_____	354
5.5.3. Compresión-set de los materiales Poron-8 y Poron-15_____	355
<b>5.6. Análisis de los resultados obtenidos cuando se midieron los valores del módulo de compresión al 50% de los siete materiales estudiados_____</b>	<b>357</b>
5.6.1. Módulo de compresión al 50% de los tres cauchos: EVA-20, EVA-35 y EVA-45° Shore A_____	359
5.6.2. Módulo de compresión al 50% de los materiales Plastazote y Pelite_____	360
5.6.3. Módulo de compresión al 50% de los materiales Poron8 y Poron15_____	360
<b>5.7. Análisis de los resultados obtenidos cuando se realizó el ensayo de estrés mecánico a los siete materiales estudiados_____</b>	<b>361</b>
5.7.1. Prueba de Kolmogorov-Smirnov_____	362

XII	Índice
5.7.2. Análisis de Fiabilidad	<u>362</u>
5.7.3. Prueba t-Student	<u>363</u>
5.7.3.1. Datos obtenidos de los siete materiales en antepié cada 10.000 ciclos	<u>363</u>
5.7.3.2. Datos obtenidos de los siete materiales en mediopié cada 10.000 ciclos	<u>367</u>
5.7.3.3. Datos obtenidos de los siete materiales en retropié cada 10.000 ciclos	<u>369</u>
<b>5.8. Limitaciones de nuestro estudio</b>	<u>371</u>
<b>5.9. Futuras líneas de investigación</b>	<u>373</u>
<b>6. CONCLUSIONES</b>	<u>375</u>
<b>7. BIBLIOGRAFÍA</b>	<u>379</u>

## Listado de Figuras

### 1. Introducción

1.1. Curva tensión deformación (Coca Rebolledo,1990) _____	40
1.2. Distribución peso molecular (Horta, 2001) _____	42
1.3. Zonas cristalinas y amorfas de un polímero (Askeland,2001) _____	44
1.4. Cuatro tipos de cadenas de polímeros (Callister, 2009) _____	47
1.5. Curva tensión. Resiliencia (Sánchez, 2000) _____	49
1.6. Curva de histéresis (Druker,2010) _____	53
1.7. Fotografía material celda abierta (Almar, 2000) _____	55
1.8. Fotografía material celda cerrada (Almar,2000) _____	56
1.9. Comportamiento amorfo y cristalino (Callister, 2009) _____	59
1.10. Gráfico esfuerzo deformación (Ramirez,2009) _____	62
1.11. Cuatro gráficos de comportamiento de polímeros (Sánchez-Renamayor,2000) _____	64
1.12. Energía disipada y recuperable (Casado,2001) _____	71
1.13. Variación esfuerzo versus tiempo (Callister,2001) _____	76
1.14. Curva de fluencia (Callister, 2009) _____	77
1.15. Temperatura y tensión función del tiempo (Askeland, 2001) _____	78
1.16. Tres tipos de tensiones (Krevelen, 1975) _____	79
1.17. Esfuerzos de cizalla (Krevelen, 1975) _____	80
1.18. Formulación de EVA (Sempere, 2002) _____	83
1.19. Dependencia cristalinidad con contenido VA (Repsol,1995) _____	84
1.20. Variación punto de fusión con % VA (Repsol, 1995) _____	85
1.21. Estructura química del polietileno (Michaelli, 1992) _____	97
1.22. Reaccion quimica del PU (Horta, 2001) _____	98
1.23. Isocianatos para fabricar PU (Carrasqueño, 2004) _____	99
1.24. Polioles para fabricar PU (Horta, 2001) _____	100

### 3. Material y Método

3.1. Plantilla termoconformada de EVA _____	112
3.2. Troqueladora ATOM _____	113
3.3. Micrómetro Baxlo para medir espesores de materiales _____	115
3.4. Densidad según distancia al centro de un bloque de polímero _____	116
3.5. Balanza Hildebraund para medir densidades _____	117
3.6. Probeta para ensayo de densidades _____	118
3.7. Durómetro Baxlo _____	119
3.8. Probeta para ensayo de dureza _____	120
3.9. Probeta ensayo de resiliencia _____	121
3.10. Resiliómetro Oncina _____	122
3.11. Probeta ensayo de histéresis _____	123
3.12. Gráfico de histéresis _____	124
3.13. Compresor-set Muver _____	125
3.14. Probeta ensayo compresión-set _____	126
3.15. Estufa de laboratorio Nahita _____	127
3.16. Probeta ensayo módulo de compresión _____	128
3.17. Dinamómetro Muver _____	130
3.18. Platos de compresión del dinamómetro _____	131
3.19. Gráfico de un ensayo de módulo de compresión _____	132
3.20. Palmilla para ensayo de estrés mecánico _____	134
3.21. Pie, palmilla y soporte _____	134
3.22. Pie mecánico _____	135
3.23. Cuadro de control del pie mecánico _____	136
3.24. Scanner láser _____	137
3.25. Pie mecánico apoyo de talón _____	138
3.26. Pie mecánico apoyo total _____	138
3.27. Pie mecánico despegue por antepié _____	139

**4. Resultados**

4.1. Densidad del material EVA 20 a 0 y 70.000 ciclos en compresión_____	150
4.2. Densidad del material EVA 35, a 0 y 80.000 ciclos en compresión_____	151
4.3. Densidad del material EVA 45, a 0 y 100.000 ciclos en compresión_____	152
4.4. Densidad del material Plastazote, a 0 y 30.000 ciclos en compresión_____	153
4.5. Densidad del material Pelite, a 0 y 60.000 ciclos en compresión_____	154
4.6. Densidad del material Poron-8, a 0 y 100.000 ciclos en compresión_____	155
4.7. Densidad del material Poron-15, a 0 y 100.000 ciclos en compresión_____	156
4.8. Dureza del material EVA 20, a 0 y 70.000 ciclos en compresión_____	173
4.9. Dureza del material EVA 35, a 0 y 80.000 ciclos en compresión_____	174
4.10. Dureza del material EVA 45, a 0 ciclos y 100.000 ciclos en compresión_____	175
4.11. Dureza del material Plastazote, a 0 ciclos y a 30.000 ciclos de compresión _____	176
4.12. Dureza del material Pelite, a 0 ciclos y a 60.000 ciclos de compresión _____	177
4.13. Dureza del material Poron-8, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión _____	178
4.14. Dureza del material Poron-15, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión _____	179
4.15. resiliencia del material EVA 20, a 0 ciclos y a 70.000 ciclos de compresión _____	195
4.16. resiliencia del material EVA 35, a 0 ciclos y a 80.000 ciclos de compresión _____	196
4.17. resiliencia del material EVA 45, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión_____	197
4.18. resiliencia del material Plastazote, a 0 ciclos y a 30.000 ciclos de compresión _____	198
4.19. resiliencia del material Pelite, a 0 ciclos y a 60.000 ciclos de compresión _____	199

4.20. resiliencia del material Poron-8, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión _____	200
4.21. Resiliencia del material Poron-15, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión _____	201
4.22. Histéresis del material EVA 20, a 0 ciclos y a 70.000 ciclos de compresión _____	218
4.23. Gráfico de Histeresis del material EVA20° _____	218
4.24. Histéresis del material EVA 35, a 0 ciclos y a 80.000 ciclos de compresión _____	219
4.25. Gráfico de Histeresis del material EVA35° _____	220
4.26. Histeresis del material EVA 45, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión _____	221
4.27. Gráfico de Histeresis del material EVA45° _____	222
4.28. Histeresis del material Plastazote, a 0 ciclos y a 30.000 ciclos de compresión _____	223
4.29. Gráfico de Histeresis del material Plastazote _____	223
4.30. Histeresis del material Pelite, a 0 ciclos y a 60.000 ciclos de compresión _____	224
4.31. Gráfico de Histeresis del material Pelite _____	225
4.32. Histeresis del material Poron-8, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión _____	226
4.33. Gráfico de Histeresis del material Poron-8 _____	227
4.34. Histeresis del material Poron-15, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión _____	228
4.35. Gráfico de Histeresis del material Poron-15 _____	229
4.36. Diferencia de la histéresis medida antes y después de estrés, de los siete materiales, en (%) _____	245
4.37. Diferencia de la histéresis medida antes y después de estrés, de los siete materiales, en (KJ/m <sup>3</sup> ) _____	246
4.38. Curvas de la compresión-set de los tres cauchos EVA, medida en (%) _____	249
4.39. Curvas de la compresión-set de los materiales Plastazote y Pelite,	

medida en (%) _____	<u>251</u>
4.40. Curvas de la compresión-set de los materiales Poron-8 y Poron-15, medida en (%) _____	<u>253</u>
4.41 Gráfico módulo de compresión del material EVA20° _____	<u>255</u>
4. 42. Gráfico módulo de compresión del material EVA-35 _____	<u>255</u>
4.43. Gráfico módulo de compresión del material EVA-45 _____	<u>256</u>
4.44. Gráfico módulo de compresión del material Plastazote _____	<u>257</u>
4.45. Gráfico módulo de compresión del material Pelite _____	<u>258</u>
4.46. Gráfico módulo de compresión del material Poron-8 _____	<u>259</u>
4.47. Gráfico módulo de compresión del material Poron-15 _____	<u>260</u>
4.48. Gráfico pérdida de espesor en mm, en antepié del material EVA 20° _____	<u>262</u>
4.49. Gráfico pérdida de espesor en mm, en antepié del material EVA 35° _____	<u>263</u>
4.50. Gráfico pérdida de espesor en mm, en antepié del material EVA 45° _____	<u>265</u>
4.51. Gráfico pérdida de espesor en mm, en antepié del material Plastazote _____	<u>266</u>
4.52. Gráfico pérdida de espesor en mm, en antepié del material Pelite _____	<u>267</u>
4.53. Gráfico pérdida de espesor en mm, en antepié del material Poron-8 _____	<u>269</u>
4.54. Gráfico pérdida de espesor en mm, en antepié del material Poron-15 _____	<u>270</u>
4.55. Gráfico pérdida de espesor en mm, en mediopie del material EVA-20° _____	<u>272</u>
4.56. Gráfico pérdida de espesor en mm, en mediopie del material EVA-35° _____	<u>273</u>
4.57. Gráfico pérdida de espesor en mm, en mediopie del material EVA-45° _____	<u>275</u>
4.58. Gráfico pérdida de espesor en mm, en mediopie del material Plastazote _____	<u>276</u>

4.59. Gráfico pérdida de espesor en mm, en mediopie del material	
Pelite _____	<u>278</u>
4.60. Gráfico pérdida de espesor en mm, en mediopie del material	
Poron-8 _____	<u>279</u>
4.61. Gráfico pérdida de espesor en mm, en mediopie del material	
Poron-15 _____	<u>281</u>
4.62. Gráfico pérdida de espesor en mm, en retropié del material	
EVA-20° _____	<u>282</u>
4.63. Gráfico pérdida de espesor en mm, en retropié del material	
EVA-35° _____	<u>284</u>
4.64. Gráfico pérdida de espesor en mm, en retropié del material	
EVA-45° _____	<u>285</u>
4.65. Gráfico pérdida de espesor en mm, en retropié del material	
Plastazote _____	<u>287</u>
4.66. Gráfico pérdida de espesor en mm, en retropié del material	
Pelite _____	<u>288</u>
4.67. Gráfico pérdida de espesor en mm, en retropié del material	
Poron-8 _____	<u>290</u>
4.68. Gráfico pérdida de espesor en mm, en retropié del material	
Poron-15 _____	<u>291</u>
4.69 Evolución de la pérdida de espesor en los siete materiales	
en antepié _____	<u>307</u>
4.70 Evolución de la pérdida de espesor en los siete materiales	
en mediopie _____	<u>314</u>
4.71 Evolución de la pérdida de espesor en los siete materiales en	
retropié _____	<u>321</u>

## **5. Discusión**

5.1. Estrés antepié 7 materiales medido en (%) _____	<u>327</u>
5.2. Dureza 7 materiales: antes y después de estrés. Variación en (%) _____	<u>327</u>

5.3. Densidad 7 materiales antes y después de estrés _____	331
5.4. Densidad 7 materiales (%) variación _____	333
5.5. Resiliencia 7 materiales a 20-15-10-7,5-5 y 2,5 mm de espesor (%) _____	341
5.6. Resiliencia 7 materiales a 20-15-10-7,5-5 y 2,5 mm de espesor en KJ/m <sup>3</sup> _____	342
5.7. Resiliencia 7 materiales en (%) _____	343
5.8. Resiliencia antes y después de estrés y su variación en (%) _____	344
5.9. Energía de histéresis antes y después 3 materiales EVA _____	348
5.10. Energía de histéresis antes y después Plastazote y Pelite _____	350
5.11. Energía de histéresis antes y después Poron-8 y Poron-15 _____	351
5.12. Histeresis antes y después y variación en (%) _____	352
5.13. Compresión set 7 materiales a 4 temperaturas disminución espesor en (%) _____	353
5.14. Módulo de compresión 50% medido en Newton _____	359
5.15. Módulo de compresión 50% medido en MPa _____	359
5.16. Estrés 7 materiales en antepié medido en (%) _____	368
5.17. Estrés 7 materiales en mediopíe medido en (%) _____	369
5.18. Estrés 7 materiales en retropié medido en (%) _____	371



## Resumen

### 1. INTRODUCCIÓN

El criterio para elegir los materiales empleados en el diseño y fabricación de ortesis plantares, que se emplean habitualmente, en el tratamiento de patologías frecuentes en el pie, como son: artrosis, artritis, fascitis plantares, tendinitis, metatarsalgias y úlceras diabéticas, no siempre se fundamenta en criterios científicos sino en la experiencia clínica.

El conocimiento de las propiedades físicas, químicas y mecánicas de los modernos materiales, puestos a disposición de los profesionales de ortopedia y ortopodología como: polímeros celulares, resinas, siliconas, poliuretanos y composites, es fundamental para conseguir un tratamiento ortésico de calidad para los pacientes. Siguiendo los criterios de la Ciencia y de la Ingeniería de los materiales se pueden elegir estos de acuerdo con las prestaciones de uso que se necesita para cada caso y para cada paciente.

Existen muy pocas referencias bibliográficas donde se exponga la relación entre las patologías o lesiones que sufren los pacientes en su miembro inferior y más concretamente en sus pies, relacionadas con unos criterios científicos de selección de los materiales necesarios para fabricar las ortesis plantares que se prescriben. (Birke 1999).

No está resuelta la cuestión de poder informar a los pacientes del tiempo que puede durar de forma activa una ortesis de miembro inferior. No se conocen ensayos de laboratorio donde informen objetivamente del comportamiento frente a estrés me-

cánico, para conocer la fatiga de los materiales y como consecuencia poder calcular el periodo de tiempo de vida útil de cada material.

Este trabajo pretende contribuir al avance en el conocimiento de las propiedades físicas y mecánicas de los materiales empleados en ortopedia y en ortopodología, así como de su comportamiento en fatiga mecánica; con el propósito de mejorar los tratamientos de las patologías del pie que son habitualmente tratadas con ortesis y prótesis.

En este capítulo se describen los tratamientos ortopédicos con ortesis plantares de las afecciones más frecuentes, dentro de la patología del aparato locomotor, con las citas de los autores de trabajos relevantes sobre el tema. Hemos dividido estas patologías del pie en dos grandes grupos atendiendo a la población que las suelen padecer. En el primer grupo se incluyen las patologías agudas y crónicas que pueden afectar a toda la población, pero que suelen tener más incidencia en la población adulta, como: artritis, artrosis, diabetes, pie neurológico, etc. En el segundo grupo nos referiremos a las lesiones o patologías que ocurren con la práctica del deporte: fascitis, tendinitis, talalgias, periostitis, etc.

Posteriormente se exponen las características físicas, químicas y mecánicas de los materiales utilizados en el estudio, así como sus propiedades específicas de descarga de presiones para llevar a cabo la investigación.

Para realizar el trabajo hemos consultado a varios autores que han relacionado el efecto producido al tratar ciertas patologías del pie con ortesis plantares, teniendo en consideración el tipo de materiales empleados en la fabricación de dichas ortesis.

Campbell (1984), defiende que, en determinadas patologías del pie: artritis, artrosis, metatarsalgias, talalgias; el uso de ortesis plantares de Plastazote, Poron y EVA, mejoraban significativamente la sintomatología dolorosa de los pacientes.

Whittle (1990), expuso que el pie es el primer receptor de impactos mecánicos de nuestro organismo cuando andamos, corremos o saltamos, y que habitualmente disipa esta energía de impacto para evitar efectos no deseados. Cuando el pie por cualquier circunstancia como puede ser una patología, traumatismo, etc, no puede disipar estas energías mecánicas de choque, es cuando debe de intervenir el profesional para prescribir y adaptar unas ortesis plantares, fabricadas con unos materiales de descarga que absorban parte de las energías mecánicas de choque, gracias a sus propiedades viscoelásticas.

Curryer (2000), llegó a la conclusión en un estudio que hizo con materiales empleados en la fabricación de ortesis plantares que tenían efectos beneficiosos para disminuir las presiones plantares en pacientes diabéticos.

O'Leary (2008), propuso para disminuir las lesiones por sobrecarga en el deporte, utilizar materiales tipo EVA y polietileno para fabricar las ortesis plantares, argumentando que actuaban como amortiguadores de las cargas mecánicas.

Los materiales que hemos elegido para nuestro estudio pertenecen a los polímeros celulares. En la familia de los cauchos EVA (Etil vinil acetato), hemos elegido tres materiales dependiendo de su dureza: EVA dureza 20° Shore A, EVA 35° Shore A, EVA 45° Shore A, los tres son de celda cerrada. En la familia de los polietilenos (PE), hemos elegido dos materiales: Plastazote y Pelite, ambos también de celda cerrada. Y en la familia de los poliuretanos, hemos elegido dos materiales: Poron-8 y Poron-15, los dos son de celda abierta. Estos materiales son utilizados y estudiados por un gran número de autores. Campbell, 1984; Brodsky, 2007; Camp-Fauli, 2008; Sariatmadari, 2012; Paton, 2007; Birke, 2008; Bus, 2004; Curryer, 2000; Leber, 1986; Pratt, 1986.

En un trabajo de Even-Tzur, (2006) referido a un estudio con caucho EVA empleado en la fabricación de mediasuelas para el calzado deportivo; este autor comprueba que la disminución de un 50% del espesor del material EVA midiendo

presiones en la zona de la talonera, suponía un aumento del valor del pico de presión de un 19%, lo cual podía aumentar el riesgo de padecer diversas afecciones y patologías del pie y en el caso de los deportistas, la aparición de lesiones inflamatorias como fascitis, tendinitis, periostitis.

Para la realización de nuestro trabajo, hemos propuesto la siguiente pregunta de investigación.

¿Cuál es la vida útil de los materiales de ortopedia que se emplean en la fabricación de las ortesis plantares?

## **2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS**

Para dar respuesta a esta pregunta de investigación hemos planteado la siguiente hipótesis de trabajo.

### **Hipótesis**

Las propiedades físicas y mecánicas de los materiales que se emplean para fabricar ortesis plantares de descarga de presiones en el pie como: densidad, dureza, histéresis y resiliencia, cambian de forma significativa al llegar al 50% de la pérdida de su espesor y por ello disminuyen sus capacidades para disipar energía mecánica de choque.

### **Objetivo General**

Como objetivo general nos hemos propuesto demostrar que la propiedad de absorber energías mecánicas de los siete materiales de ortopedia: (EVA dureza

20° Shore A, EVA 35° Shore A, EVA 45° Shore A, Plastazote, Pelite, Poron-8 y Poron-15), disminuye cuando estos materiales disminuyen el 50% de su espesor inicial.

## **Objetivos específicos**

Como objetivos específicos hemos planteado los siguientes:

1. Cuantificar el número de compresiones mecánicas que son necesarias para que los materiales que se emplean en la fabricación de ortesis plantares de descarga de presiones, como: EVA 20°, EVA 35°, EVA 45°, Plastazote, Pelite, Poron-8 y Poron-15, tengan una pérdida del 50% de su espesor inicial de 5 mm.
2. Cuantificar el cambio de las propiedades: densidad, dureza, histéresis y resiliencia del material EVA 20° Shore A, al disminuir un 50% en su espesor inicial.
3. Cuantificar el cambio de las propiedades: densidad, dureza, histéresis y resiliencia del material EVA 35° Shore A, al disminuir un 50% en su espesor inicial.
4. Cuantificar el cambio de las propiedades: densidad, dureza, histéresis y resiliencia del material EVA 45° Shore A, al disminuir un 50% en su espesor inicial.
5. Cuantificar el cambio de las propiedades: densidad, dureza, histéresis y resiliencia del material Plastazote, al disminuir un 50% en su espesor inicial.

6. Cuantificar el cambio de las propiedades: densidad, dureza, histéresis y resiliencia del material Pelite, al disminuir un 50% en su espesor inicial.
7. Cuantificar el cambio de las propiedades: densidad, dureza, histéresis y resiliencia del material Poron-8, al disminuir un 50% en su espesor inicial.
8. Cuantificar el cambio de las propiedades: densidad, dureza, histéresis y resiliencia del material Poron-15, al disminuir un 50% en su espesor inicial.

### **3. MATERIAL Y METODOS**

En este trabajo hemos empleado una metodología: descriptiva, longitudinal, experimental y analítica. Los materiales que hemos elegido para el estudio han sido tres familias de polímeros celulares empleados frecuentemente por los profesionales que emplean ortesis plantares a medida para el tratamiento de diversas patologías del pie.

Toda la parte experimental de este trabajo, se ha realizado en el Laboratorio de (I+D+i) de la Empresa Técnicas Ortopédicas AL-MAR S.L. en sus instalaciones de Arganda del Rey (Madrid).

Las tres familias de materiales que se eligieron fueron: caucho EVA, polietileno (PE) y poliuretano (PU). Los polímeros de polietileno elegidos así como los cauchos EVA son materiales de celda cerrada, sin embargo los materiales de poliuretano son de celda abierta.

Para nuestro estudio se eligieron dos materiales de polietileno (PE) de dos densidades distintas. Plastazote de densidad (0,042 g/cm<sup>3</sup>) y Pelite de densidad (0,140 g/

cm<sup>3</sup>), por ser dos productos empleados habitualmente en la fabricación de ortesis plantares.

También se eligieron dos densidades distintas de poliuretano (PU): Poron-8 (0,250 g/cm<sup>3</sup>) y Poron -15 (0,330 g/cm<sup>3</sup>). Estos dos materiales son empleados frecuentemente en la fabricación de ortesis plantares como materiales de descarga.

El caucho EVA se obtiene con una amplia variedad de durezas, desde los 15 hasta los 90° Shore A, la diferencia entre una fórmula y otra suelen ser de 5° Shore A. Se han elegido tres materiales de caucho EVA, de tres durezas distintas. (20°, 35° y 45° Shore A), densidad del EVA de 20° (0,180 g/cm<sup>3</sup>), densidad del EVA de 35° (0,170 g/cm<sup>3</sup>) y la densidad del EVA de 45° (0,150 g/cm<sup>3</sup>). Estos tres tipos de EVA quedan definidos dentro del rango de dureza de materiales blandos y semiduros. Estas durezas son las empleadas habitualmente por los profesionales que fabrican ortesis plantares a medida cuando se pretende realizar descargas mecánicas en el pie.

El trabajo se ha basado en el estudio del comportamiento mecánico de tres polímeros celulares (caucho-EVA, polietileno y poliuretano), a los que se sometió a un ensayo de estrés mecánico, realizado en un aparato de laboratorio, “pie mecánico” ó simulador de la marcha humana. Así como intentar establecer la “vida de uso útil” de cada material, considerando el deterioro de dichos materiales sometidos al ensayo de estrés mecánico citado.

Para determinar las características mecánicas de cada material, se tomaron de tres a cinco probetas, de acuerdo con las recomendaciones de las normas de calidad especificadas para cada ensayo. Para realizar los ensayos de fatiga o estrés mecánico se emplearon tres muestras para cada uno de los siete materiales estudiados.

Al ser tres materiales isótropos, de acuerdo con la información facilitada por las empresas fabricantes, seguimos el criterio de elegir de forma aleatoria las zonas y los ejes de las planchas de material para obtener las muestras.

Los ensayos de laboratorio se seleccionaron para determinar las propiedades de los materiales que están relacionadas con la capacidad de almohadillado y absorción de energías mecánicas de: compresión, tracción, fricción, torsión y cizalla, los ensayos elegidos que enumeramos a continuación, cuantifican las características mecánicas y viscoelásticas de los materiales objeto de nuestro trabajo: densidad, dureza, histéresis y resiliencia. Estos ensayos de laboratorio que se realizaron para determinar las características físicas y mecánicas de los materiales se hicieron antes y después de someter las probetas al ensayo de estrés mecánico realizado con el “pie mecánico” o simulador de la marcha humana.

Para determinar el estrés mecánico producido en la marcha en el laboratorio, se diseñó en colaboración con la empresa Oncina, Alicante (España) un simulador de la marcha de tipo neumático con tres articulaciones mecánicas que simulan el apoyo de talón, el apoyo plantar y el despegue del antepié de forma secuencial.

Realiza fuerzas axiales y tangenciales y se puede variar la frecuencia del paso así como la presión en bares (Kp/cm<sup>2</sup>). El pie metálico que actúa sobre la plantilla tiene resistencias eléctricas que nos permitieron regular la temperatura del ensayo a 37°C +/- 3°C, (temperatura corporal). Esta característica no ha sido considerada por ningún estudio experimental de los que se han consultado para realizar este trabajo.

Los componentes mecánicos esenciales del sistema son el regulador de presión y el regulador de temperatura. La regulación de la presión se ha realizado mediante el empleo de un actuador neumático con amortiguación neumática regulable Trinorm-2. Fabricado por Asco Pneumatics Spain, Cantabria (España). Según norma: CNMO 060702 AFNOR.

El control de la temperatura se ha realizado mediante la instalación de un regulador de la temperatura: EWTQ 905. Eliwell Ibérica, Paterna (España). Según norma ITC 3701/2006.

Se calibró el aparato a una presión neumática de 4 kg/cm<sup>2</sup>, +/- 10% que es la presión que ejerce una persona de 70 kg cuando camina. (Leber, 1986).

Cada material se sometió a cargas de compresión simulando las tres fases de la marcha indicadas hasta un máximo de 100.000 ciclos según el material. Pero no se realizaron estos ciclos de forma continuada sino en periodos de 10.000 ciclos, al finalizar cada sesión se dejaba un periodo de descanso de 24 horas, para dejar que los materiales se estabilizaran (Rome, 1991), los periodos de descanso se usaron para simular periodos clínicos de descanso, en los que los materiales están libres de apoyo del peso corporal de los pacientes.

En varios estudios se informa de presiones plantares entre 2,8 y 3,6 kg/cm<sup>2</sup> siendo representativos de unas presiones plantares máximas de 283 kPa (2,88 kp/cm<sup>2</sup>) y 366 kPa (3,66 kp/cm<sup>2</sup>). (Leber, 1986; Lemmon, 1997; Brodsky, 2007).

La presión del ensayo se ajustó a (4 kp/cm<sup>2</sup>). Y cada material se sometió a un máximo de 100.000 ciclos. La deformación remanente de las probetas se midió a las 24 horas, después de finalizar el ensayo de fatiga en el simulador de la marcha. Estas medidas de los espesores se realizaron con una máquina CAD-CAM, Cielle 60-40 escaneando las muestras mediante un láser, este aparato nos permite medir los espesores con una precisión de una milésima de mm. Primero se midieron los mm que disminuía el espesor de los materiales cada 10.000 ciclos de compresión, este resultado se expresó también en (%), respecto al espesor inicial de las probetas. La temperatura se estabilizó con un termostato, que mantuvo la temperatura en 37 +/- 3°C. Para realizar este ensayo de estrés mecánico se emplearon tres muestras para cada material, troqueladas en forma de plantilla.

## **Análisis estadístico**

Se realizó la prueba de Kolmogorov Smirnov para determinar si las variables a estudio presentaban una distribución normal y realizar pruebas paramétricas. Se

realizó el test t de Student para muestras relacionadas, con el objeto de valorar si había diferencias significativas en los espesores de los materiales estudiados en (mm), en las compresiones sucesivas de 10.000 ciclos.

En todos los contrastes de hipótesis se ha rechazado la hipótesis nula con un error de tipo I, o ( $p < 0,05$ ) y los resultados se presentan con sus intervalos de confianza al 95%.

## **Análisis de fiabilidad**

Para evaluar la fiabilidad de los parámetros anteriormente citados se utilizaron los coeficientes de correlación intraclase (ICC) (Landis, 1977; Burdock, 1963) y el error estándar de medición (SEM) (Fleiss, 1986).

El ICC es un intento de superar algunas de las limitaciones de los clásicos coeficientes de correlación. Al igual que con otros coeficientes de fiabilidad, no hay un nivel estándar aceptable de fiabilidad usando el ICC. Variará desde 0 a 1, con los valores cercanos a 1 representando la mayor fiabilidad, (Landis, 1977) recomienda que cualquier medida debería tener un coeficiente de correlación intraclase de al menos 0.6 para ser útil. El ICC es útil cuando comparamos la repetibilidad de medidas usando diferentes unidades, ya que es un estadístico adimensional.

Siguiendo las recomendaciones de que las mediciones clínicas con coeficientes de fiabilidad superiores a 0,90 mejoran la probabilidad de que la medición sea válida (Portney, 2009), se interpretó que un coeficiente de fiabilidad de 0,90 como una magnitud fiable.

Para la fiabilidad intrasesión e intersesión, se procedió al cálculo del ICC y SEM de las variables. Para calcular el SEM de las variables fue necesario calcular la desviación estándar del total de las medias en 1ª sesión, 2ª sesión e intersesión. Para

el análisis de los datos se utilizó el paquete estadístico SPSS para Windows, versión 19,0 (SPSS, Inc., Chicago, IL).

## 4. RESULTADOS

1. Resultados de la medición de la densidad, medida en (g/cm<sup>3</sup>), de los siete materiales estudiados, antes y después de realizar los ciclos de estrés mecánico a compresión. La densidad de los cinco materiales de celda cerrada: EVA-20°, EVA-35°, EVA-45°, Plastazote y Pelite aumenta de forma significativa en las tres zonas del pie y con mayor magnitud en la zona del antepié. Mientras que los materiales de celda abierta: Poron-8 y Poron-15, disminuyen muy poco su densidad después de estrés.

Adjuntamos los datos más significativos de este ensayo.

- EVA 20°, antes de estrés  $0,184 \pm 0,002$  ; después de estrés  $0,320 \pm 0,002$  (P=0,000).
- EVA 35°, antes de estrés  $0,170 \pm 0,001$  ; después de estrés  $0,348 \pm 0,007$  (P=0,000).
- EVA 45° antes de estrés  $0,150 \pm 0,000$  ; después de estrés  $0,320 \pm 0,003$  (P=0,000).
- Plastazote antes de estrés  $0,042 \pm 0,002$  ; después de estrés  $0,140 \pm 0,004$  (P=0,000).
- Pelite, antes de estrés  $0,141 \pm 0,001$  ; después de estrés  $0,204 \pm 0,003$  (P=0,001).
- Poron-8 antes de estrés  $0,252 \pm 0,002$  ; después de estrés  $0,250 \pm 0,003$  (P=0,478).
- Poron-15 antes de estrés  $0,330 \pm 0,002$  ; después de estrés  $0,329 \pm 0,003$  (P=0,742).

2. Resultados de la medición de la dureza, medida en ° Shore A, de los siete materiales estudiados antes y después de estrés mecánico a compresión. La dureza aumenta de forma significativa en antepié en los materiales: EVA-20, EVA-35

y Plastazote. La dureza disminuye de forma no significativa en los materiales: EVA-45 y Pelite. En los materiales: Poron-8 y Poron-15 disminuye su dureza de forma significativa. Adjuntamos los datos más significativos de este ensayo.

- EVA 20°, antes de estrés  $19,00 \pm 1,00$  ; después de estrés  $30,67 \pm 1,15$  ( $P=0,010$ ).
- EVA 35°, antes de estrés  $36,67 \pm 2,30$  ; después de estrés  $47,00 \pm 1,00$  ( $P=0,019$ ).
- EVA 45°, antes de estrés  $46,00 \pm 3,464$  ; después de estrés  $45,67 \pm 4,041$  ( $P=0,918$ ).
- Plastazote antes de estrés  $16,67 \pm 1,15$  ; después de estrés  $26,00 \pm 2,00$  ( $P=0,020$ ).
- Pelite antes de estrés  $46,67 \pm 1,15$  ; después de estrés  $45,33 \pm 1,528$  ( $P=0,456$ ).
- Poron-8 antes de estrés  $12,67 \pm 1,15$  ; después de estrés  $9,00 \pm 1,00$  ( $P=0,035$ ).
- Poron-15 antes de estrés  $17,67 \pm 1,15$  ; después de estrés  $16,00 \pm 1,00$  ( $P=0,038$ ).

3. Resultados de la medición de la resiliencia, medida en (%) de rebote, de los siete materiales estudiados antes y después de estrés mecánico a compresión. La resiliencia disminuye en los siete materiales estudiados, esta disminución es significativa en los materiales: EVA-20, Plastazote, Pelite y Poron-8. Y disminuye de forma no significativa en los materiales: EVA-35, EVA-45 y Poron-15. Estos datos se refieren a la zona de antepié. Ordenando los materiales de mayor a menor valor de su resiliencia, después de estrés mecánico, medida en (% de rebote), obtendríamos la siguiente serie: EVA-20, EVA-35, Pelite, EVA-45, Plastazote Poron-15, y Poron-8. La serie obtenida antes de estrés mecánico, sería la siguiente: EVA-20, EVA-35, Plastazote, Pelite, Eva-45, Poron-15 y Poron-8. Adjuntamos los datos más significativos de este ensayo.

- EVA 20°, antes de estrés  $53,33 \pm 1,154$  ; después de estrés  $48,66 \pm 1,159$  ( $P=0,023$ ).
- EVA 35°, antes de estrés  $40,00 \pm 2,000$  ; después de estrés  $38,66 \pm 1,154$  ( $P=0,529$ ).

- EVA 45°, antes de estrés  $29,33 \pm 1,154$  ; después de estrés  $26,66 \pm 1,154$  (P=0,184).
- Plastazote, antes de estrés  $40,00 \pm 0,000$  ; después de estrés  $25,33 \pm 1,154$  (P=0,002).
- Pelite antes de estrés  $31,33 \pm 1,154$  ; después de estrés  $29,33 \pm 1,159$  (P=0,001).
- Poron-8 antes de estrés  $3,33 \pm 0,577$  ; después de estrés  $2,33 \pm 0,585$  (P=0,003)
- Poron-15 antes de estrés  $24,66 \pm 1,154$  ; después de estrés  $23,33 \pm 1,154$  (P=0,184)

4. Resultados de la medición de la histéresis, medida en (KJ/m<sup>3</sup>), de los siete materiales estudiados antes y después de estrés mecánico a compresión. La histéresis disminuye de forma significativa en los cinco materiales de celda cerrada: EVA-20, EVA-35, EVA-45, Plastazote y Pelite. La histéresis del material Poron-8 después de estrés aumenta de forma significativa. En el material Poron-15 disminuye de forma no significativa. Ordenando los materiales de mayor a menor valor de su histéresis, después de estrés mecánico, medida en (Kj/m<sup>3</sup>), obtendríamos la siguiente serie: EVA-45, Pelite, EVA-35, Poron-15, Poron-8, Plastazote y Eva-20. La serie obtenida antes de estrés mecánico, sería la siguiente: EVA-45, Pelite, EVA-35, Poron-15, Plastazote, Eva-20 y Poron-8. Adjuntamos los datos más significativos de este ensayo.

- EVA 20°, antes de estrés  $12,151 \pm 0,921$  ; después de estrés  $6,933 \pm 0,850$  (P=0,003).
- EVA 35°, antes de estrés  $37,760 \pm 0,352$  ; después de estrés  $19,613 \pm 0,426$  (P=0,000).
- EVA 45°, antes de estrés  $65,666 \pm 0,315$  ; después de estrés  $54,053 \pm 0,382$  (P=0,037).
- Plastazote antes de estrés  $15,573 \pm 0,352$  ; después de estrés  $9,886 \pm 0,426$  (P=0,007).
- Pelite antes de estrés  $51,173 \pm 1,140$  ; después de estrés  $38,086 \pm 2,660$  (P=0,010).
- Poron-8 antes de estrés  $11,475 \pm 0,111$  ; después de estrés  $15,700 \pm 0,006$  (P=0,000)

- Poron-15 antes de estrés  $19,813 \pm 0,860$ ; después de estrés  $18,520 \pm 0,070$  ( $P=0,103$ )

#### 5. Resultados del ensayo de estrés mecánico con el “pie mecánico” en antepié.

De los siete materiales que hemos estudiados en este ensayo, tres materiales llegan a los 100.000 ciclos de estrés sin disminuir el 50% su espesor, respecto al espesor inicial: EVA-45, Poron-8 y Poron-15.

Los cuatro materiales restantes disminuyen su espesor inicial al 50% antes de los 100.000 ciclos de compresión. EVA-20 a los 70.000 ciclos, EVA-35 a los 80.000 ciclos, Plastazote a los 30.000 ciclos y Pelite a los 60.000 ciclos.

En los resultados en mediopié y retropié, observamos que ninguno de los siete materiales ha llegado a la disminución del 50% del espesor respecto a su espesor inicial, que en nuestro caso fue de 5 mm.

## 5. DISCUSIÓN

Se han obtenido los valores: densidad, dureza, histéresis y resiliencia; antes y después de realizar el ensayo de estrés mecánico a compresión, a los siete materiales estudiados.

Cuando medimos la densidad antes y después en la zona de antepié obtuvimos diferencias significativas para los materiales:

- EVA 20°, antes de estrés  $19,00 \pm 1,00$ ; después de estrés  $30,67 \pm 1,15$  ( $P=0,010$ ).
- EVA 35°, antes de estrés  $36,67 \pm 2,30$ ; después de estrés  $47,00 \pm 1,00$  ( $P=0,019$ ).

- EVA 45°, antes de estrés  $0,150\pm 0,000$ ; después de estrés  $0,320\pm 0,003$  ( $P=0,000$ ).
- Plastazote antes de estrés  $0,042\pm 0,002$ ; después de estrés  $0,140\pm 0,004$  ( $P=0,000$ ).
- Pelite, antes de estrés  $0,141\pm 0,001$ ; después de estrés  $0,204\pm 0,003$  ( $P=0,001$ ).

Cuando medimos la dureza, obtuvimos los siguientes resultados significativos:

- EVA 20°, antes de estrés  $0,184\pm 0,002$ ; después de estrés  $0,320\pm 0,002$  ( $P=0,000$ ).
- EVA 35°, antes de estrés  $0,170\pm 0,001$ ; después de estrés  $0,348\pm 0,007$  ( $P=0,000$ ).
- Plastazote antes de estrés  $16,67\pm 1,15$ ; después de estrés  $26,00\pm 2,00$  ( $P=0,020$ ).
- Poron-8 antes de estrés  $12,67\pm 1,15$ ; después de estrés  $9,00\pm 1,00$  ( $P=0,035$ ).
- Poron-15 antes de estrés  $17,67\pm 1,15$ ; después de estrés  $16,00\pm 1,00$  ( $P=0,038$ ).

Cuando medimos la resiliencia, obtuvimos los siguientes resultados significativos:

- EVA 20°, antes de estrés  $53,33\pm 1,154$ ; después de estrés  $48,66\pm 1,159$  ( $P=0,023$ ).
- Plastazote, antes de estrés  $40,00\pm 0,000$ ; después de estrés  $25,33\pm 1,154$  ( $P=0,002$ ).
- Pelite antes de estrés  $31,33\pm 1,154$ ; después de estrés  $29,33\pm 1,159$  ( $P=0,001$ ).
- Poron-8 antes de estrés  $3,33\pm 0,577$ ; después de estrés  $2,33\pm 0,585$  ( $P=0,003$ ).

Cuando medimos la histeresis, obtuvimos los siguientes resultados significativos:

- EVA 20°, antes de estrés  $12,151\pm 0,921$ ; después de estrés  $6,933\pm 0,850$  ( $P=0,003$ ).
- EVA 35°, antes de estrés  $37,760\pm 0,352$ ; después de estrés  $19,613\pm 0,426$  ( $P=0,000$ ).
- EVA 45°, antes de estrés  $65,666\pm 0,315$ ; después de estrés  $54,053\pm 0,382$  ( $P=0,037$ ).
- Plastazote antes de estrés  $15,573\pm 0,352$ ; después de estrés  $9,886\pm 0,426$  ( $P=0,007$ ).
- Pelite antes de estrés  $51,173\pm 1,140$ ; después de estrés  $38,086\pm 2,266$  ( $P=0,010$ ).

- Poron-8 antes de estrés  $11,475 \pm 0,111$ ; después de estrés  $15,700 \pm 0,006$  ( $P=0,000$ ).

## 6. CONCLUSIONES

A continuación se presentan las conclusiones más importantes que se han obtenido al realizar la presente tesis doctoral.

- De los siete materiales que hemos estudiado, los que han disminuido su espesor en un 50%: (EVA-20°; EVA-35°; Plastazote; y Pelite), disminuyen de forma significativa su capacidad de absorber energías mecánicas. El material EVA-45 solo disminuyó un 37% en su espesor, pero también disminuye su capacidad de absorber energías mecánicas de forma significativa. Los materiales Poron-8 y Poron-15 al llegar a 100.000 ciclos de compresiones, no llegan a disminuir su espesor en un 50% y hemos observado que aumenta su capacidad de absorber energías mecánicas de choque, de forma significativa en las tres zonas, excepto Poron-15 que en antepié disminuye de forma no significativa.

- Tras someter a los siete materiales de ortopedia estudiados a ciclos de compresiones con una presión de  $4 \text{ kp/cm}^2$ , a una temperatura de  $37 \pm 3^\circ\text{C}$  hasta perder el 50% de su espesor inicial, se ha comprobado que para el material EVA 20° se necesitan 70.000 ciclos; para el material EVA 35° 80.000 ciclos; para el material Plastazote 30.000 ciclos; para el material Pelite 60.000 ciclos; y los materiales EVA45°, Poron-8 y Poron-15 no llegan a perder el 50% de su espesor tras ser sometidos a 100.000 ciclos.

- De los materiales analizados el EVA 20°, EVA 35°, EVA 45 °, Plastazote y Pelite, tras someterlos a ciclos de compresiones a  $37 \pm 3^\circ\text{C}$ , aumentan su densidad significativamente en las tres zonas y en menor cuantía, en mediopié y retropié. La densidad de los materiales Poron 8 y Poron 15, disminuye muy ligeramente, de forma no significativa en antepié, mediopié y retropié.

- Los materiales EVA 20° y Plastazote aumentan su dureza de forma significativa en las tres zonas de apoyo del pie; el material EVA 35° aumenta su dureza sólo en antepié de forma significativa, y disminuye en mediopié y retropié de forma no significativa. El material EVA 45° no varía de forma significativa su dureza en ninguna de las tres zonas, disminuye ligeramente en antepié y aumenta ligeramente en mediopié y retropié. El material Pelite disminuye su dureza de forma no significativa en la zona del antepié y disminuye su dureza significativamente en mediopié y retropié. El material Poron 8 disminuye significativamente el valor de su dureza en antepié y mediopié y disminuye de forma no significativa en retropié. El material Poron 15 disminuye significativamente el valor de su dureza solo en antepié, y disminuye su dureza de forma no significativa en mediopié y retropié.

- Los materiales EVA 20°, Plastazote y Pelite disminuyen su resiliencia de forma significativa en las tres zonas de apoyo. Los materiales EVA 35° y EVA 45° disminuyen su resiliencia de forma no significativa en las tres zonas. El material Poron 8 sólo disminuye su resiliencia de forma significativa en antepié, y de forma no significativa en mediopié y retropié. El material Poron 15 disminuye su resiliencia de forma no significativa en las tres zonas.

- La histéresis del material EVA 20° Shore A, disminuye de forma significativa en antepié, y aumenta de forma no significativa en mediopié y retropié. El material EVA 35° disminuye su histéresis de forma significativa, en antepié y retropié y de forma no significativa en mediopié. La histéresis de los materiales EVA 45 y Plastazote disminuyen de forma significativa en las tres zonas. El material Pelite disminuye su histéresis de forma significativa en antepié y aumenta de forma no significativa en mediopié y retropié. El material Poron 8 aumenta de forma significativa su histéresis en las tres zonas. El material Poron 15 disminuye su histéresis muy poco, de forma no significativa en antepié y aumenta de forma significativa en mediopié y retropié.

## Abstract

### 1. INTRODUCTION

The criterion for choosing the materials used in the design and manufacture of orthotics, which are commonly used in the treatment of common foot diseases, such as: osteo-arthritis, plantar fasciitis, tendonitis, metatarsalgia and diabetic ulcers, not always are based on science but on clinical experience.

Knowledge of the physical, chemical and mechanical properties of modern materials made available to professionals and orthopedics as cellular polymers, resins, silicones, polyurethanes and composites, it is essential for a quality orthotic treatment for patients. Following the criteria of science and engineering of these materials can be chosen according to the performance specifications needed for each case and for each patient.

There are very few references where the relationship between the diseases or injuries to the lower limb patients and more specifically on their feet, related with scientists selection criteria for the materials needed to manufacture the orthotics prescribed (Birke 1999).

Is unresolved the question to inform our patients that may take time to actively lower limb orthoses may keep active. No behavioral laboratory test where performed to inform objectively about mechanical stresses to knowr the material fatigue and consequently to calculate the period of useful life of each material is known.

This work aims to contribute to the advancement of knowledge of the physical and mechanical properties of the materials used in orthopedics and podiatry as well as their behavior in mechanical fatigue, in order to improve treatment of diseases of the foot that are usually treated with orthotics and prosthetics.

In this chapter we describe the orthopedic treatments using orthotics of the most common diseases at the lower limb pathology, from the papers of relevant authors on this subject. We have divided these foot pathologies in two large groups according to the population that often suffer. Acute and chronic conditions that can affect the entire population included in the first group, but often have more impact on the adult population, such as arthritis, osteoarthritis, diabetes, neurological foot. In the second group we refer to injuries or diseases that occur with the sport : fasciitis, tendinitis, heel pain, shin splints.

Subsequently the physical characteristics, chemical and mechanical properties of the materials used in the study are presented, as well as their specific properties of discharge of pressures to carry out this research.

Campbell (1984) argues that in certain foot pathologies : arthritis, arthritis, metatarsalgia, heel pain, orthotics using Plastazote, Poron and EVA, significantly improved pain symptoms in patients.

Whittle (1990), stated that the foot is the first zone that receive mechanical impacts of our body when we walk, run or jump, and usually dissipates impact energy to prevent unwanted effects. When the foot for any reason such as a disease, injury or othre phatologies, can not dissipate these mechanical energy of impact, is when the physician prescribes and adapt an orthotics, manufactured with a material to discharge or to absorb part of mechanical energy from shock, due to its viscoelastic properties.

Curryer (2000) concluded in a study made with materials used in the manufacture of orthotics that had beneficial effects to reduce plantar pressures in diabetic patients.

O'Leary (2008) proposed to reduce overuse injuries in sports te use of EVA (ethyl vinyl acetate) and polyethylene materials to manufacture some type of orthotics, arguing that its action is to amotiguat the mechanical loads.

The materials that we have chosen for our study belong to cellular polymers. In the family of rubbers EVA, we selected three materials depending on their hardness : EVA Hardness 20 ° Shore A 35 ° Shore A EVA, EVA 45 Shore A, all three are closed cell. In the family of polyethylenes (PE), we chose two materials : Plastazote and Pelite, both also closed cell. And the family of polyurethanes, we chose two materials Poron Poron -8 -15, both are open cell. These materials are used and studied by a number of authors. Campbell, 1984; Brodsky, 2007; Camp-Fauli, 2008; Sariatmadari, 2012; Paton, 2007; Birke, 2008; Bus, 2004; Curryer, 2000, Leber 1986; Pratt, 1986.

In a study of Even-Tzur (2006) referred to a study with EVA rubber used in the manufacture midsoles of sports shoes, this author found that a decrease of 50% of its thickness of the EVA material, there was an increase of plantar peak pressure value of 19%, which could increase the risk of various diseases and disorders of the foot and in the case of athletes, could be the cause of inflammatory lesions as fasciitis, tendinitis, periostitis.

To carry out our work, we proposed the following research question.

How long is the effective life of the orthopedic materials used in the manufacture of plantar orthotics.

## **2. HYPOTHESIS AND OBJECTIVES**

To answer this research question we we have proposed the following hypothesis.

## Hypothesis

The physical and mechanical properties of the materials used to manufacture plantar foot orthoses to discharge pressures on the foot as density, hardness, hysteresis and resilience, change significantly upon reaching 50% of the loss of its thickness and thus reduce their ability to dissipate mechanical energy shock.

## General Purpose

To show that the ability to absorb mechanical energy of the seven materials orthopedics (EVA hardness 20 ° Shore A, EVA 35 Shore A, EVA 45 Shore A, Plastazote, Pelite, Poron -8 and Poron -15) decreases as these materials reduce the 50 % of its initial thickness.

## Specific Objectives

1. Quantify the number of mechanical compressions that are needed at the materials used in manufacturing plantar orthoses to discharge pressures, as the EVA 20 °, EVA 35, EVA 45, Plastazote, Pelite, Poron -8 and Poron -15, when they have a loss of 50 % of its initial thickness of 5 mm.
2. Quantify the change of properties: density, hardness, resilience and hysteresis of the material EVA 20 ° Shore A, when it reduces a 50% of its initial thickness.
3. Quantify the change of properties: density, hardness, resilience and hysteresis of the material EVA 35 ° Shore A, when it reduces a 50% of its initial thickness.
4. Quantify the change of properties: density, hardness, resilience and hysteresis of the material EVA 45 ° Shore A, when it reduces a 50% of its initial thickness.

5. Quantify the change of properties: density, hardness, resilience and hysteresis of the material plastazote, when it reduces a 50% of its initial thickness.
6. Quantify the change of properties: density, hardness, resilience and hysteresis of the material pelite, when it reduces a 50% of its initial thickness.
7. Quantify the change of properties: density, hardness, resilience and hysteresis of the material poron 8, when it reduces a 50% of its initial thickness.
8. Quantify the change of properties: density, hardness, resilience and hysteresis of the material poron 15, when it reduces a 50% of its initial thickness.

### **3. MATERIAL AND METHODS**

In this study, we used a methodology: descriptive, longitudinal, experimental and analytical. The materials we have chosen for the study were three families of cellular polymers frequently used by professionals to manufacture orthotics to treat various diseases of the foot.

All the experimental part of this work has been carried out in the Laboratory (I + D + i) of the company Techniques Orthopedic AL-MAR SL at its facilities in Arganda del Rey (Madrid).

The three families of materials chosen were : EVA rubber, polyethylene (PE) and polyurethane (PU). Polyethylene polymers chosen as well as EVA rubbers are closed cell materials, however the PU material is open-cell polyurethane.

For this study two materials polyethylene (PE) of two different densities were chosen. Plastazote density (0.042 g/cm<sup>3</sup>) and Pelite density (0.140 g / cm<sup>3</sup>), due to these products are commonly used to manufacture orthotics.

Two different densities of polyurethane (PU) were also selected: Poron -8 (0.250 g/cm<sup>3</sup>) and Poron - 15 (0.330 g/cm<sup>3</sup>). These two materials are frequently used in manufacturing orthotics for discharge.

The EVA rubber is obtained with a range of hardness from 15 to 90 ° Shore A, the difference between the formula and the other are usually 5 ° Shore A. Three materials are chosen from EVA rubber, three different hardnesses. (20 °, 35 ° and 45 ° Shore A), density of the EVA of 20 ° (0.180 g/cm<sup>3</sup>) density of 35 EVA (0.170 g/cm<sup>3</sup>) and the density of the EVA of 45 ° (0.150 g/cm<sup>3</sup>). These three kinds of EVA are defined within the range of soft and semihard materials. These hardness are usually used by professionals to manufacture orthotics when trying to perform mechanical discharges at the foot.

The work is based on the comparative study of the mechanical behavior of three cellular polymers (rubber -EVA, polyethylene and polyurethane), which was subjected to a test of mechanical stress, performed in laboratory called “ mechanical foot” or human motion simulator. As well as trying to determinate the “ useful life “ of each material, given the deterioration of the materials tested against mechanical stress.

To determine the mechanical characteristics of each material, were taken three to five specimens, according to the recommendations of the quality standards specified for each test. To perform fatigue tests or mechanical stress three samples for each of the seven evaluated materials were used.

These three isotropic materials, according to information provided by the manufacturers, we follow the criterion of choosing random areas and the axes of the plates of each material to obtain the samples.

Laboratory tests were selected to determine the properties of the materials that are related to the absorption and cushioning ability of mechanical energies of : compression, traction, friction, twisting and shear, the tests chosen are listed below, we quantify the mechanical characteristics and viscoelastic material in our work : were density, hardness, resilience and hysteresis. These laboratory tests were conducted to determine the physical and mechanical characteristics of the materials were made before and after to submit the samples to mechanical stress test performed with the “ mechanical foot “ or human motion simulator.

To determine the mechanical stress during gait in the laboratory, we designed in collaboration with the company Oncina, Alicante (Spain) a simulator of the gait with three pneumatic mechanical joints that simulate heel contact, stance phaset and toe off sequentially. It makes axial and tangential forces and can vary the frequency of the step and the pressure in bars (Kp/cm<sup>2</sup>). The metal base which acts on the template is electrical resistance that allowed us to adjust the test temperature at  $37^{\circ}\text{C} \pm 3^{\circ}\text{C}$  (body temperature). This feature has not been considered by no experimental study which was checked for this work.

The essential mechanical components of the system are the pressure regulator and the temperature controller. The pressure control was achieved by the use of a pneumatic actuator with adjustable pneumatic cushioning called Trinorm -2. Manufactured by Asco Neumatics Spain. Cantabria (Spain). According to: 060702 CNMO AFNOR.

The temperature control was achieved by installing a temperature regulator named: EWTQ 905. Eliwell Ibérica, Paterna (Spain). According to standard ITC 3701/2006.

The apparatus was calibrated to a pneumatic pressure of 4 kg/cm<sup>2</sup>, + / - 10 % which is the pressure of a 70 kg when walking. (Leber, 1986).

Each material was submitted to compression loads simulating the three phases of the gait up to 100,000 cycles according to the material. These cycles were not made continuously but in periods of 10,000 cycles and at the end of each session a rest period of 24 hours was allowed to leave the material for its stabilization (Rome, 1991), rest periods were used to simulate clinical rest periods, in which the materials are free of body weight from patients.

Several studies reported plantar pressures between 2.8 and 3.6 kg/cm<sup>2</sup> being representative of maximum plantar pressures of 283 kPa (2.88 kgf/cm<sup>2</sup>) and 366 kPa (3.66 kgf/cm<sup>2</sup>) (Leber, 1986; Lemmon, 1997 ; Brodsky, 2007).

The pressure was adjusted to test (4 kgf/cm<sup>2</sup>), and each material was submitted up to 100,000 cycles. The deformation degree of each specimen was measured at 24 hours after completion of the fatigue test on the gait simulator. To measure the thickness we used a CAD -CAM machine called Cielle 60-40 by scanning the samples with a laser, this device allows us to measure the thickness with an accuracy of 0.001 mm. We measure the thickness of each material every 10,000 cycles of compression., the result was also expressed in percentage (%), compare with the initial thickness of the specimen. The temperature was stabilized with a thermostat, which were kept a temperature at  $37 \pm 3$  ° C. To perform this mechanical stress test, three samples for each material were used simulating the same orthotic form.

## **Statistical Analysis**

Kolmogorov Smirnov test was performed to determine whether the study variables were normally distributed and parametric tests performed. Pired Student 's t-test were used in order to assess whether there were significant differences in the thicknesses of the materials studied in (mm) at successive compressions of 10,000

cycles. In all statistical analyses the null hypothesis was rejected with a type I error, or  $p < 0.05$  and a confidence interval at 95%.

## Reliability Analysis

To assess the reliability of the aforementioned parameters the intraclass correlation coefficients (ICC) (Burdock, 1963 Landis, 1977) and the standard error of measurement (SEM) (Fleiss, 1986), were used.

The ICC is an attempt to overcome some of the limitations of classical correlation coefficients. As with other reliability coefficients, there is no standard acceptable level of reliability using the ICC. It will vary from 0 to 1, with values near 1 representing the highest reliability (Landis, 1977) recommends that any measure should have an intraclass correlation coefficient of at least 0.6 to be useful. The ICC is useful when comparing the repeatability of measurements using different units, due to it is a dimensionless statistic.

Following the recommendations of the clinical measurements reliability coefficients greater than 0.90 improves the probability that the measurements are valid (Portney, 2009), so, we interpreted a reliability coefficient of 0.90 as a reliable magnitude.

For intrasession and intersession reliability, we calculated the ICC and SEM of the variables. To calculate the SEM variables was necessary to calculate the standard deviation of all the mean. For data analysis the SPSS for Windows, version 19.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL) was used.

## 4. RESULTS

1. Results of the density measures in ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ) of the seven materials studied, before and after performing the mechanical compression stress cycles. The density at the five closed cell materials : EVA - 20 °, EVA - 35, EVA - 45, and Plastazote Pelite significantly increases in the three areas of the foot and with greater magnitude in the forefoot. While open cell materials : Poron Poron -8 and - 15, its density decreases little after stress.

The most significant data from this trial were:

- EVA 20 °, before stress  $0.184 \pm 0.002$ , after stress  $0,320 \pm 0,002$  ( $P = 0.000$ ).
- EVA 35, before stress  $0.170 \pm 0.001$ , after stress  $0.348 \pm 0,007$  ( $P = 0.000$ ).
- EVA before stress 45  $0.150 \pm 0.000$ , after stress  $0,320 \pm 0,003$  ( $P = 0.000$ ).
- Plastazote before stress  $0.042 \pm 0.002$ , after stress  $0.140 \pm 0,004$  ( $P = 0.000$ ).
- Pelite before stress  $0.141 \pm 0.001$ , after stress  $0.003 \pm 0.204$  ( $P = 0.001$ ).
- Poron - 8 before stress  $0.252 \pm 0.002$ , after stress  $0.250 \pm 0.003$  ( $P = 0.478$ ).
- Poron - 15 before stress  $0.330 \pm 0.002$ , after stress  $0.329 \pm 0.003$  ( $P = 0.742$ ).

2. Results of the hardness in ( $^{\circ}$  Shore A), of the seven materials studied before and after compressive mechanical stress. The hardness increases significantly in forefoot materials : EVA - 20, EVA - 35 and Plastazote. The hardness decreases significantly in materials : EVA -45 and Pelite.

In materials : Poron -8 and Poron -15 hardness decreases significantly. Attached is the most significant data from this trial.

- EVA 20 °, before stress  $19.00 \pm 1.00$ , after stress  $30.67 \pm 1.15$  ( $P = 0.010$ ).
- EVA 35, before stress  $36.67 \pm 2.30$ , after stress  $47.00 \pm 1.00$  ( $P = 0.019$ ).
- EVA 45, before stress  $3,464 \pm 46,00$ , after stress  $45,67 \pm 4,041$  ( $P = 0.918$ ).

- Plastazote stress before  $16.67 \pm 1.15$ , after stress  $26.00 \pm 2.00$  ( $P = 0.020$ ).
  - Pelite stress before  $46.67 \pm 1.15$ , after stress  $45.33 \pm 1.528$  ( $P = 0.456$ ).
  - Poron - 8 before  $12.67 \pm 1.15$  stress, after stress  $9.00 \pm 1.00$  ( $P = 0.035$ ).
  - Poron-15 before stress  $17.67 \pm 1.15$ , after stress  $16.00 \pm 1.00$  ( $P = 0.038$ ).
3. Results of measuring the resilience in (%) of the seven materials studied before and after mechanical stress compression. Resilience decreases in the seven materials studied, this decline is significant in material : EVA -20, Plastazote, Poron Pelite and -8, and no significant decreases in material : EVA -35, EVA -45 and Poron -15. These data refer to the forefoot area. Sorting materials from highest to lowest value of resilience after mechanical stress, as in rebound percentage, we get the following series : EVA -20, EVA -35, Pelite, EVA -45, Poron Plastazote -15, and Poron -8. The series obtained before mechanical stress would be: EVA -20, EVA -35, Plastazote, Pelite, Eva -45, and Poron Poron -15 -8. Attached is the most significant data from this trial.
- EVA 20 °, before stress  $53.33 \pm 1.154$ , after stress  $48.66 \pm 1,159$  ( $P = 0.023$ ).
  - EVA 35 before stress  $40,00 \pm 2,000$ ; after stress  $38.66 \pm 1.154$  ( $P = 0.529$ ).
  - EVA 45, before stress  $29.33 \pm 1.154$ , after stress  $26.66 \pm 1,154$  ( $P = 0.184$ ).
  - Plastazote before stress  $40.00 \pm 0.000$ , after stress  $25.33 \pm 1,154$  ( $P = 0.002$ ).
  - Pelite before stress  $31.33 \pm 1.154$ ; after stress  $29.33 \pm 1.159$  ( $P = 0.001$ ).
  - Poron before stress -8  $3.33 \pm 0.577$ , after stress  $2.33 \pm 0.585$  ( $P = 0.003$ )
  - Poron before stress - 15  $24.66 \pm 1.154$ , after stress  $23.33 \pm 1,154$  ( $P = 0.184$ )
4. Results of measurement of the hysteresis in (KJ/m<sup>3</sup>) of the seven materials studied before and after compressive mechanical stress. The hysteresis decreases significantly in the five closed-cell material : EVA -20, EVA -35, EVA -45, Plastazote and Pelite. Poron material hysteresis -8 after stress significantly increases. In the material Poron -15 decreases but no significantly. Sorting materials from

highest to lowest value of its hysteresis after mechanical stress, as in (KJ/m<sup>3</sup>), we get the following series : EVA -45, Pelite, EVA -35, Poron -15 -8 Poron, Plastazote and Eva- 20. The series obtained before mechanical stress would be: EVA -45, Pelite, EVA -35, Poron -15, Plastazote, Poron -8 and Eva- 20. Attached is the most significant data from this trial

- EVA 20 °, before stress  $12,151 \pm 0,921$  ; after stress  $6.933 \pm 0.850$  (P = 0.003).
- EVA 35, before stress  $37,760 \pm 0,352$ , after stress  $19,613 \pm 0,426$  (P = 0.000).
- EVA 45, before stress  $65.666 \pm 0.315$ , after stress  $54,053 \pm 0,382$  (P = 0.037).
- Plastazote before stress  $15,573 \pm 0,352$  ; after stress  $9.886 \pm 0.426$  (P = 0.007).
- Pelite before stress  $51,173 \pm 1,140$  ; after stress  $38.086 \pm 2.660$  (P = 0.010).
- Poron before stress -8  $11,475 \pm 0,111$  ; after stress  $15.700 \pm 0.006$  (P = 0.000)
- Poron - 15 before stress  $19,813 \pm 0,860$ , after stress  $18,520 \pm 0.070$  (P = 0.103)

#### 5. Test results of mechanical stress with the “ mechanical foot” in forefoot.

Seven materials we have studied in this trial, three materials reach 100,000 cycles of stress without decreasing its thickness up to 50%, relative to the initial thickness: EVA -45, and Poron Poron -8 - 15.

The remaining four materials reduce its initial thickness up to 50% before 100,000 compression cycles. EVA -20 at 70,000 cycles, EVA -35 at 80,000 cycles at 30,000 cycles Plastazote and Pelite at 60,000 cycles.

Results in midfoot and hindfoot, we note that none of the seven material has reached the lossening of 50% of its thickness from its initial thickness, that in our case was 5 mm.

## 5. DISCUSSION

We did not find any work in the literature, which show data of mechanical stress at cellular polymers : EVA, Polyethylene and Polyurethane, obtained in the laboratory using a simulator of human gait with the structure of a mechanical foot.

We have investigated for the criteria used by others authors to assess the deterioration of the materials used to manufacture orthotics. And in this regard, Verdejo (2003) determined that in the athletic footwear made with EVA rubber any component as the sole and midsole during 500 km, the maximum peak pressure was increased 100%.

Bus (2004) studied the deterioration of materials (Poron, Plastazote and Polyethylene) in patients with chronic diseases, after walking 50,000 steps.

Mills (2001) measured the loss of concentration of intracellular gas in closed cell polymers due to the effects of stress load (creep loading) concluded in their work that this loss produced a decrease in its damping capacity in closed cell materials (Plastazote, EVA).

In the study we also evaluated the loss of the thickness in each material in the three areas : forefoot, midfoot and hindfoot after stress.

Brodsky (2007) obtained a 50% of decrease in the Plastazote material after submit it to 25,000 cycles of mechanical stress. This author performed his experiment with a cylindrical samples submitted to cycles of compression using a dynamometer at room temperature (22 to 25 ° C).

We believe our “mechanical foot” by simulating the three phases of gait, at a temperature of  $37 \pm 3$  ° C reflects better the behavior of materials in the laboratory,

when we compare what happens in a normal gait. Our results for this material were that after 10,000 cycles of compressions lose 50% of its thickness, the test was continued up to 30,000 cycles to find out the stress curve stabilization. The Plastazote material is a Little bit indicated to absorb load pressure and to attenuate mechanical shock energy, we agree with this statement which it was exposes in his work by Curryer (2000).

We agree with other authors such as Leber (1986) and Goske (2006) that states the Plastazote efficiency, based on their results obtained by measuring the pressure peaks in pressure platforms, but they did not measured the mechanical stress caused by the use of material.

We agree with Thacher (2002) and Jones (2002) when they state that only using pressure platforms can not know the discharge characteristics of the materials used in orthopedics. It is necessary to test the ability to absorb mechanical energy, submitting each material to compression cycles, either in the laboratory or in clinical trials in patients with plantar orthoses adapted in their shoes during the gait. In this study it was necessary to measure the hysteresis of the material before and after the period of time that have been submitted to mechanical stress to assess the useful life of each material. Also we performed the test at a similar body temperature.

The results we have obtained for the materials Poron -8 and Poron -15, are similar with those obtained by the authors Stock (1998) and Birke (2008), due to these materials reach 100,000 cycles of stress, with a very small decrease in its thickness. But we do not agree with them when they infer from this fact that these materials has a good relieve behavior. If we consider the hysteresis value that we obtained in our work from the seven materials studied we can say that these two materials have very low values of hysteresis.

According Sariatmadari (2012), when the material has a cellular structure with weak walls, which do not support bending pressures to which they are sumited,

when the material gets a load in compression, what happens is that the material “hit bottom”, and does an ineffective relieve of pressures.

Some authors as Pratt (1986) and Birke (2008) have stated that the Poron - 8 is one of the best materials for releive pressures. We found with the data obtained in this study, that we do not agree with these authors.

Camp-Fauli (2008) in a study to assess the mechanical properties of many materials used to manufacture foot orthotics to treat diabetic foot pathology, obtained the following values of resilience before being subjected to mechanical stress : between 30-55 % (our results : 29-53 %) for the EVA, between 30-45% /, (our results 31-40 %) for polyethylene and 8-20 % (our results 3-24 %) for polyurethane. His results refer only to the resilience of the material before undergoing mechanical stress, we can see that our results and those of Camp-Fauli are of the same order except for the result of material Poron -8 that he got a value of 8% and we found a resilience of 3%. Our work obtains resilience values after stress. We believe these data are more meaningful and better define the mechanical characteristics of the materials, as there are materials that initial technical characteristics can have acceptable values, but when tey are submitted to mechanical stress gets deteriorate very quickly, reducing its mechanical characteristics significantly.

The decreasing of the resilience means that decreases the ability of elastic response of the material, the ability to rebound, and decreases the mechanical energy that is active which helps patients to facilitate their walking, running or jumping.

We only found a research taht we can compare our results of hysteresis for EVA -45 material. In a laboratory study conducted by Sariatmadari (2012) measured the energy absorbed in various materials used to manufacture sports shoes using a dynamometer with camera and a thermostat to maintain the temperature from – 10°C and 40 ° C, concluded that the MD EVA materials, similar to our EVA 45, had the best conditions for releve pressures.

This author concluded from his study that the EVA -MD material should be used for manufacturing athletic footwear components. We propose that in addition to this application, the EVA material 45 ° could be used to manufacture orthotics to be used by long distance runners or marathon runners. Also in patients requiring a great foot pressures relieves due to the risk of skin fragility as in diabetics.

## **Future research**

While conducting this research we have tried to clarify certain questions on the subject. But simultaneously have generated new questions, new ideas that open new ways of work. Three lines of research that may be of interest, considering the work presented in this thesis are presented in this section.

- Conduct studies comparing open cell and closed materials for answers to the differences we have observed in the mechanical behavior in this study, using these two different structures, open cell and closed cell.
  
- Conducting studies of mechanical behavior of cellular laminated polymers materials of different families to study the mechanical efficiency to manufacture orthotics together using various materials, such as Poron + Plastazote ; EVA + Poron ; EVA + Plastazote. Looking for possible synergies between the association of this kind of materials.
  
- Comparative study of stress tests in the laboratory and the same tests conducted with patients with the same materials in a real situation when walk. To try to quantify the number of cycles and the number of steps that are necessary for the studied materials to reduce its thickness by 50 %, in both situations : laboratory and clinical trial. In order to calculate a conversion factor for each material determined by relating the cycles given in the laboratory and the steps in the clinical trial. This information would be very important to estimate the life of effective use of a material to

wear when walking. Doing the calculation in the laboratory could be an advantage of being less time trials needed to obtain the data.

## 6. CONCLUSION

Below are the conclusions obtained by performing this thesis:

- Of the seven materials we have studied, which have decreased in thickness by 50% (-20 ° EVA, EVA - 35, Plastazote, and Pelite) significantly decreased its ability to absorb mechanical energy. The EVA -45 material alone decreased by 37 % in thickness, but also reduces their ability to absorb mechanical energy significantly. Poron materials Poron -8 - 15 to reach 100,000 cycles of compressions, fail to reduce its thickness by 50 % and have observed that increases its ability to absorb mechanical energy shock significantly in the three areas, except Poron forefoot -15 in non-significantly decreased.

- After submit the seven orthopedic materials studied to compressions cycles with a pressure of 4 kgf / cm <sup>2</sup>, at a temperature of 37 ± 3 ° C to lose 50% of its initial thickness, it was found that the EVA material 20 ° require 70,000 cycles, for the EVA material 35 ° require 80.000 cycles ; for Plastazote maerial rquire 30,000 cycles; for Pelite material require 60,000 cycles, and EVA45 ° materials Poron -8 and Poron - 15 fail to lose 50% of its thickness after being submitted to 100,000 cycles.

- Of the materials analyzed the EVA 20 °, EVA 35, EVA 45, Plastazote and Pelite, after submitted them to cycles of compressions at 37 ± 3 ° C, increased density significantly in the three areas but lesser in the midfoot and hindfoot. The density Poron Poron 8 and 15 materials, decreases very slightly, non-significantly in the forefoot, midfoot and hindfoot.

- The materials of EVA 20 and Plastazote, its hardness increase significantly in the three zones of the foot, the EVA material 35 ° only increases its hardness significantly at forefoot, midfoot and hindfoot decreases not significant. The EVA material 45 ° does not vary significantly its hardness in any of the three zones, decreases slightly and increases slightly in forefoot and rearfoot midfoot. The material Pelite decreases its hardness not significant in the forefoot and reduces its hardness at midfoot and hindfoot significantly. The Poron 8 significantly decreases the value of its hardness in forefoot and midfoot and no significant decreases in rearfoot. The Poron 15 significantly decreases the value of its hardness only in the forefoot, and reduces its hardness not significantly in midfoot and hindfoot

- The materials EVA 20°, Plastazote and Pelite their resilience decrease significantly in the three zones. The materials EVA 35° and EVA 45 ° decrease resilience not significant in all three areas. The Poron 8 only decreases significantly its resilience in forefoot, and not significantly in hindfoot and midfoot. The 15 Poron material decreases its resilience not significant in all three areas.

- The hysteresis of the material EVA 20 ° decreases significantly in the forefoot, and no significant increases in midfoot and hindfoot. The material EVA 35 ° its hysteresis decreases significantly in forefoot and rearfoot and midfoot no significantly. The hysteresis of the materials Plastazote and EVA 45° significantly decreased in all three areas. The material Pelite its hysteresis decreases significantly in forefoot and no significant increases in midfoot and hindfoot. The Poron 8 highly increases the hysteresis in the three zones. The Poron 15 decreases very Little its hysteresis, non-significantly in the forefoot and increases significantly in midfoot and hindfoot.

**BIBLIOGRAFIA**

Birke JA, Foto JG, Pfieffer L. Effect of orthosis material hardness on walking pressure in high-risk diabetes patients. *J Prosthet Orthot.* 1999; 11:43.

Birke, JA. y Foto, JG. (2008). Poron orthoses absorb mechanical stress. *Biomechanics*, Nov. Objetida el 30 de Noviembre de 2008, de <http://www.algeos.com/pdfs/poron%20orthoses.pdf>.

Brodsky MO. Physical Properties, Durability and Energy-Dissipation Function of Dual-Density Orthotic Materials used in insoles for diabetic patients *Foot and Ankle Int.* 2007; Vol. 28:8. p. 882

Burdock EI, Fleiss JL, Hardesty AS. A new view of inter-observer agreement. *Pers Psychol.* 1963;16:373-84.

Bus SA. Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity. *Clinical Biomechanics.* 2004; 19:629-38.

Campbell GJ, McLure M, Newell EN. Compressive behaviour after simulated service conditions of some foamed materials intended as orthotic shoe insoles. *Journal of Rehabilitation Research and Development.* 1984 21: 57-65.

Camp Faulí, A. et al. (2008). Physical Evaluation of Insole Materials Used to Treat the Diabetic Foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, vol. 98(3), 18.

Curryer M, Lemaire ED. Effectiveness of various materials in reducing plantar shear forces. A pilot study. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 2000; 90: 346-353.

- Even-Tzur, N, Weisz E. Hirsch F. Gefé A. Role of EVA viscoelastic properties in the protective performance of a sport shoe: computational studies. *Biomed Mater Eng.* (2006); 16(%):289-99.
- Fleiss J. *Desing and Analysis of Clinical Experiments.* New York: John Wiley and Sons; 1986.
- Foto, JC. y Birke, JA. (1998). Evaluation of multidensity orthotic materials used in footwear for patients with diabetes. *Foot & Ankle International*, 19, 836-841.
- Goske, S., et al. (2006). Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 39, 2363-2370.
- Jones, BH. et al. (2002). Prevention of lower extremity stress fractures in athletes and soldiers a systematic review. *Epidemiologic Reviews*, 24, 228.
- Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics* 1977; 33:159-74.
- Leber C, Evansky PM. A comparison of shoe insole materials in plantar pressure relief. *Prosthetics and Orthotics International*. 1986;10: 135-138.
- Lemmon O. The effect of insoles in therapeutic footwear - a finite element approach. *J. of Biomechanics*.1997;30: 615-20.
- Mills, NJ., Rodríguez-Pérez, MA., (2001). Modelling the gas-loss creep mechanism in EVA foam from running shoes. *Cellular Polymers*, 20, 79-100.

- O'leary K, Anderson K, Heiderscheit B. Effect of cushioned insoles on impact forces during running. *J. of American Podiatric Medical Association*.2008; 98; 1.
- Paton, J. et al. (2007). The Physical Characteristic of Materials Used in the Manufacture of Orthoses for Patients with Diabetes. *Foot & Ankle International*, 28, 1057-63.
- Pratt, DJ., Rees, PH. y Rodgers, C. (1986). Assessment of some shock absorbing insoles. *Prosthetics and Orthotics International*, 10, 43-5.
- Rome K., (1991). A study of the properties of materials used in podiatry. *Journal of American Podiatric Medical Association*; 81: 73-83.
- Sariatmadari, MR., English, R. y Rothwell, G.(2012) Effects of temperature on the material characteristics of midsole and insole footwear foams subject to quasi-static compressive and shear force loading. *Materials and Design*, 37, 543-559.
- Thacker, SB. et al. (2002). The prevention of shin splints in sports: a systematic review of literature. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34, 32.
- Verdejo, R., Mills, NJ. (2003). Heel-shoe interactions and the durability of EVA foam running-shoe midsoles. *Journal of Biomechanics*, 37, 1379-86.
- Whittle MW. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait Posture*. 1999; 10, 264-275.

---

# INTRODUCCIÓN



# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1. Planteamiento

Este estudio pretende contribuir a relacionar las principales características físicas y mecánicas de tres polímeros celulares, empleados en ortopodología: caucho EVA, polietileno y poliuretano, así como su comportamiento cuando se someten a procesos de fatiga ó estrés mecánico, con las propiedades que tienen estos materiales para descargar presiones y absorber energías mecánicas de choque. Estos materiales se utilizan para fabricar ortesis plantares, que se emplean en el tratamiento de ciertas patologías del pie.

En este capítulo se citan las afecciones más frecuentes que se suelen tratar con ortesis plantares dentro de la patología del aparato locomotor, con las citas de los autores de trabajos relevantes sobre el tema. Hemos dividido estas patologías del pie en dos grandes grupos atendiendo a la población que las suelen sufrir. En el primer grupo se incluyen las patologías agudas y crónicas que pueden afectar a toda la población, pero que suelen tener más incidencia en la población adulta, como: artritis, artrosis, diabetes, pie neurológico, etc. En el segundo grupo nos referiremos a las lesiones o patologías que ocurren con la práctica del deporte: fascitis, tendinitis, talalgias, periostitis, etc.

Posteriormente se exponen las características físicas, químicas y mecánicas de los materiales utilizados en el estudio, así como sus propiedades específicas de descarga de presiones para llevar a cabo nuestra investigación.

## 1.2. Patologías del aparato locomotor tratadas habitualmente con ortesis plantares

Whittle (1999) expuso que el pie es el primer receptor de los impactos mecánicos que sufre nuestro organismo, cuando andamos, saltamos ó corremos. Y considerando que esta energía de choque se puede multiplicar por 2, 3 ó 4 veces el peso del cuerpo, el pie resulta ser el principal receptor de esta energía, y por tanto tendrá que disiparla para evitar efectos no deseados en el aparato locomotor. Cuando los mecanismos de atenuación de estas energías no funcionan o se sobrepasan ciertos límites por sobreuso, fatiga, ó estrés, aparecen las lesiones inicialmente de partes blandas, pudiendo afectarse también el sistema óseo. Hemos enfocado nuestro trabajo siguiendo el razonamiento de este autor. Si el organismo no es capaz de absorber la energía mecánica de choque a la que está expuesto, es cuando el profesional de la salud debe intervenir para proporcionarle los medios que sean capaces de absorber estas energías.

De Silva (2005) definió “choque” dentro del área de la física del estado sólido como: cualquier tipo de contacto directo entre dos cuerpos ó entre dos materiales cuya característica es el tiempo de contacto que generalmente es muy corto. Es en este periodo de tiempo cuando se transmite la mayor cantidad de energía entre los dos materiales. En ortopodología consideramos un “choque”, a cada contacto que mantiene el pie con el suelo, durante la deambulaci3n, la carrera o el salto.

Los estudios de Campbell (1984) y Leber (1986) coinciden con un gran número de autores cuando defienden que en determinadas patologías del pie como: pies de diabéticos, artrósicos, artríticos, neuropatías periféricas y pies geriátricos en general, el uso de ortesis plantares fabricadas con materiales de descarga como: Plastazote, Por3n, EVA, son elementos fundamentales en el tratamiento de estos pacientes, poniendo especial atenci3n en los que tenían historia o riesgo de úlceras plantares y sobre todo por el carácter preventivo que pueden llegar a tener los tratamientos

ortésicos. (Foto 1996; Mueller 1997; Ashry 1977; Brodsky, et al. 1988; Curryer 2000).

La eficacia de los tratamientos para tratar a pacientes diabéticos y reumáticos con ortesis plantares de descarga cuando han valorado el efecto de las fuerzas axiales ó verticales al suelo, medidas con diversos sistemas de plataformas de presión, han demostrado que los materiales viscoelásticos empleados, disminuían significativamente las presiones máximas, mejorando su sintomatología dolorosa en general (McPoil 1992; Hosein 2000; Sanders 2000).

El antepié es la zona que presenta más sintomatología dolorosa, sobre todo en las articulaciones metatarsofalángicas (O'Connell 1998; Mann 1999). La inflamación de estas articulaciones produce dolor, deformidades y disminución de la movilidad articular generando estrés en las articulaciones adyacentes y sobrecargas mecánicas (Dimonte 1982; Gould 1982). El aumento de la presión en la zona plantar del antepié puede producir en los pacientes con artritis reumatoide un dolor crónico (Brown 1996; Van der Leeden 2006). Estos cambios en las estructuras del pie, así como en su función por la aparición del dolor, disminuía muy significativamente la capacidad de caminar de los pacientes (Dimonte 1982; Wickman 2004). El control del dolor es importante para poder conseguir una mejor calidad de vida de estos pacientes para que puedan caminar con regularidad (Platto 1991). Las medidas conservadoras que incluyen el empleo de ortesis plantares funcionales para estas patologías son a menudo pasadas por alto por algunos profesionales (Burra 1998).

Son muchos los estudios que han evaluado el efecto de las ortesis plantares para redistribuir las presiones plantares en pacientes con artritis reumatoide (RA) (Barrett 1976; Hodge 1999; Shrader 2003 y Jackson 2004). También hay muchos estudios enfocados a determinar la disminución del dolor en patologías crónicas del pie geriátrico mediante el empleo de ortesis plantares fabricadas con materiales viscoelásticos: siliconas, geles de poliuretano, etc. (Conrad 1996; Chalmers 2000; Kavlak 2003; Mejjad 2004).

Todas las fuerzas que actúan sobre un pie en dinámica, tanto las fuerzas uniaxiales como las fuerzas tangenciales ó de corte, producen un estrés mecánico que puede provocar la aparición de diversa sintomatología dérmica en el pie: rozaduras, ampollas y úlceras (Dawson et al. 2002).

Caselli et al. (2002) estudiaron el efecto que se producía en pies de pacientes que soportaban sobre sus cabezas metatarsianas esfuerzos y tensiones crecientes. Consideraron las fuerzas verticales o uniaxiales y las fuerzas tangenciales. Observaron la aparición de una serie de síntomas en el tejido dérmico: eritemas, ampollas, úlceras, etc. Esta sintomatología disminuía cuando se cambiaba al paciente ciertos hábitos de salud como emplear mejores tejidos en calcetines y medias, evitar costuras, empleo de ortesis plantares fabricadas con geles, Porón y otros materiales viscoelásticos.

Las presiones plantares no son suficientes para predecir los problemas producidos en los tejidos blandos de la planta del pie. Es la combinación de los efectos de las presiones normales, las tangenciales y el estrés mecánico (al que cada persona somete a sus pies) lo que producirán estas patologías (Veves et al. 1992; Lavery et al. 2003).

### **1.2.1. Materiales que se emplean en la fabricación de ortesis plantares**

Hall et al. en 2004 hicieron un estudio testando siete materiales utilizados habitualmente en la fabricación de ortesis plantares: Bocklite, Pelite, Plastazote, Porón, Porón forrado con nailon, Ortholite-EVA y un trilaminado de Ortholite/Porón/Ortholite. Probaron estos siete materiales en diez personas jóvenes sanos a los que hicieron correr en cintas mecánicas de marcha durante seis minutos a una velocidad de cuatro millas por hora. Y determinaron la temperatura, con un termómetro infrarrojo “Termo Trace”, en cuatro zonas: hallux, 1ª y 5ª cabezas metatarsianas, talón. Los voluntarios ensayaron todos los materiales y se observaron unos aumentos significativos de la temperatura con todos los materiales y del mismo orden. Sin

embargo no se encontraron diferencias entre los materiales ni entre las diferentes localizaciones. Este estudio se realizó con voluntarios sanos y jóvenes lo que hizo pensar al equipo investigador que para poder sacar conclusiones relevantes del experimento sería necesario repetirlo empleando personas con diferentes patologías (diabéticas, circulatorias, etc.). El objetivo principal de estos trabajos era mejorar los tratamientos de los pacientes diabéticos a los que se les prescribían ortésis plantares de descarga para la prevención de las úlceras plantares.

El uso de materiales que actúen como amortiguadores de las cargas mecánicas y por tanto disminuyan el estrés mecánico como elementos fundamentales en la fabricación de ortesis plantares, ha sido sugerido por varios autores para disminuir las lesiones del deporte (Nigg 1988; Gillespie 2003; Bus et al. 2004; Brodsky MO et al. 2007; O'Leary 2008).

Leber (1986), realizó un estudio clínico para evaluar la efectividad de las descargas producidas en puntos de máxima presión plantar, de siete materiales empleados en la fabricación de ortesis plantares: Latex foam (es un caucho de celda abierta, con buena capacidad de absorción de agua y es un material muy utilizado en la fabricación de calzado y de ortesis plantares). Dynafoam® (es una espuma de cloruro de Polivinilo). Spenco® (es un caucho tipo neopreno de celda cerrada forrado con una poliamida). Molo® (es una combinación de látex, fibras de piel, corcho y unos productos aglutinantes para poder fabricar planchas). PPT® (es un poliuretano de celda abierta poroso bastante resistente) y Plastazote® (es una espuma de polietileno de celda cerrada y termoconformable). El autor ensayó estos materiales con 26 pacientes que presentaban zonas de hiperpresión en sus pies midiendo las presiones plantares mediante el procedimiento "The Harris and Beath footprinting technique" y encontró que la media de las presiones plantares de todos los participantes, medidas sin tratamiento ortésico, con el pie descalzo fue de 398 kN/m<sup>2</sup>, con este valor muchos pacientes referían dolor local. Cuando se utilizaron todos los materiales de descarga el nuevo valor medio de las presiones fue de 186 kN/m<sup>2</sup>. Los materiales PPT, Plastazote® y Spenco®, obtuvieron los mejores valores de descarga. Estos

datos coincidían con el trabajo de Cambell en 1982, realizado años antes en el laboratorio mediante la técnica del test de compresión.

Shiba (1995) y Windl (1999) realizaron trabajos de investigación sobre el tratamiento de las hiperpresiones plantares, empleando varios materiales de descarga (espumas de poliuretano, porón y materiales viscoelásticos) y obtuvieron resultados positivos, ya que observaron una disminución de las presiones plantares en los voluntarios que utilizaron ortesis plantares con estos materiales de descarga.

Caselli et al. 1997, hicieron un estudio clínico para evaluar la eficacia de plantillas de material viscoelástico, (“Viscoped”), y Porón. Treinta y cinco pacientes fueron divididos aleatoriamente en tres grupos. Todos presentaban hiperqueratosis plantares metatarsales. Después de realizar un tratamiento de quiropodia para eliminar las queratosis a todos los pacientes; al primer grupo se le puso unas plantillas de material viscoelástico, al segundo grupo se le puso unas plantillas de Porón y al tercer grupo no se le puso ninguna plantilla, y sirvió en el ensayo clínico como control. Del estudio se obtuvieron datos con significación estadística. Los dos primeros grupos tratados con plantillas de descarga, tuvieron una mejoría significativa comparándola con los casos control. La terapia combinada: quiropodia de las hiperqueratosis y plantillas con materiales viscoelásticos demostró ser la más eficaz en relación al tratamiento donde solo se realizó una quiropodia.

Se han realizado varios estudios para reducir la presión plantar en varios tipos de pacientes, preferentemente hemos encontrado más estudios referidos a pacientes diabéticos. Algunos de estos trabajos emplearon como elementos ortésicos, plantillas prefabricadas sin ningún tipo de descarga metatarsal, con resultados buenos cuando el valor de las presiones plantares no era muy elevado ni existían grandes deformidades de los pies (Ashry et al. 1997; Lavery et al. 1997; Rogers 2006).

Por el contrario otros autores han basado sus estudios en ortesis funcionales fabricadas sobre moldes de escayola rectificadas a medida (Lord 1994; Albert 1994;

Kato 1996; Tsung 2004; Viswanathan 2004). En todos estos estudios realizados en Estados Unidos, se emplearon prácticamente los mismos materiales: Plastazote de varias densidades, Poliuretanos con diversos grados de viscoelasticidad, Porón de varias densidades, Pelite de varias durezas y espumas de caucho EVA.

Algunos autores como Foto (1998); Pratt (1986) y Birke (2008), han informado de la sinergia que alcanzan el Porón combinado con Plastazote teniendo un buen comportamiento después de 100.000 ciclos de estrés mecánico realizados en el laboratorio. En estos momentos son varios los autores que califican al Porón como un material muy “prometedor” para ser utilizado en la fabricación de soportes plantares de descarga, argumentando esta aseveración con las pruebas realizadas por Rome (1991) y Paton (2007) en laboratorios de investigación de materiales.

Curryer en 2000 hizo un estudio del efecto de las fuerzas verticales y de las fuerzas tangenciales que actúan sobre el pie en dinámica, en pacientes con diabetes. Y observó que el efecto de los materiales utilizados con más frecuencia pertenecían todos a la familia de los “foam” (Plastazote, Spenco, PPT, Porón), y que estaban bien documentados sus efectos beneficiosos para tratar las lesiones producidas por las fuerzas verticales a la planta del pie. Coincidiendo estos resultados con los obtenidos por Holstein (1976) y Bradley (1986) años antes. Sin embargo el efecto terapéutico de estos mismos materiales para tratar las lesiones producidas por las fuerzas tangenciales o de cizalla, estaban poco estudiados y no existían unos trabajos bien documentados y concluyentes. Probablemente fuera por la falta de procedimientos y de la tecnología necesaria para poder medir estas fuerzas tangenciales durante la marcha o la carrera, lo que condiciona que haya pocos investigadores que estudien el efecto de estos materiales para tratar el efecto de estas fuerzas. Laing, et al. 1992 y Curryer 2000, establecieron en sus estudios la hipótesis que, ciertos materiales en gel (Conformagel), eran más efectivos que los materiales tipo foam, (Plastazote, Neopreno, PPT), para reducir las fuerzas tangenciales ó de cizalla en puntos de máxima presión para pacientes diabéticos.

La combinación de Porón y Plastazote ha sido definida como la combinación más adecuada para disminuir las presiones plantares en diversas patologías. Estas presiones se llegan a reducir en un 32-48% dependiendo de las densidades de ambos componentes, al conseguir aumentar el contacto en toda la superficie plantar (full contact) (Mohamed 2004; Lott et al. 2007; García Carrasco 2012). Se ha empleado un material bicomponente de Plastazote de 140 kg/m<sup>3</sup> y un Porón de densidad elevada (PF-Porón), para descargar úlceras en cabezas metatarsales. Para mayor durabilidad en esta combinación de materiales el Porón se coloca en la zona más plantar, de esta forma es el material que absorbe el primer impacto con el suelo al andar, mientras que la misión del Plastazote como material termoconformable es adaptarse a toda la superficie del pie, con lo que aumentará la superficie de apoyo. Este estudio demostró una reducción del pico de presión del 29%, lo cual mejoró en un 8% respecto a los resultados obtenidos, cuando este experimento se realizó con los dos materiales por separado (Erdemir 2006).

#### **1.2.1.1. Criterios de elección de los materiales empleados en la fabricación de ortesis plantares**

En la revisión bibliográfica que hemos realizado no se han encontrado trabajos que relacionen estas dos cuestiones, por un lado las propiedades mecánicas de estos materiales y por otro las aplicaciones terapéuticas más adecuadas cuando se utilizan en la fabricación de ortesis plantares a medida, para tratar patologías en el pie, así como facilitar la elección de cada material con criterios científicos. Tampoco hemos encontrado trabajos concluyentes que informen de la vida media activa de estos materiales, definida esta aplicación mediante ensayos de estrés mecánico y de fatiga. Existen datos e informaciones establecidos por la experiencia, pero sin ningún resultado estadístico (Birke 1999; Foto 1999) y en cuanto a las características técnicas de los materiales se conocen las que aportan las empresas proveedoras del sector de ortopedia que ofrecen una información escasa, donde apenas se facilita los valores de su densidad y dureza según Camp Faulí et al. (2008).

Lemon et al (1997) defendieron el procedimiento, FEA (Finite Element Análisis), como un método matemático que tenía la gran ventaja de poder realizar muchas simulaciones de forma rápida y con un bajo coste económico, comparándolo con el procedimiento clásico de ensayo-error. Hicieron una serie de simulaciones de los valores de las presiones plantares dependiendo que la persona estuviera descalza o calzada. Estos estudios pueden ser la base para analizar en un futuro las estructuras, diseños y los materiales más adecuados de las ortesis plantares que se utilicen para tratar las lesiones y patologías del pie.

Campbell en 1982, observó que los criterios de elección para seleccionar los materiales que se iban a utilizar para fabricar las ortesis plantares, se basaban en la experiencia del profesional, en la información facilitada por otro compañero, en la información facilitada en los congresos profesionales, así como en otros factores como los costes y la disponibilidad del producto. Valorando estas circunstancias, propuso que los materiales que se empleaban para fabricar ortesis plantares, debían de cumplir una serie de exigencias para beneficio del paciente ya que se están incorporando nuevos materiales como espumas, cauchos y plásticos que están reemplazando a los clásicos materiales mejor conocidos por los profesionales. Sin embargo de estos nuevos materiales se tiene poca información científica por lo que también propuso que sería conveniente poder relacionar las propiedades mecánicas de los materiales, con sus aplicaciones más adecuadas para el tratamiento de las diversas patologías del pie. Se podía pensar que esta cita es antigua y que en los tiempos actuales la cuestión será muy diferente. Pero lamentablemente tenemos que decir, coincidiendo con otros autores que la situación es muy similar. No se han encontrado cambios al respecto donde se exponga la relación entre las patologías o las lesiones que sufren los pacientes en el miembro inferior y más concretamente en sus pies, relacionadas con unos criterios básicos en la selección de los materiales necesarios para fabricar los soportes plantares que se prescriben (Ulbrecht et al. 1994; Lavery 1997; Curryer 2000; Barani 2005; Paton 2007; Burns 2008; Camp-Fauli, 2008; Healy 2011).

Características que debían cumplir los materiales según Campbell:

1. Biocompatibilidad con los tejidos del pie.
2. Facilidad de uso por parte del paciente.
3. Facilidad de fabricación en los laboratorios de ortesis.
4. Disponibilidad (Manteniendo su calidad constante).
5. Duración adecuada.
6. Que sus propiedades mecánicas estén en línea con las de los tejidos.
7. Que produzca un confort al paciente al usarla.
8. Que la relación coste beneficio sea lógica.
9. Que sus propiedades de distribución de presiones sea eficaz.

Askeland (2001), consideró que las propiedades mecánicas de los materiales que explican su comportamiento en cuanto a su respuesta a la acción de las fuerzas que actúan sobre ellos incluyen: resistencia, rigidez y ductilidad. El profesor de la Universidad de Missouri-Rolla de la asignatura ingeniería metalúrgica Donald R. Askeland, hace un planteamiento general de las propiedades mecánicas de los materiales y nosotros seguimos los procedimientos rigurosos de la Ciencia y Tecnología de los materiales que propone.

En la revisión que hizo Barani (2005) sobre las características de una serie de materiales como: los cauchos, copolímeros de EVA, polietilenos, siliconas y poliuretanos, llegó a la conclusión que había poca información disponible sobre los efectos de estos materiales, en relación con su capacidad de disminuir las presiones plantares que se producían tanto en dinámica como en estática para evitar patologías por sobrecarga mecánica en el pie.

Hay tres criterios básicos necesarios para poder elegir los materiales más adecuados para diseñar y fabricar cualquier estructura, componente o producto según Callister (2009):

**Criterio 1.** Deben caracterizarse las condiciones de servicio del material, ya que estas condiciones de trabajo serán las que dictarán las propiedades solicitadas al material. En pocas ocasiones encontraremos un material que tenga la combinación ideal de todas las propiedades exigidas y que por el contrario no tenga ningún inconveniente.

Por ello puede ser necesario en muchas ocasiones sacrificar una de las características del material en favor de otra que la consideramos más relevante para nuestro proyecto. El ejemplo clásico puede ser elegir entre resistencia y ductilidad; normalmente un material que tenga alta resistencia tendrá una ductilidad limitada. En tales casos puede ser necesario encontrar un punto medio razonable entre dos ó más propiedades.

**Criterio 2.** Es muy importante considerar cuando vamos a elegir un material las condiciones “de deterioro”, que se producen durante su uso. Son muchas las condiciones de trabajo que deterioran los materiales (altas y bajas temperaturas, rayos ultravioleta, disolventes orgánicos, contacto con materiales abrasivos, gases, tensiones cíclicas de estrés, tensiones de cizalla, etc). Y aunque este deterioro depende de muchos factores, el ingeniero ó técnico de materiales debe de contar con la mejor información posible de la fatiga y la vida media de los materiales que le ofrecen las empresas proveedoras.

**Criterio 3.** En muchos casos un factor decisivo de elección, será tanto las dificultades en cuanto a la disponibilidad del material, como a la consideración económica de su precio. Puede encontrarse un material que tenga un buen conjunto de propiedades pero cuyo coste sea prohibitivo. También ocurre con más frecuencia que ciertos materiales y materias primas escasean en un mercado tan competitivo, dominado por las grandes multinacionales y por los países emergentes que acaparan la producción mundial de muchos componentes básicos. En resumen podemos decir que cuanto más familiarizado esté el técnico responsable del área de materiales de una empresa con las diferentes características y las relaciones entre estructura

y propiedades de los materiales, así como con las técnicas de su procesado, más eficaz será en su trabajo y más seguro se sentirá para hacer la elección de los materiales basándose en sólidos criterios científicos y técnicos.

En general por los resultados obtenidos, algunos autores después de realizar sus trabajos donde obtienen unos resultados dudosos (Thacher 2002; Jones 2002), proponen hacer estudios más amplios tomando muestras mayores de población y realizar la investigación adecuada sobre los materiales más utilizados para poder demostrar estas relaciones entre los materiales de descarga y la disminución de las patologías de lesiones por estrés mecánico en el pie.

En la misma línea de Hall et al (2004), otros investigadores han estudiado los efectos de las presiones axiales y las presiones tangenciales en el pie, relacionándolas con el aumento de la temperatura local del mismo, dependiendo de los materiales utilizados para fabricar las ortesis plantares (Mahanty 1979; Sanders 1998). No hemos encontrado un trabajo que haya cuantificado la interacción de los materiales que componen las ortesis plantares, con la variación de la temperatura del pie diabético.

El objetivo del tratamiento de estas enfermedades sistémicas es reducir estas presiones plantares y como consecuencia disminuir la intensidad del dolor. Además del tratamiento farmacológico y rehabilitador, el uso de ortesis plantares fabricadas con materiales viscoelásticos, han demostrado su eficacia. (Chalmers et al. 2000; Jackson 2004; Clark et al. 2006).

La deformidad hallux abductus valgus (HAV), puede producir dolor y una limitación de la movilidad de la articulación metatarsofalángica del primer radio (Phillips 1994). Son varios los factores que pueden contribuir a la aparición de esta alteración: predisposición genética, alteraciones biomecánicas y calzado inadecuado (Schweitzer 1999; Thomas 2003). Pacientes con HAV suelen experimentar ciertas complicaciones como: metatarsalgias, dedos en martillo y en garra (Lorei 2006; Saro 2007). La capacidad de carga del hallux se perturba por la existencia del HAV,

esta discapacidad se desplaza a otras regiones del antepié, produciendo sintomatología dolorosa, e hiperqueratosis. En esta patología se ha podido comprobar que una ortesis plantar que descargue y alinee la zona del antepié, produce mejoría, tanto por disminución del dolor, como por la disminución de la presión máxima en ciertos puntos del antepié y debido a la viscoelasticidad de los materiales utilizados (Hutton 1981; Waldecker 2002; Kernozek 2003).

#### **1.2.1.2. Estudios de laboratorio realizados con materiales que se emplean en la fabricación de ortesis plantares**

Varios autores en estudios de laboratorio han llegado a la conclusión de que el comportamiento de los materiales viscoelásticos de descarga de presiones, (geles, silicona) después de 100.000 ciclos de compresión con una presión de 700 (kPa) y una frecuencia de 60 (ciclos por minuto), era ligeramente inferior al comportamiento del copolímero etilen vinilacetato (Campbell 1984; Sanfilippo 1992; Fauli 2008).

Los materiales, Porón y Plastazote son frágiles en función del tiempo de uso. Al respecto, Campbell (1984) indicó que el Plastazote se deprime mucho al estar sometido a unas cargas regulares y el Porón al tener una resistencia a la abrasión muy baja se deteriora bastante por el uso, sobre todo frente a fuerzas tangenciales o de cizalla, por estos motivos se deben realizar estudios más amplios para determinar el desgaste real de estos materiales y poder calcular “su vida útil” (Fauli 2008).

Hay pocas investigaciones disponibles que demuestren la efectividad de los materiales compuestos, como (Plastazote + Porón), (Plastazote+ EVA), (Pelite+Porón), utilizados como primera capa o capa de apoyo, o capa de descarga de una ortesis plantar, comparándolos con los materiales simples, Plastazote, Porón, Pelite. Aunque la mayoría de las plantillas termoconformadas sobre molde de escayola se realizan con varias capas de materiales, a veces distintos y a veces de la misma familia pero de distinta densidad, o de distinta dureza. El resultado es que hay pocos

estudios con unos resultados concluyentes sobre la sinergia que se produce cuando estos materiales se laminan para su uso en planchas bidensity o tridensity (Leber 1986; Foto 1998; Curryer 2000).

Pratt en 1986, hizo un estudio empleando el material Porón y llegó a la conclusión que es uno de los materiales más populares y más empleados por una gran mayoría de profesionales como elemento activo para contrarrestar energías de choque. Es una espuma de poliuretano de celda abierta y tiene una buena resistencia mecánica cuando está forrado con un tejido de poliamida, poliéster, piel natural, etc.

Posteriormente Aerts (1993) realizó pruebas de impactos cíclicos en taloneras en el laboratorio y llegó a la conclusión que la compresión de una talonera dura era menor que la de una talonera blanda y relacionaron en su estudio que la respuesta de la talonera dependía de varios factores: temperatura, frecuencia de los impactos (ciclos/segundo) y de la capacidad del talón para deformar la talonera por tensiones de compresión.

Shorten en 2000 señaló que los sistemas de amortiguación blandos incrementan la duración del tiempo de los impactos de la pisada del talón y distribuyen la carga por un área más amplia de la superficie plantar, aumentando la superficie de apoyo plantar.

La difusión de los gases contenidos en las espumas de caucho EVA, que se producen en el proceso industrial de vulcanización, fue estudiada por Mills en 2001. Realizó su experimento utilizando una carga de arrastre (creep loading), que produce un deterioro de las celdas cerradas del caucho, con lo que se produce una pérdida gradual de la concentración de gas en las celdas y dependiendo de la intensidad de la carga de arrastre llegaron a la conclusión que el contenido de gas en las celdas de la espuma del caucho EVA, decrecía con el tiempo y que esta reducción del gas intracelular era la responsable de la disminución de las propiedades de almohadillado del material.

Un estudio para valorar las alturas que deben tener los materiales empleados para fabricar una talonera fue realizado por Esenyel et al. (2003) y tuvieron en cuenta que una cierta altura era beneficiosa para la biomecánica normal del pie. Sin embargo observaron que si esta altura era excesiva se producían desalineaciones y se podía alterar la función de los músculos, y además había cambios en el mapa de las presiones plantares y las reacciones de las fuerzas del suelo “ground reaction forces”, (GRFs). Todos estos cambios podían producir problemas biomecánicos en el miembro inferior como también observaron Gefen (2002) y Hong et al. (2005) en sus estudios.

Algunos autores aseguran que cuando se utilizan materiales viscoelásticos en las ortesis plantares y se emplean calzados con entresuela de EVA, que también absorbe energía mecánica de choque, se logra disipar un elevado porcentaje de energía. Este porcentaje lo han medido, (Verdejo 2004; Lott et al. 2007; Shariatmadari 2012), siendo su valor entre el 30 y el 65%.

Bus (2004) hizo un estudio en el que valoró la durabilidad de una serie de materiales (Porón, Plastazote y Polietileno), realizando estudios de desgaste después de caminar periodos de 50.000 pasos (equivale a unos 50 km aproximadamente). También comprobó que una buena estrategia de tratamiento para reducir la elevada presión plantar en enfermedades crónicas, como diabetes, artritis reumatoide, etc., era el uso de ortesis plantares con materiales de descarga de presiones. Sanfilippo (1992) dice que para conseguir que la plantilla sea capaz de reducir la elevada presión plantar por debajo del umbral del dolor son los materiales blandos colocados en las plantillas los que reducen la presión plantar al amoldarse a la forma del pie, incrementando de esta manera el área de contacto del pie con el suelo. A este respecto García Carrasco, en su tesis doctoral (2012), comunicó que el umbral límite para producirse una úlcera diabética se estableció en 750 KPa. En su trabajo indica que la media de presiones máximas en el antepié para el grupo de pacientes que estudió, fue de 1.362,11+/- 383,53 KPa sin ortesis plantar. Con la ortesis disminuyeron estos valores a 730,59+/-205,88, resultando un valor significativamente menor con la plantilla ( $P < 0,001$ ) demostrado cuando realizó el análisis

de la t-pareada de Student. En la misma línea de trabajo, Rogers (2006) realizó un estudio para comprobar si existía diferencia ó no tanto en la presión máxima como en la integral fuerza tiempo en el antepié cuando se usan plantillas fabricadas con dos materiales utilizados frecuentemente por los podólogos, (Porón ó una combinación de Porón y Plastazote). Encontró diferencias significativas entre los resultados obtenidos, cuando no se empleaban las plantillas y cuando si se emplearon. Todos estos autores se basan en la aplicación de la ecuación de física general [1]: presión es la fuerza-peso aplicada por unidad de superficie (Sears, 1971).

$$P = \frac{F}{S} \quad [1]$$

Donde (P) es la presión; (F) la fuerza en este caso el peso del paciente y (S) la superficie de apoyo. Al aumentar el denominador (S), disminuye la (P).

Goske et al. en 2006 expusieron en su trabajo que se produce una disminución del pico de presión en el talón medido con plataforma de presión, cuando se emplearon materiales de descarga como “Microcel Puff” de 6,3mm de espesor. El autor empleó los siguientes materiales (Microcel Puff, Microcel Puff Lite y Porón). Realizó tres tipos de ortesis para proteger el apoyo del talón. Plantillas completamente conformadas (Full conforming); plantillas semiconformadas,(Half conforming) y plantillas por elementos planas (flat). Las plantillas “Full conforming” descargaron de media un 37%; las plantillas “Half conforming” un 26% y las plantillas planas un 16%. En este trabajo que resulta ser muy concluyente en sus resultados, hay que considerar que los autores tomaron la medida en el “primer paso” solamente.

Los materiales viscoelásticos (Plastazote, Porón, caucho EVA y Pelite) fueron estudiados por Brodsky et al. (2007). Y valoraron el efecto de estos materiales cuando se empleaban en la fabricación de ortesis plantares para diabéticos y pacientes con neuropatías periféricas. En todos los casos observaron que estos materiales dis-

minuían las presiones plantares medidas con una plataforma de presiones. Con la mezcla de Porón y Plastazote obtenían mejores resultados a nivel del confort y comodidad referidos por los pacientes. A corto plazo el Plastazote se deprimía bastante en relación a los otros materiales como Pelite y caucho EVA de dureza intermedia.

Otros autores (Sun et al. 2007) comparan las características de dos materiales realizando ensayos de laboratorio. Tomaron para este trabajo un elastómero termoplástico y una silicona como materiales de amortiguación e hicieron ensayos de compresión en un dinamómetro comparando dos variables: tres durezas diferentes y seis espesores distintos. Sobre las curvas de compresión evalúan, el rendimiento de absorción de los impactos y la energía disipada o histéresis. También estudian el efecto de las cargas cíclicas que actúan sobre las taloneras realizadas con estos materiales. Llegaron a la conclusión de que absorbían mejor la energía mecánica de impacto las taloneras de termoplástico, resultando que las muestras de silicona perdían sus propiedades mecánicas de amortiguación, cuando habían realizado menos ciclos de estrés que las muestras de material termoplástico.

Ki (2008) comparó las presiones plantares en treinta voluntarios sin patología definida en sus pies, primero con los pies descalzos y después sobre tres tipos de plantillas: la primera plana (por componentes), la segunda realizada sobre un molde positivo de escayola tomado con espuma de fenol, con la articulación subtalar neutral y la tercera mediante un procedimiento CAD-CAM (computer-aided design and computer-aided-manufacturing). Dividió la planta del pie en ocho regiones: talón, arco medial y lateral, antepié medial y lateral, hallux, dedos medios y laterales. Tanto las plantillas realizadas por el método CAD-CAM como las plantillas realizadas por el método de termoconformado sobre molde positivo de escayola, disminuyeron los picos de presión en la región del talón y en el mediopié. Sin embargo el pico de presión en el antepié fue diferente en ambos procedimientos.

En un trabajo de investigación (Birke 2008) estableció que el Porón tenía un buen comportamiento ante fuerzas de estrés normales y cortantes; y que tam-

bién mantenía un buen comportamiento de compresión-set cuando se utilizaba en el tratamiento de úlceras plantares en pacientes diabéticos, neuropáticos y artrósicos dónde tuvo buenos resultados con este material para las descargas de esta patología.

Un estudio para valorar la interacción entre la región plantar del pie y el zapato, utilizando el método de análisis por elementos finitos (FEA) fue realizado por Natali en 2010. Los datos se obtuvieron determinando las presiones plantares con voluntarios que andaban sobre una cinta de marcha, y se utilizó el sistema “Pedar® system”. Con el objetivo de examinar la configuración de la postura en las plataformas estabilométricas, se adoptaron estimar la distribución de las presiones plantares en tres regiones que soportaban el arco plantar, las cabezas metatarsianas, el apoyo de talón y el apoyo del arco longitudinal externo. Ensayaron varios materiales de descarga (Porón, Plastazote, polietileno) y se comprobó que todos ellos disminuían el valor de las presiones plantares en dinámica.

Un estudio con 5 personas sanas (Jasper 2010), a las que fue adaptando diversas plantillas con los siguientes materiales: Porón, Plastazote, fieltro semicomprimido y mezclas entre estos materiales. Fue midiendo las presiones plantares en una plataforma dinamométrica y observó que todos estos materiales producían una disminución de las presiones en los puntos de máxima presión que se habían determinado previamente a cada paciente, haciendo una medida en la plataforma de presiones con los pies descalzos y después con los materiales de descarga. Su mecanismo de acción era básico, se trataba de materiales viscoelásticos que se adaptan bien a la superficie de apoyo del pie y aumentan fácilmente esta superficie de apoyo.

También han sido estudiados varios modelos de plantillas realizados para unas mismas patologías pero con diferencias de diseño cuantificables simulando lo que ocurre en la actividad profesional que para la misma patología se diseñan y fabricaban ortesis plantares diferentes (Stolwijk et al. 2011). Estos autores midieron picos de presión uniaxial utilizando una plataforma (Footscan insole system de Rscam

Internacional) y entre sus conclusiones, destacaron que distintos modelos de ortesis plantares realizados a medida sobre moldes de los pies de los pacientes, con diferentes diseños, producían un nivel de distribución de presiones muy similar, lo que sugería la importancia de las propiedades viscoelásticas de los materiales empleados en la fabricación de dichas ortesis.

Un estudio con 10 participantes (Healy 2011) de voluntarios a los que hizo caminar sobre una cinta de marcha primero solo con zapatos y después cada participante caminó en la cinta con cuatro plantillas diferentes. Empleó caucho EVA de dos densidades y espuma de poliuretano de dos densidades distintas. Finalmente llegó a la conclusión que ambos materiales realizaron una disminución de las presiones plantares.

En la actualidad hay una escasez de investigaciones con resultados concluyentes, que recomienden con criterios científicos los materiales que deben componer las ortesis plantares para tratar las diversas patologías del pie.

### **1.2.1.3. Fuerzas que actúan en el pie**

Gefen (2004) realizó un trabajo en dinámica para comprobar las presiones que actuaban en la planta del pie y determinó que las presiones recibidas en la piel tanto las presiones axiales como las tangenciales, tenían una repercusión en tejidos blandos más profundos llegando a comprometer el sistema neuro-vascular y el sistema óseo.

Philips (1997) y EK (1985) destacan la aparición de puntos con sintomatología dérmica por híper presiones y describen la concurrencia de varios tipos de fuerzas o presiones, en el origen de estas patologías que pueden llegar a ser graves como las úlceras, males perforantes plantares, etc. A este respecto describen tres tipos de fuerza que colaboran en su aparición:

- I. Presiones verticales que actúan entre la piel y las prominencias óseas. Estas presiones generalmente son mayores que en superficies de apoyo sin prominencias óseas.
- II. La presión del cierre de los capilares, que es un valor con grandes oscilaciones, depende exclusivamente de las condiciones de salud de cada persona.
- III. Fuerzas tangenciales, de cizalla o de corte, se producen cuando hay movimiento del pie sobre el zapato. Estas fuerzas son muy agresivas y su efecto se ve aumentado por diferentes factores como la humedad, arrugas en la piel, arrugas de medias y calcetines, etc.

Cuando se producen en el pie excesivas fuerzas tangenciales al andar o correr, aparece en el mismo un engrosamiento del extracto córneo de la piel produciéndose hiperqueratosis localizadas en los puntos de hiperpresión (Mackencie 1974).

Otros autores han establecido modelos que sustituyen la medida uniaxial (Tappin et al. 1980) que es un procedimiento habitual, por otra medida en dos dimensiones (Abuzzahab et al. 1997; Giacomozzi 1997; Davis et al. 1998). Las fuerzas verticales actuando simultáneamente con las fuerzas tangenciales pueden dificultar la circulación local (Bennet 1979; Zang 1993). Todos estos estudios citados animan en sus conclusiones a tomar este camino de medir y cuantificar estas fuerzas tangenciales, debido a su importancia para hacer una buena prevención y por la dificultad que tiene su medida dentro de un calzado.

Considerando que el Hallux abductus valgus (HAV) es una patología frecuente en el antepie, (Metin en 2007) hizo un estudio para medir la distribución de las fuerzas que actuaban en pacientes que presentaban esta patología. Mediante el sistema “ANOVA” para validar estadísticamente diversas medidas de presiones, definió cinco zonas en la planta del pie: hallux, dedos menores, 1ª cabeza metatarsiana, cabezas metatarsales centrales y cabeza del 5º metatarsiano, midiendo las fuerzas

verticales. No pudo medir con validación estadística las fuerzas tangenciales en el antepié. Reconoció en su trabajo que la cuestión de medir con precisión las fuerzas tangenciales en dinámica, no estaba resuelto.

En condiciones normales el cuerpo humano está expuesto constantemente a presiones superiores a la presión del cierre capilar por lo que mediante cambios continuos de posición, se ponen en marcha mecanismos de defensa fisiológica natural llamados hiperemias reactivas (Le KM et al. 1984; Mayrovitz et al. 1997). Por el contrario la capacidad de hiperemia reactiva está muy disminuida en pacientes con patología neurológica, en personas ancianas y en pacientes con patología vascular (Bliss 1998).

Para realizar los estudios de presiones plantares, se utilizan diversas plataformas baropodométricas, así como plantillas instrumentadas. Uno de los modelos más utilizados es el sistema Pedar®. The Pedar® system (Novel GMBH, Munich) y parece ser uno de los sistemas más fiables, con una gran repetibilidad de sus resultados (Boyd 1997; Emborg 2009). Este sistema ha sido utilizado por muchos investigadores para cuantificar las presiones plantares en diferentes condiciones, con muy diferentes patologías (Burnfiel 2004; Hessert 2005; Fradet 2009; Putti 2010; Ramanathan 2010).

Valorando las presiones plantares puntuales podemos considerar que para un individuo sano, las presiones de oclusión capilar máxima alcanzan los 20 mm de Hg. Si se alcanzan presiones superiores a estas, en pequeñas áreas y de forma cíclica o bien durante tiempos prolongados, se puede desencadenar una zona de isquemia vascular, con la correspondiente disminución de la concentración de oxígeno y otros nutrientes celulares. En esta situación los tejidos se pueden alterar por la respiración anaeróbica celular, ocasionando alteraciones a nivel de la membrana celular y con la liberación de aminas vaso activas, ocasionando lesiones plantares y dérmicas (Soldevilla 2007).

#### **1.2.1.4. Tratamientos mediante ortesis plantares para descarga de presiones**

Hay pocos trabajos que traten de la relación existente entre las características mecánicas de los materiales estudiados y sus aplicaciones terapéuticas en la elaboración de ortesis plantares para las alteraciones del aparato locomotor. Tampoco hemos encontrado estudios concluyentes de ensayos de fatiga de materiales, para poder determinar la vida de uso de estos materiales.

Aunque en el mercado hay muchas ortesis plantares, de serie o prefabricados que según algunos autores han probado su validez (Ashry et al. 1997; Novak 2009), lo cierto es que hay que seguir investigando para determinar la participación que tienen el diseño y los materiales empleados para conseguir ortesis plantares que mejoren los tratamientos ortopedológicos.

Hay autores que utilizaron procedimientos informatizados para diseñar y fabricar ortesis plantares, este procedimiento se conoce como técnica (CAD-CAM) diseño mecanizado y asistido por ordenador. Modelos informatizados del pie y del zapato han proporcionado alternativas para experimentar nuevos diseños para descargar presiones plantares de forma más eficaz (Lemmon et al. 1997; Chen et al. 2003; Erdemir et al. 2005).

Clark et al. en 2006 propusieron investigar los materiales que se empleaban para conseguir ortesis plantares más eficientes para tratar a los pacientes con artritis reumatoide (RA), y que tuvieran problemas en los pies. Debido a que estos pacientes presentaban puntos de gran presión por las frecuentes deformidades que se producen en esta patología crónica, observaron que requerían materiales que tuvieran gran eficacia para disminuir los valores de las presiones máximas determinadas en plataformas de presiones, como pueden ser los materiales viscoelásticos que tienen la capacidad de absorber de forma eficaz energía mecánica. Otros autores (Curryer 2000; Paton 2007; Camp Fauli et al. 2008) hacen una propuesta similar para los tratamientos ortésicos en el pie diabético, artrítico, etc. Sobre esta patología, Novak,

en 2009, hizo un estudio para comparar la diferencia de efectividad entre las ortesis funcionales hechas a medida sobre un molde rectificado del paciente y las ortesis de serie planas. Fueron probadas en 40 pacientes con RA. A 20 pacientes elegidos aleatoriamente se les trató con ortesis funcionales y a los otros 20 con ortesis de serie planas. Se comprobó como las presiones plantares en pacientes con RA son significativamente mayores cuando estos presentaban dolor, que cuando los pacientes no presentaban dolor en la planta de sus pies. Con la redistribución de las presiones plantares se encontró mejoría tanto con las ortesis funcionales como con las ortesis plantares de serie por lo que no pudieron objetivar diferencias significativas entre los dos grupos del estudio.

Los pacientes con enfermedades reumáticas pueden sufrir ciertas deformidades en sus pies, hallux valgus, dedos en garra, dedos en martillo, metatarsalgias, talalgias, subluxaciones (Sumpio 2000; Jeng 2008). El dolor crónico de pies provoca una limitación de la actividad diaria de los pacientes así como en su calidad de vida. (Van der Leeden et al. 2006; Fauci 2008). Un análisis de las presiones plantares así como un estudio biomecánico son necesarios para evaluar y diseñar una ortesis plantar para los pacientes con estas patologías (Hodge 1999; Otter 2004).

Chang en 2011 realizó un estudio para diseñar un tipo de ortesis plantar que denominó, “Dynamic impresión insole”, para el tratamiento de los dolores crónicos que padecen los pacientes que tienen enfermedades reumáticas con afectación en sus pies. Este procedimiento de fabricación de la ortesis dinámica la realizaba en cuatro etapas.

**En la primera visita** del paciente le incorporaba en sus zapatos, una palmilla de Plastazote de 9 mm de espesor, durante 2-3 semanas. Dependiendo del peso del paciente y de su nivel de actividad, el Plastazote se deformaba en las zonas de máxima presión, pudiendo llegar a medir la mitad en cuanto al espesor.

**En la segunda visita** reforzaba las depresiones producidas en el Plastazote, colocando por debajo un material de celda cerrada de unos 20° shore A, es decir más

tenaz que el Plastazote. La unión de ambas capas se realizaba con pegamento de contacto.

**En la tercera visita** pasadas 2-3 semanas de la visita anterior, complementaba las ortesis con caucho EVA de 40° shore A, para rellenar el arco longitudinal interno, arco longitudinal externo y hasta la zona metatarsal, teniendo como referencia la huella tomada con espuma de fenol.

**En la cuarta visita** y después de haber caminado de 2-3 semanas mas con estas ortesis incompletas, se procedía a pegar una capa de EVA de 2 mm de espesor y 30° shore A de dureza como forro superior. El molde de los pies de los pacientes se tomó con espumas de fenol, manteniendo la articulación subtalar en la posición neutra si era posible mediante este proceso, se conseguía disminuir bastante el dolor crónico de estos pacientes por reparto de los puntos de presión al aumentar la superficie de apoyo.

Existe muy poca información sobre las prestaciones mecánicas de los materiales utilizados en la fabricación de ortesis plantares y menos aún cuando se pretende utilizarlos en una combinación de dos o más materiales laminados para buscar una sinergia de sus propiedades mecánicas (Tsung et al. 2004; Rogers 2006).

Un procedimiento para determinar la efectividad de los materiales para absorber las energías de los impactos que se producen al andar, correr o saltar fue desarrollado por Gillespie (2003). Empleó el “Análisis Filterbank” y el procedimiento consistió en desarrollar un método para cuantificar las frecuencias de las reacciones del suelo frente al calzado o frente a las plantillas colocadas en el interior del mismo. Siete voluntarios caminaron descalzos a través de una plataforma de fuerza, para determinar las frecuencias de choque entre (0 – 400Hz). El análisis se centró en el impacto transitorio contenido en un intervalo de 20 ms (milisegundos), después del contacto con el talón. Después caminaron sobre tres tipos de materiales de descarga: Spenco, Microcel-puff y Plastazote, colocados encima de la plataforma de fuerzas.

Estos materiales redujeron significativamente los picos de presión y las frecuencias de las ondas de choque, disminuyendo de forma considerable la frecuencia inicial de los pies cuando caminaban sobre la plataforma de marcha. Referente a los picos de presión (Bus et al, 2004), hace una comparativa en los talones medidos con los pies descalzos, poniendo una plantilla plana y comparándola con otra plantilla totalmente conformada (Full conforming), observando diferencias muy significativas del 23% a favor de las plantillas termoconformadas sobre el molde del paciente.

### 1.2.2. Características de las lesiones deportivas

La lesión deportiva es el riesgo permanente que acompaña a todos los deportistas durante el tiempo que realizan esa actividad y según Uitenbroek (1996) estas lesiones se pueden producir por accidentes violentos o por sobreesfuerzo. Hay que considerar todos los factores que influyen en la etiología de las lesiones que se producen en el deporte. Así pues estamos de acuerdo con autores como (Krivickas 1997), cuando establece un origen multicausal de las lesiones que se producen en la actividad deportiva. Este autor estudió una serie de factores predisponentes tanto intrínsecos como extrínsecos dependientes de cada deportista y reflejado en la Tabla 1.1 que condicionaban la aparición de lesiones deportivas.

**Tabla 1.1.** Factores extrínsecos e intrínsecos predisponentes para sufrir lesiones deportivas (Krivickas 1997).

Factores predisponentes para sufrir lesiones deportivas	
Factores Extrínsecos	Factores Intrínsecos
Mala programación de entrenamientos	Condición física inadecuada: problemas de alineaciones, genu valgo, pies cavos
Falta de calentamiento y estiramientos	Edad inadecuada al deporte practicado
Técnica deportiva inadecuada	Desigualdad física con el contrincante
Terreno y/o calzado inadecuados	Lesiones previas (esguinces, roturas de fibras)
Deporte mal adaptado a las características personales del deportista	Otras patologías: Artrosis, diabetes, etc

En la actividad deportiva (Steinbruck 1999) indica que es el aparato locomotor y su sistema músculo esquelético el que más se afecta. En cuanto a la frecuencia de estas lesiones, es el miembro inferior el más comprometido seguido del miembro superior, siendo la columna vertebral la zona corporal de menor incidencia lesional. Hace especial mención a las lesiones de partes blandas y su relación con la práctica deportiva. Dentro de estas lesiones (Garrido 1999 y Jarvinen 2000) destacan estudios resaltando las lesiones musculares como las más frecuentes.

Bach et al. (1985) observaron que cuando se realizan patrones de movimiento muy repetitivos como pueden ser la carrera, los saltos y la recepción en el suelo, ocurren muchas lesiones por la reducción de la flexibilidad de los grupos musculares implicados. En esta línea (Grace 1985), estudiando los desequilibrios musculares que se producían por entrenamientos mal programados, y considerando que los movimientos de las articulaciones normales implican un alto grado de coordinación entre músculos agonistas y antagonistas en términos de fuerza y flexibilidad, propuso controlar mejor los entrenamientos, para evitar que unos grupos musculares se desarrollaran más que otros, por efecto de un entrenamiento mal programado. En estos casos se producen desequilibrios en el balance de la fuerza muscular, como sucede por ejemplo cuando se trabaja en los entrenamientos con mucha más intensidad la fuerza del cuádriceps respecto de los isquiotibiales.

La gran frecuencia con la que se diagnostican sobrecargas de aductores en el miembro inferior por el gesto del salto y la recepción del mismo, se ve incrementada no solo por la fatiga muscular relacionada con el desequilibrio muscular, sino también por malas alineaciones anatómicas como genu valgo, retropié valgo, antepié varo e inestabilidad de las articulaciones relacionadas con el movimiento, como puede ser una excesiva pronación del pie. Respecto a las malas alineaciones anatómicas hay un ángulo medial entre el muslo y la pierna en el plano frontal de la rodilla denominado (ángulo Q), que es mayor en la mujer que en el hombre. Esta situación provoca una mayor tendencia a la abducción que ocurre en la ejecución del salto y es mayor en las mujeres que en los hombres, especialmente cuando aumenta la fatiga muscular, lo que explica mayor número de lesiones en mujeres cuando se

realiza este gesto deportivo (Ferreti et al. 1986). En esta línea se define Sommer (1988), indicando que el desequilibrio muscular produce fatiga muscular. El autor observó que en muchos entrenamientos los atletas se producían desequilibrios musculares que podían afectar a varias articulaciones de forma simultánea, ya que ciertos gestos deportivos son realizados por varias articulaciones que actúan de forma secuencial pero que operativamente se puede decir que actúan a la vez. Pone como ejemplo el desequilibrio entre extensores de cadera, extensores de rodilla y flexores plantares de tobillo al realizar el salto y durante la recepción del mismo.

La mayoría de las lesiones de partes blandas de los deportistas se suelen producir por: inflamación, rotura de fibras y por sobrecargas mecánicas (López Illescas 1991). Posteriormente Sandmeier en 1997 estudió la incidencia de las lesiones tendinosas por sobreuso en el deporte y llegó a la conclusión que estas lesiones constituían entre el 30 y el 50% de todas las lesiones producidas en el deporte. Se afectaban la mayoría de los tendones en función de la actividad deportiva realizada.

Las lesiones de partes blandas se pueden producir por causas extrínsecas como un traumatismo directo (patada o balonazo). Y por causas intrínsecas como una sobrecarga muscular generada por una incapacidad física de resistencia, generalmente por fatiga. Los daños son variables dependiendo de la intensidad del traumatismo y el grado de contracción muscular producida en ese momento (Concejero 1999). Álvarez (2004) nos amplía que las lesiones de partes blandas que se producen en la actividad deportiva tienen una etiología compleja y su tratamiento lo realizan profesionales de la salud, pero en su prevención están implicados un amplio equipo multidisciplinar como son los preparadores físicos, entrenadores, ingenieros, etc.

García et al en 2003 estudiaron la incidencia de una serie de lesiones frecuentes en corredores de medio fondo y fondo como: la fascitis plantar, tendinitis aquilea, periostitis tibial, etc. Y llegaron a la conclusión, que estas lesiones de tipo inflamatorio tenían un tratamiento muy insidioso, ya que en muchos casos se empleaban varios meses en la recuperación de un paciente. Realizaron un trabajo para revisar

y analizar la tipología de las lesiones más frecuentes derivadas de la práctica del atletismo, en sus modalidades de carrera de velocidad, medio fondo y fondo. Los datos de este trabajo se obtuvieron en un estudio descriptivo transversal, realizado por muestreo aleatorio simple en Galicia durante el año 2002, sobre un total de 135 atletas. Del análisis de los datos se identificaron las lesiones más frecuentes, que se exponen a continuación en la Tabla 1.2.

**Tabla 1.2.** Lesiones más frecuentes en pruebas de carrera de atletismo.

Lesiones	Nº de casos	%
Rotura de ligamentos del tobillo (esguinces)	97	16,4
Tendinitis Aquilea	87	14,7
Tendinitis Rotuliana	67	11,3
Fascitis plantar	57	9,64
Periostitis tibial	53	8,96
Rotura de fibras Isquiotibiales	52	8,79
Sobrecarga de gemelos y soleo	38	6,42
Sobrecarga de isquiotibiales	34	5,75
Sobrecarga de cuádriceps	29	4,90
Rotura de fibras de gemelo y soleo	28	4,73
Rotura de fibras de cuádriceps	21	3,55
Bursitis de rodilla	19	3,21
Sobrecarga de aductores	9	1,52

Abreviaturas: Nº, número de casos en una temporada; (%) de casos de cada lesión sobre el total de lesiones (García et al. 2003)

La incidencia de las ampollas en los pies de corredores de Maratón puede llegar al 39% (Yavuz 2010), este autor estudió la aparición de ampollas en los pies de estos deportistas y observó que la patogénesis de estas ampollas está relacionada con las fuerzas de roce o fricción excesiva que se produce entre la planta del pie y los

materiales en contacto directo con la piel. Una sola ampolla puede ser invalidante para un deportista durante la competición. Este estudio se realizó dividiendo 33 participantes en tres grupos de 11 participantes cada uno. Utilizó una plataforma de presiones y análisis de varianza para obtener una información estadística de los datos obtenidos. En este trabajo llegaron a la conclusión de que la aparición de ampollas en el deportista depende en gran medida de la propensión que tiene cada persona a padecer estas lesiones.

Ya se han expuesto los diferentes factores tanto los intrínsecos como los extrínsecos que intervienen en la etiología de las lesiones de partes blandas y que se producen en la actividad deportiva. Pero entre todos estos factores también debemos resaltar por su incidencia en la aparición de estas lesiones, la sobrecarga, la fatiga y el estrés (García 2003).

A modo de resumen citamos a Mcintosh (2005) que aplica un modelo biomecánico para describir la etiología de las lesiones por sobrecarga y concluye que la lesión se produce como consecuencia de la transferencia de energía a los tejidos y dice que los diversos tejidos humanos, como cualquier material, tienen unas propiedades mecánicas como son la dureza, módulo de elasticidad (relación entre estrés y estiramiento), tenacidad, fragilidad, etc. La respuesta será diferente en cada tejido, dependiendo de su naturaleza, así serán las cargas que podrán soportar. En este modelo lo que se determina es la relación entre la carga y la tolerancia a dicha carga que tenga cada tejido. La explicación es que ó bien el evento provoca una carga mecánica superior a su nivel de tolerancia en circunstancias normales, o bien se ha reducido el nivel de tolerancia a un punto en que la carga mecánica no es tolerada.

Por último indicar que la carrera es el gesto deportivo más habitual y produce un elevado número de lesiones. La etiología de estas lesiones que se producen al correr es multifactorial: estrés psico-físico, hipertensiones musculares, sobrecargas articulares, distensión de tendones y ligamentos, errores en los entrenamientos, calzado deportivo inadecuado, etc. (Wilmore 2001).

### 1.2.2.1. Ortesis plantares empleadas en el tratamiento de lesiones en el deporte

Varios autores consideraban que no se había probado la eficacia de los materiales con los que habitualmente se realizaban las ortesis plantares para deportistas, que se prescribían tanto para prevenir como para tratar lesiones producidas por la actividad deportiva (Perry 1995; Foto 1996; Jhonson 1988; Gardner 1988; Butler 2003; Withnall 2006). Sin embargo, otros estudios si han comprobado que el uso de ortesis plantares con materiales de descarga reducen de forma significativa el riesgo de fracturas y lesiones de partes blandas, sobre todo en procesos de tipo inflamatorio y roturas de fibras (Schwellnus 1990; Munderman 2001).

Autores consultados comunican en sus estudios los buenos resultados obtenidos para tratar dolores en la planta del pie como pueden ser las metatarsalgias, talalgias, fascitis, empleando ortesis plantares de descarga con materiales blandos y semiduros que descargan la zona dolorosa por absorción de energía mecánica de choque en el gesto deportivo. Asimismo estos materiales van a aumentar la superficie de apoyo (Campbell 1982; Brodsky 1988; Sanders 1998; Cornwall 1999; Gillespie 2000).

Las talalgias tienen una amplia incidencia en la actividad deportiva y considerando su etiología multifactorial, Pribut (2007) obtuvo datos facilitados por diversos profesionales de más de dos millones de personas practicantes de cualquier deporte en Estados Unidos. Realizó una encuesta entre los miembros de la Academia Americana de Podiatría deportiva sobre sus estrategias para el tratamiento del dolor en el talón en pacientes que realizaban algún tipo de deporte. En las primeras etapas del proceso se recomendaba evitar zapato plano y andar descalzo (92%). El uso de taloneras blandas tipo silicona lo recomendaban un (90%). Estiramientos de la musculatura de la parte posterior de la pierna (88%). Tobilleras con refuerzos (75%), Crioterapia (67%). Antiinflamatorios no esteroideos (60%). Cuando todas estas medidas no resolvían el problema del dolor en el talón se diseñaban ortesis plantares a medida (60%). Infiltraciones de corticosteroides (60%). Fasciotomía plantar (88%). Inmovilización con yeso (77%) y para finalizar, electroterapia con

ondas de choque (69%). En general coincidían muchos de los podiatras entrevistados que estos tratamientos se enfocaban por etapas para obtener unos mejores resultados para seguir ejerciendo su actividad.

Durante la carrera, cada pie soporta entre 1,5 y 5 veces el peso del cuerpo en cada apoyo unipodal (Hreljac 2004). Esto sugiere que estas cargas cíclicas o de repetición se asocian a un estrés mecánico que puede producir micro traumatismos inicialmente en los tejidos blandos y posteriormente en el sistema óseo. Como consecuencia de estas afectaciones se puede alterar la función biomecánica del aparato locomotor (James 1978). Algunas lesiones muy frecuentes se producen por estos micro traumatismos de repetición: fascitis, tendinitis, periostitis, rotura de fibras, fracturas óseas por estrés, etc. La utilización de ortesis plantares fabricadas con materiales que disminuyan las presiones, son un tratamiento eficaz para tratar estas patologías que sufren los deportistas (Milner 2006).

Davis (2008), realizó un estudio con diecinueve corredores con diversas lesiones y que fueron tratados, unos con ortesis plantares funcionales a medida y otros con ortesis de serie ó prefabricadas. Se valoraron la eversión del mediopié, la duración y la velocidad de la eversión. Las ortesis a medida fueron significativamente más cómodas ( $P < 0,05$ ) que las ortesis de serie. Los resultados sugieren que en personas sin lesiones ni patologías en sus pies hay pocas diferencias en el control del movimiento del retropié y en la comodidad de uso entre las ortesis a medida y las ortesis de serie.

Otro estudio con 23 atletas corredores que padecían periostitis tibial (Loudon 2009) cuyo tratamiento que propuso el autor para valorar la eficacia, fue el de ejercicios de estiramiento de la parte posterior de la pierna por un lado y la adaptación de ortesis plantares de serie (shelf-orthotics) por otro. Quince de los 23 atletas disminuyeron sus dolores en un 50% a las tres semanas con este segundo tratamiento.

Por lo que hemos podido comprobar, hay pocos trabajos en los que se describen y comparan las propiedades mecánicas de los materiales que se emplean en la fabricación de las ortesis plantares para deportistas. Es más fácil encontrar trabajos que hablan de materiales aplicados a tratamientos ortésicos para el pie diabético, artrítico, etc. (Curryer 2000; Paton 2007; Burns 2008; Camp Fauli 2008).

### 1.2.2.2. Incidencia de los terrenos en las patologías deportivas

Hay patologías en el deporte que pueden llegar a ser clásicas según el terreno o medio donde se practican. De ello se deduce una etiopatogenia típica con lo que resulta más fácil poner las medidas preventivas adecuadas antes de producirse la lesión o recidiva de la misma.

Todos los movimientos que realiza un deportista, producen una energía. De acuerdo con la tercera Ley de Newton de la dinámica, **“acción-reacción”** a toda fuerza se opone otra igual y de sentido contrario llamada fuerza de reacción (Bru 1969). Estas energías mecánicas se intercambian entre el suelo donde se realiza el deporte, el calzado deportivo y el pie. En este punto debemos señalar la gran importancia que tiene el suelo donde se practica el deporte, ya que dependiendo de su dureza, composición, abrasión, etc., va a colaborar en la aparición de determinadas lesiones (García 2002).

En el atletismo se producen muchas tendinopatías relacionadas con la técnica de entrenamiento y con la superficie donde se practica (Knoblock 2008). En el estudio realizado por este autor con 291 corredores en una temporada se diagnosticaron entre las cuatro primeras lesiones, las siguientes:

- Tendinitis aquilea                      56,6%
- Rodilla del saltador                      46,4%
- Periostitis                                      35,7%
- Fascitis plantar                              12,7%

Estudiaron la influencia de las superficies de entrenamiento en la aparición de diversas lesiones en deportistas, sobre todo las tendinopatías diagnosticadas en las extremidades inferiores en atletas que practicaban gestos deportivos de la carrera en sus diversas modalidades. Obtuvieron los siguientes datos: cuando corrían sobre asfalto (clasificado como terreno duro), observaron menos riesgo de lesión (RR 0,47,  $p=0,02$ ). En terrenos blandos había mayor riesgo de lesiones (RR 10,  $p = 0,01$ ). Sin embargo algunos autores aceptan que las tendinopatías rotulianas, ocurren con mayor frecuencia en terrenos duros y por ello la tendinopatía rotuliana es menos frecuente en el voley-playa por ser un terreno más blando (Ferret 1986; Lian 2005; Bisseling et al. 2007).

En el pie del deportista actúan una serie de fuerzas: axiales y tangenciales o de cizalla, que unidas a otros factores como la temperatura, humedad y características personales de la salud de cada deportista, van a condicionar la aparición de puntos de hiper presiones locales y que pueden presentar diversas patologías. Davis (1998) presta su atención a las tensiones de cizalla o tangenciales, que se producen entre el calzado deportivo y el suelo donde se practica el gesto deportivo, como una de las principales causas de lesiones tan frecuentes como las ampollas del corredor además de otras lesiones como hematomas subungueales, úlceras, metatarsalgias, etc.

Existen varios trabajos que han revelado que la repetición continuada de impactos sobre las plantas de los pies es un factor importante para que se produzca degeneraciones óseas e inflamatorias, como osteoartritis, rotura de cartílagos y ligamentos, roturas de fibras, y fracturas óseas (Dekel 1978; Radin et al. 1982), incluso el esfuerzo realizado por los corredores de largas distancias como pueden ser los corredores de maratón, ha producido en algunos casos la aparición de ferropenias por rotura de glóbulos rojos (Miller et al. 1988).

Según Mckenzie en 2000, consideraron que en una carrera de 15 min a ritmo bajo-medio (1 km/ 4 min), cada pie impacta en el suelo 2.500 veces aproximadamente, teniendo en cuenta además que la fuerza ejercida por el deportista se puede incre-

mentar multiplicando por un factor de 2 a 5 veces el peso de su cuerpo, podemos suponer la gran incidencia que este estrés mecánico va a tener en la aparición de las lesiones de músculos, tendones y articulaciones del miembro inferior.

### **1.2.2.3. Influencia del calzado deportivo en la biomecánica del deporte**

En la actualidad cada especialidad deportiva tiene el calzado diseñado y estudiado para su uso, con nuevos materiales para su confección lo que hace que sea una industria en continua evolución.

Varios autores en sus trabajos de investigación han demostrado que un buen calzado proporciona atenuación de los choques y disminuye la incidencia de estrés metatarsal, fracturas, dolores en el talón, etc. (Nigg 1990; Milgram et al. 1992).

Un buen número de lesiones de los deportistas se debía al uso de un calzado inadecuado, bien sea por el diseño, por los materiales o por su desgaste, ó también por un entrenamiento muy intenso o mal programado (Ballas et al. 1997). Coincidimos con estos autores en la importancia que tiene el calzado deportivo como elemento de prevención en las lesiones de partes blandas en el miembro inferior.

La interacción de las fuerzas que actúan en el pie cuando este está situado dentro de un zapato realizando un movimiento, no están bien estudiadas (Davis 1998). Además los efectos de las fuerzas tangenciales que se producen entre el pie y la plantilla o entre el pie y el calzado, no están suficientemente aclaradas y valoradas por la dificultad de su cuantificación (Akhlaghi 1996; Armstrong et al. 1998; Lord 2000). Estas fuerzas tangenciales que sufren los tejidos blandos del pie dentro del calzado son muy significativas en los pies de los deportistas (Cavanag 2000; Curryer 2000), estos autores resaltan la dificultad de medir las presiones tangenciales en los pies de los pacientes cuando caminan. Shariatmadari en 2012 publicó un trabajo donde midió las fuerzas de cizalla o tangenciales en una serie de materiales en el laboratorio empleando un dinamómetro. Conociendo estos datos de laboratorio se pueden

extrapolar estos resultados a lo que ocurriría con estas fuerzas cuando los pacientes caminasen por la calle calzados. Parece ser una línea de investigación muy interesante que podría colaborar en poder prevenir muchas patologías que aparecen en los tejidos blandos del pie.

La carrera es el gesto deportivo más habitual y produce un elevado número de lesiones. La etiología de estas lesiones que se producen al correr es multifactorial: estrés psico-físico, hipertensiones musculares, sobrecargas articulares, distensión de tendones y ligamentos, errores en los entrenamientos, calzado deportivo inadecuado, etc. (Wilmore 2001). Dependiendo del calzado y de los materiales que lo componen, así como de la actividad física realizada, pueden aparecer diversas patologías en el pie con ó sin sintomatología dolorosa (Menz 2005).

Existen dificultades para medir simultáneamente las presiones plantares y las fuerzas tangenciales del pie dentro del calzado. Algunos estudios han utilizado plataformas de presión con “16 transductores triaxiales”, para medir estas fuerzas. Sin embargo estas medidas tienen el inconveniente que la interacción del pie y la plataforma de presión, no pueden reflejar las condiciones que se producen cuando el pie está calzado (Perry 2002; Yavuz 2007).

Verdejo y Mills en 2003 estudiaron la fatiga del calzado deportivo en modelos que tenían la suela de caucho-EVA y determinaron que a partir de los 500 km de uso o utilización de las zapatillas deportivas, el pico máximo de presión medido en el talón, se incrementaba en un 100%, lo que podía provocar lesiones por sobrecargas mecánicas en el corredor. El mismo autor (Verdejo et al.2004) empleando un modelo de cálculo de elementos finitos (FEA) aplicado al talón, evaluaron que cuando los voluntarios que participaron en el experimento utilizaban calzado deportivo con medias suelas de caucho EVA, estimaron aplicando los cálculos del método (FEA) que se produciría una disminución de un 65% en las presiones verticales en el talón comparándolo con las cargas soportadas por los mismos voluntarios cuando caminaban con los pies descalzos. El resultado real del ensayo coincidía práctica-

mente con los cálculos realizados mediante el método de análisis por elementos finitos. Los modelos numéricos basados en esta teoría del análisis por elementos finitos (FEA), es un procedimiento que proporciona una gran cantidad de datos matemáticos para conocer mejor las características mecánicas del pie y sobre todo para conocer mejor la interacción mecánica entre el pie y la ortesis ó entre el pie y el zapato. Es un método de cálculo matemático por ordenador que se utiliza cada vez más, debido a la facilidad y rapidez con el que se pueden hacer estudios de estructuras. Tiene el inconveniente de la complejidad de las ecuaciones matemáticas que hay que realizar previamente, aunque con la ayuda de los medios informáticos, cada día más profesionales emplean este método para calcular estructuras, resistencia de materiales y hacer diseños más eficaces (Erdemir 2005; Actis 2006 y 2008; Yu 2008).

### **1.3. Los Polímeros**

Químicamente los polímeros están constituidos por moléculas de un elevado peso molecular. La polimerización, consiste en la unión de muchas pequeñas moléculas de bajo peso molecular, para formar una gran molécula con un elevado peso molecular del orden de 10.000 a 1.000.000 g/mol. La unidad estructural de un polímero se denomina monómero, y existen polímeros con un solo monómero, y existen otros polímeros con dos o más monómeros.

Los polímeros tienen unas propiedades generales que les confieren una gran utilidad para nuestra sociedad actual. Son materiales ligeros, resistentes a la corrosión, dieléctricos, fácilmente manejables, económicos, etc. Pero lo que hace que cada día se sinteticen nuevos polímeros, es su gran facilidad para diseñar las características mecánicas que van a presentar, dependiendo de las exigencias solicitadas por los consumidores, es decir hoy en día los polímeros se fabrican a la carta, dependiendo de las necesidades que se precisen.

El presente estudio se ha basado en el cuerpo de conocimientos de “**La Ciencia e Ingeniería de los Materiales**” y es en éste área de conocimientos donde se desarrolla la relación entre la estructura química, el procesamiento y las propiedades de los materiales. El autor (Callister 2009) expone que según se ordenen los átomos en el espacio, se obtendrán estructuras cristalinas, ordenados geométricamente ó estructuras amorfas, desordenadas. Pero es (Askeland 2001) quién explica la relación que existe entre la estructura electrónica de los átomos, la naturaleza de los enlaces atómicos y las propiedades mecánicas y físicas de los materiales y realiza una clasificación de los materiales agrupadas en cuatro familias: *metales, cerámicos, polímeros y compuestos*.

El mismo autor, expuso que todos los profesionales que utilizan diversos materiales para diseñar, procesar, y construir los más diversos componentes y estructuras, deben seleccionar y utilizar los materiales siguiendo criterios de la ciencia e ingeniería de los materiales. Así como analizar y tener en consideración para dicha utilización los resultados de los ensayos de “fallos”, donde se especifican la fatiga y la resistencia de estos materiales. De acuerdo con este autor en este trabajo se siguen los criterios de la ciencia y tecnología de los materiales, realizando un ensayo de estrés mecánico, para poder conocer mejor el comportamiento de los polímeros estudiados.

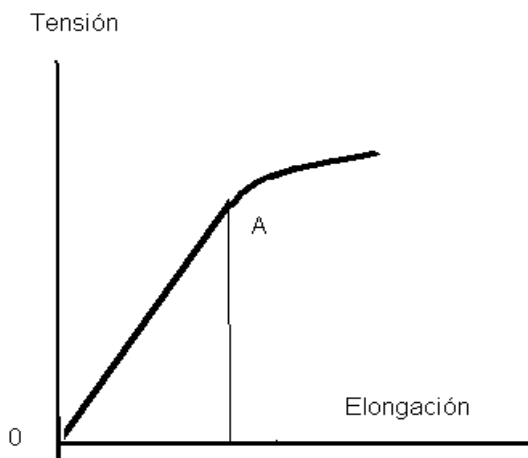
Para la realización del mismo, se han considerado los principios básicos de la **Tri-bología**, (del griego tribo, fricción), que es la parte de la Física que estudia la “fricción” ó desgaste de los materiales, producida por contacto de dos superficies en movimiento e igualmente los mecanismos de desgaste o fricción que se puedan producir entre dos tipos de materiales muy heterogéneos ya que uno es un polímero y el otro son los tejidos biológicos (epidermis, dermis, tejido celular subcutáneo, etc). (Callister, 2.009). Con esta particularidad el roce con estos materiales puede originar alteraciones dérmicas (hematomas, ampollas, callosidades), así como una entidad mucho más grave y profunda como sería un mal perforante plantar. Por este motivo conociendo el comportamiento de los materiales que empleemos para tratar patologías del pie mediante el uso de diversos ortóticos, podemos prevenir

o disminuir la incidencia de ciertas patologías producidas por roces, sobrecargas mecánicas, etc. (Davis 1998; Cavanagh 2000).

La enumeración de los principales objetivos que persigue un técnico cuando hace un planteamiento tribológico para estudiar la interacción de dos ó más materiales cuando están en contacto y realizan un movimiento, donde se produce un roce o fricción son según (Witold 2003), los siguientes:

1. Reducir fricciones
2. Reducir desgaste de materiales
3. Lograr movimientos más rápidos y precisos
4. Reducir los sobrecalentamientos locales

También se ha considerado en nuestro estudio los principios y leyes de la Reología, esta parte de la Física que se define como la ciencia que estudia la deformación y el flujo de materia, atendiendo a su viscosidad, elasticidad, densidad y cristalinidad (Osswald 2003). De igual manera emplearemos la Ley de Hooke que dice que los alargamientos unitarios de un material son proporcionales a los esfuerzos aplicados, para intervalos de comportamiento elástico del material (Coca 1987). En la (Figura 1.1) se indica el tramo elástico, definido por el segmento (OA) de la gráfica tensión-elongación.



**Figura 1.1.** Proporcionalidad de las tensiones y las elongaciones en el tramo elástico (OA). (Coca 1987).

Indica igualmente que todo material sometido a la acción de fuerzas exteriores, reacciona contra ellas con otras fuerzas interiores que tienden a equilibrarlas. A las fuerzas externas calculadas por unidad de sección se suelen denominar **esfuerzos** y a sus equivalentes internas se les suele denominar **tensiones** (Coca 1987).

### 1.3.1. Grado de Polimerización y Peso molecular de un Polímero

El peso molecular es la variable fundamental que controla las características y propiedades de un polímero. Sin embargo considerando que los procedimientos de síntesis de las cadenas poliméricas son aleatorios y estadísticos, en los que el crecimiento de las cadenas está influenciado por multitud de variables, se obtienen productos formados por cadenas de distinta longitud. Es decir no se obtiene un producto con un peso molecular determinado, sino una distribución de pesos moleculares, más o menos amplia dependiendo de la técnica y las condiciones de la síntesis. Por esta razón los métodos experimentales para determinar el peso molecular, proporcionan un valor promedio (Llorente 1991).

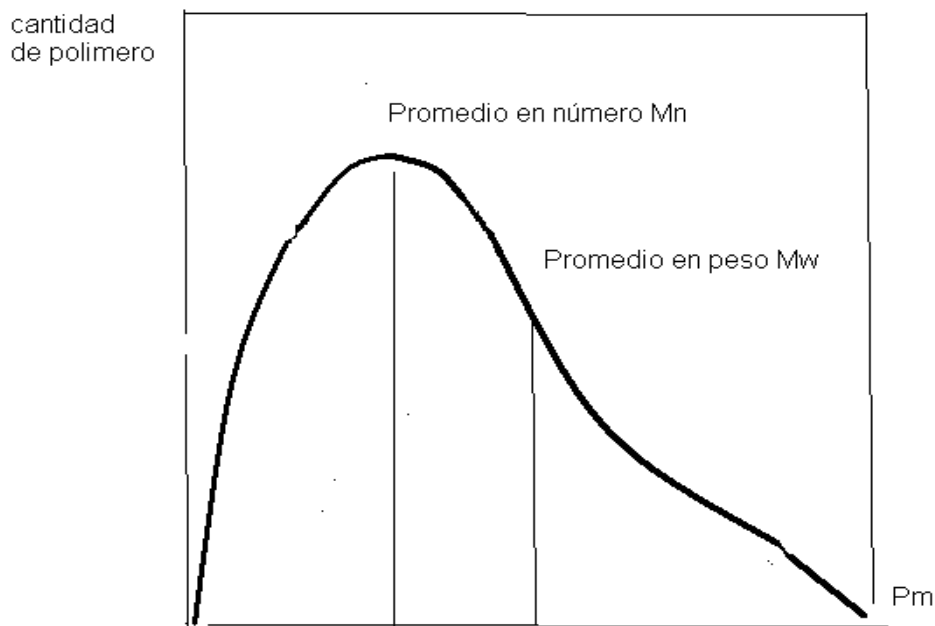
Cuando hablamos de polímeros, tenemos que definir las unidades de repetición que lo forman y calcular el número de eslabones que tienen las cadenas poliméricas, es decir medir su grado de polimerización, este se define como el número de unidades de repetición dentro de la cadena. También se puede definir mediante la ecuación [2]:

$$\text{Grado de polimerización} = \frac{\text{Peso molecular del polímero}}{\text{Peso molecular de la unidad de repetición}} \quad [2]$$

Si el polímero contiene un solo monómero, el peso molecular de la unidad de repetición es el mismo del monómero. Si el polímero contiene más de un tipo de monómeros, el peso molecular de la unidad de repetición será la suma de los pesos

moleculares de los monómeros, menos el peso molecular del subproducto, si lo hubiera (Askeland, 2001).

Con una misma fórmula química de la unidad de repetición puede haber infinidad de especies moleculares distintas, que difieren en el grado de polimerización o peso molecular. Esta diferencia es muy importante porque el peso molecular es la variable más relevante que gobierna las propiedades de los polímeros. En la Figura 1.2 podemos ver los promedios de pesos moleculares, según el número de cadenas y según el peso de las cadenas. No tiene las mismas propiedades un poliuretano con cincuenta unidades de repetición que otro poliuretano con mil unidades. Por tanto dando un nombre a un polímero no basta, hay que especificar cual es su peso molecular. Las reacciones de Polimerización tienen un carácter aleatorio que fluctúa según su comportamiento estadístico en la reacción de polimerización.



**Figura 1.2.** Distribución del peso molecular y los valores medios según el número ( $M_n$ ) y según el peso ( $M_w$ ) (Horta 2001).

En una polimerización se forman muchas cadenas de polímero de diferente longitud de cadena, y por tanto de diferente peso molecular. Cuando queremos calcular el peso molecular de un polímero lo que hacemos es calcular “un peso molecular pro-

medio” es decir un peso estadístico a todas las moléculas presentes en la muestra. El valor promedio del peso molecular se puede indicar mediante la expresión [3]:

$$\bar{M} = \sum n_i M_i \quad [3]$$

$(n_i)$  = número de moléculas con un grado de polimerización dado

$M_i$  = peso molecular de cada fracción (i);

—

$\bar{M}$  = peso molecular promedio

Podemos calcular el peso molecular promedio por número de moléculas de una determinada longitud ( $n_x$ ) y por su peso molecular ( $n_w$ ).

De este modo obtenemos dos pesos moleculares promedios. ( $M_x$ ) en número y ( $M_w$ ) en peso. Lo podemos expresar por las ecuaciones [4] y [5], respectivamente.

—

$$M_x = \sum n_x M_x \quad \text{peso molecular por número de cadenas} \quad [4]$$

$n_x$  = fracción en número de moléculas con un peso molecular  $M_x$ .

—

$$M_w = \sum n_w M_w \quad \text{peso molecular según el peso de las cadenas} \quad [5]$$

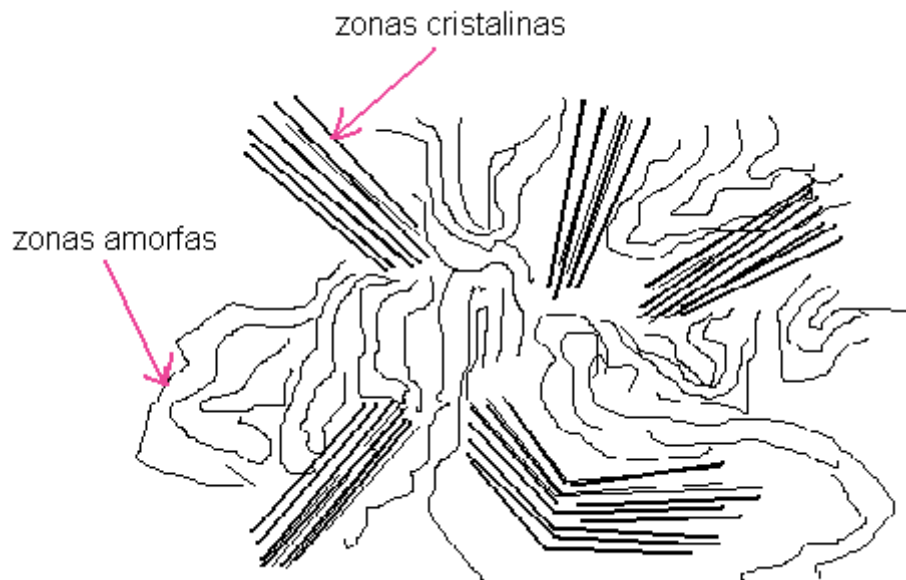
$n_w$  = fracción en peso de moléculas con un peso molecular  $M_w$ .

### 1.3.2. Clasificación de los polímeros

#### 1.3.2.1. Clasificación según su comportamiento térmico y mecánico

Atendiendo a su comportamiento termo-mecánico, los polímeros se pueden clasificar en: termoplásticos, elastómeros y termoestables (Horta 2001).

**I. Termoplásticos.** Cuando se les suministra calor se vuelven deformables y evolucionan del estado sólido al estado viscoso, y después de enfriarse vuelven a recuperar el estado sólido. Las moléculas de un material termoplástico tienen forma de largas cadenas abiertas, a veces enrolladas entre sí, pero no unidas químicamente. Estos termoplásticos se dividen en amorfos y cristalinos. Las moléculas de las cadenas de materiales amorfos están completamente desordenadas, “enmarañadas”, y en las moléculas de los termoplásticos cristalinos, o semicristalinos, se aprecia un cierto paralelismo entre las cadenas moleculares, es decir presentan un cierto orden. En la Figura 1.3, se indica de forma esquemática un material con zonas cristalinas, donde sus cadenas moleculares se agrupan con un cierto orden geométrico y otras zonas amorfas o desordenadas.



**Figura 1.3.** Esquema de un polímero con zonas cristalinas y zonas amorfas. (Askeland 2001).

**II. Elastómeros.** De consistencia gomosa y elástica tienen este comportamiento debido a que sus cadenas no son filamentosas, sino que están enlazadas entre sí formando “una malla tridimensional”. Este proceso de reticulación se denomina “vulcanización”. En contraposición a los termoplásticos, los elastómeros no son termoconformables ni soldables.

**III. Termoestables.** Son polímeros que se mantienen rígidos y sólidos a temperaturas elevadas. Estos polímeros se obtienen por reticulación de productos líquidos o viscosos de bajo peso molecular. La reacción de reticulación se activa con la adición de agentes reticulantes y normalmente necesitan aporte de calor.

### 1.3.2.2. Clasificación de los polímeros según su cadena molecular

Atendiendo a la estructura de la cadena molecular, los polímeros se pueden dividir en: lineales, ramificados, entrecruzados y reticulados (Callister 2009).

En la Figura 1.4 se indican de forma esquemática estas diferentes estructuras de los polímeros atendiendo a su diferente nivel de ramificación y entrecruzamiento.

**I. Polímeros lineales.** También llamados termoplásticos (Ejemplo el Polietileno) Permiten ser mecanizados con gran facilidad; al calentarlos se ablandan y se conforman por flujo viscoso que sometidos a presión adquieren la forma del molde. Están formados por cadenas más o menos largas, que solo pueden crecer por sus dos extremos, pero no presentan fuertes uniones químicas entre las cadenas, pueden existir enlaces de Van der Waals y enlaces de hidrógeno entre las cadenas, lo que les proporciona su capacidad de elasticidad y plasticidad. Se pueden reciclar con facilidad y como ejemplos de estos polímeros podemos citar: poliestireno, poliamida, polietileno, cloruro de polivinilo.

**II. Polímeros ramificados.** Su cadena principal está conectada con otras cadenas laterales más cortas. Esta estructura produce materiales de menor densidad. Un ejemplo típico de estos polímeros es el polietileno de alta densidad (HDPE) que tiene una estructura lineal y el polietileno de baja densidad (LDPE) que tiene diversas ramificaciones a la cadena principal.

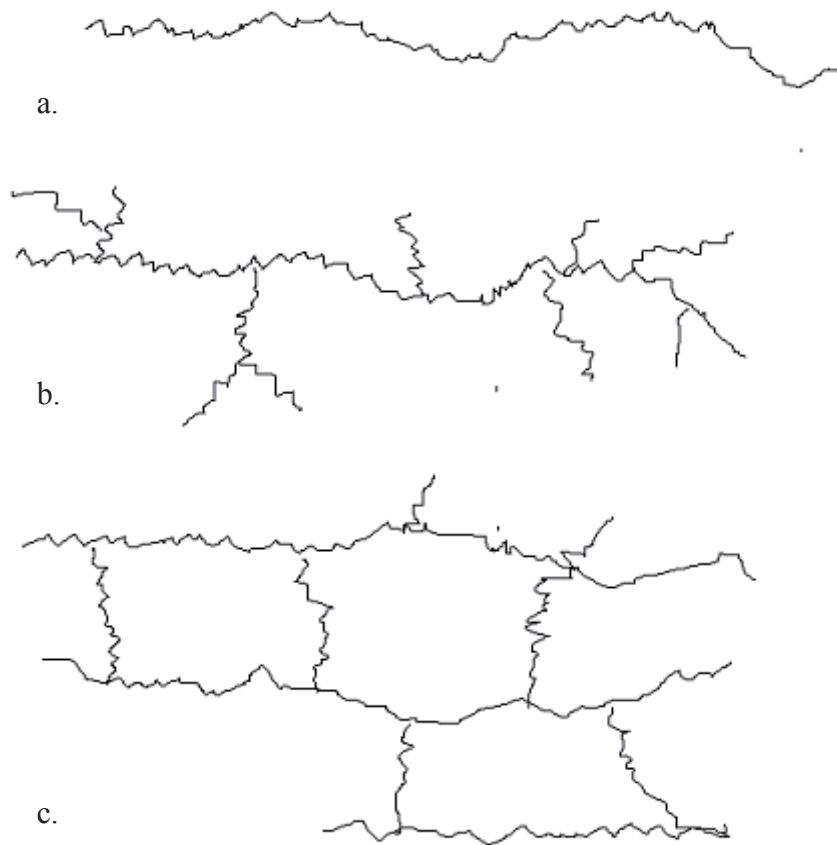
**c) Polímeros entrecruzados.** En estos, las cadenas adyacentes se unen entre sí por enlaces covalentes, compartiendo pares de electrones. Este proceso de entrecruza-

miento se lleva a cabo durante la síntesis del producto o por reacciones químicas irreversibles. Con frecuencia este entrecruzamiento se logra por la adición de átomos o moléculas que están enlazados en forma covalente con las cadenas. Muchos de los materiales elastoméricos tienen enlaces entrecruzados, un ejemplo es el caucho natural y el caucho EVA, este proceso de entrecruzamiento se logra mediante el proceso de vulcanización.

**d) Polímeros Reticulados.** Los monómeros multifuncionales que dan lugar a tres o más enlaces covalentes activos, forman redes tridimensionales. Un polímero con un elevado grado de entrecruzamiento puede clasificarse como polímero reticulado. También se denominan polímeros termoestables. Estos polímeros son más resistentes aunque más frágiles que los termoplásticos. Los polímeros termoestables no tienen temperatura de fusión. (Ejemplo: las resinas epoxi, poliuretanos y las resinas fenol-formaldehído, pertenecen a este grupo).

La vulcanización consiste en someter al polímero a altas temperaturas y presiones y tratarle con azufre o con peróxidos. Lo que hacen los peróxidos es unir las cadenas entre sí, con lo que adquieren una estructura elástica. Esta reacción de vulcanización la descubrió Charles Good Year en 1841, cuando de forma accidental vulcanizó caucho natural empleando azufre como agente vulcanizante (Royo 1989).

El entrecruzamiento se utiliza para mejorar las propiedades elásticas de algunos elastómeros, así como para proporcionar rigidez y estabilidad dimensional a los termoplásticos. Estos últimos pueden tener un alto nivel de entrecruzamiento, dependiendo de las condiciones de vulcanización y del peróxido empleado (Callister 2009).



- a. Lineal
- b. Ramificada
- c. entrecruzada d- reticulada

**Figura 1.4.** Estructura esquemática de las cadenas de los cuatro tipos de polímeros: a. lineal, b. ramificada, c. entrecruzada y d. reticulada, esta es similar a la entrecruzada pero generalmente con mayor densidad de cadenas en las tres direcciones (x,y,z) (Callister 2009).

Atendiendo a esta estructura geométrica de las cadenas de polímeros podemos comprobar cómo los elastómeros y los termoestables, tienen una estructura muy reticulada, con muchos puntos de unión entre cadenas y sin embargo sus propiedades de mecanizado son muy diferentes, esto se explica porque los elastómeros a temperatura ambiente son flexibles y deformables, mientras que los termoestables son rígidos, dependiendo de la temperatura de transición vítrea ( $T_g$ ) y de la temperatura de fusión ( $T_m$ ) de cada polímero. Como ejemplo de elastómero podemos citar el caucho natural vulcanizado y como ejemplo de termoestable una resina epoxi.

## 1.4. Características generales de los polímeros

En este trabajo hemos estudiado tres familias de polímeros (Caucho EVA, polietileno y poliuretano). Y hemos elegido estos materiales por ser los que más se emplean en la fabricación de ortesis plantares a medida, para el tratamiento ortopodológico de las lesiones del aparato locomotor (Campbell 1984; Leber 1986 Jhonson 1988; Ashry 1997; Mueller 1997; Foto 1998 y 1999; Curryer 2000; Brodsky 2007; Lavery 2007; Paton 2007; Camp-Fauli 2008; Loudon 2009; García Carrasco, 2012).

En este trabajo vamos a estudiar el comportamiento mecánico de los siete materiales pertenecientes a tres familias de polímeros celulares, considerando la propiedad que tienen estos polímeros de absorber energía mecánica de choque. Estos materiales elásticos actúan en una ortesis plantar mediante esfuerzos de compresión cíclicos. Por esta razón entre los esfuerzos aplicados y las deformaciones de los espesores de los materiales que se producen, se crea una relación: (esfuerzo – deformación), definida por dos tipos de energía: Histéresis, (energía que se transforma en calor) y Resiliencia (energía mecánica capaz de realizar un trabajo). Este razonamiento está contrastado por el primer principio de la Termodinámica. Este principio fué enunciado por Joule en 1843 y dice que “la variación de Energía de un sistema es igual a la diferencia entre la cantidad de calor y de trabajo intercambiados por el sistema con su entorno” (Aguilar Peris 1970). Esta definición se escribe en forma de ecuación [6]:

$$\Delta U = Q + W \quad [6]$$

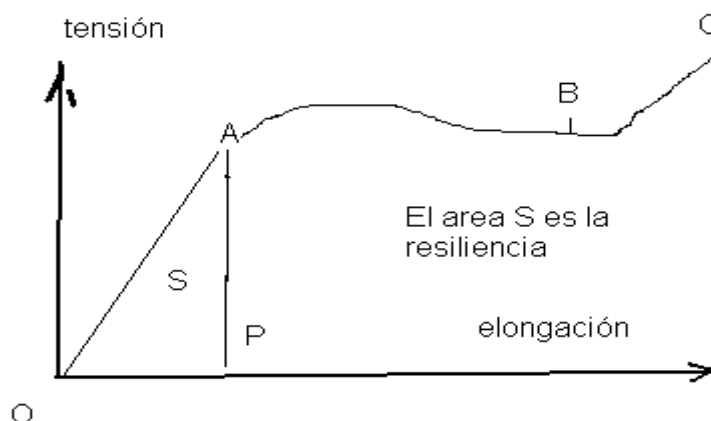
Donde:            ( $\Delta U$ ) es la variación de la energía interna del sistema  
                      ( $W$ ) trabajo realizado por el sistema  
                      ( $Q$ ) calor intercambiado por el sistema

Esta segunda energía en forma de calor es la energía disipada que hace disminuir la intensidad ó magnitud de la energía mecánica de choque, que sufriría un pie si la persona corriera o saltara descalzo, así pues cuando realiza estos gestos calzado o con ortesis plantares de descarga, estas energías mecánicas de choque disminuyen en su magnitud dependiendo del material (Nigg 1988).

En este punto vamos a definir las dos formas de energía que vamos a utilizar frecuentemente en este trabajo: resiliencia e histéresis.

#### 1.4.1. Resiliencia de los Polímeros

La resiliencia se define como la relación entre la energía restituida después de una deformación y la energía total suministrada para producir dicha deformación. Los elastómeros se emplean habitualmente por su nivel de resiliencia. En la Figura 1.5, se indica el triángulo formado (OAP) que coincide con el valor de la resiliencia elástica del material. Por ejemplo la resiliencia de un neumático debe ser alta porque ahorra energía, ya que disminuye la resistencia a la rodadura, disminuyendo el rozamiento con el asfalto. Cuando nos interese emplear un elastómero como amortiguador de cargas mecánicas cíclicas, debemos utilizar uno de baja resiliencia porque se producen menos vibraciones (González 2004).



**Figura 1.5.** Gráfico de tensión-elongación. Se indica la representación gráfica de la resiliencia que se corresponde al triángulo (OAP) (Sánchez 2000).

En este gráfico se representa en el eje de ordenadas las tensiones ( $\sigma$ ), y en el eje de abcisas las deformaciones ( $\epsilon$ ). Se trataría de un ensayo realizado en un dinamómetro, donde se somete a fuerzas axiales de estiramiento, una muestra de un caucho elástico. Se definen tres segmentos muy característicos del material. (OA) Comportamiento elástico, tramo lineal donde se cumple la Ley de Hooke: “las tensiones son proporcionales a las deformaciones del material para comportamientos elásticos”. (AB) Comportamiento plástico o zona de fluencia mecánica. En esta zona aparecen deformaciones permanentes en el material y se observan grandes deformaciones cuando las tensiones tienen un incremento bajo. (BC) En este tramo de la curva se produce un endurecimiento del material por cristalización de algunas cadenas ya que el estiramiento de la estructura molecular del polímero produce un orden y este orden produce cristalización y aumento de la dureza, hasta que al llegar a la tensión máxima soportada por el material, este llega al punto de rotura, que es característico de cada material. Realizando este ensayo de tracción se obtiene mucha información del polímero (Askeland 2001).

1. Módulo de elasticidad: Es la tangente de la línea (OA). Se expresa por la ecuación [7]:

$$E = \sigma/\epsilon \quad [7]$$

Donde ( $\sigma$ ) es la tensión, representada en el eje de ordenadas y ( $\epsilon$ ) es la deformación ó elongación, indicada en el eje de abcisas.

2. Resiliencia: Es el área del triángulo (OAP). Que se expresa con la ecuación [8]

$$U_r = 1/2 \sigma \epsilon \quad [8]$$

3. Límite de rotura: Es el punto (C), se suele medir en Pascales (N/m<sup>2</sup>), en el sistema internacional, como el Pascal es una unidad muy pequeña se suelen utilizar el kilopascal (KPa) 10<sup>3</sup> Pascales y el megapascal (MPa), 10<sup>6</sup> Pascales.

Callister (2009) define la resiliencia como la capacidad que tiene un material para absorber energía cuando se deforma elásticamente y de ceder esta energía cuando se deja de aplicar carga. La propiedad asociada se denomina “módulo de resiliencia”, ( $U_r$ ) que es la energía de deformación por unidad de volumen que se requiere para deformar un material desde un estado libre de carga hasta el límite elástico. Matemáticamente, el módulo de resiliencia de una probeta sometida a un ensayo uniaxial a tracción es el área bajo la curva de esfuerzo-deformación hasta el punto de fluencia y se puede calcular mediante la integral [9]:

$$U_r = \int_0^{\epsilon_y} \sigma \, d\epsilon \quad [9]$$

Donde: ( $\sigma$ ) es la tensión y ( $\epsilon$ ) es la deformación.

Suponiendo que la región elástica es lineal, al integrar se obtiene la ecuación [10]

$$U_r = \frac{1}{2} \sigma \cdot \epsilon_y \quad [10]$$

y según la ecuación del módulo de elasticidad  $E = \sigma_y / \epsilon_y$

$$U_r = \frac{1}{2} \sigma_y (\sigma_y / E) = \sigma_y^2 / 2E \quad [11]$$

Esta ecuación [11] es muy útil, porque relaciona el Módulo elástico (E) y el Módulo de resiliencia ( $U_r$ ). Conociendo uno de ellos se puede calcular fácilmente el otro.

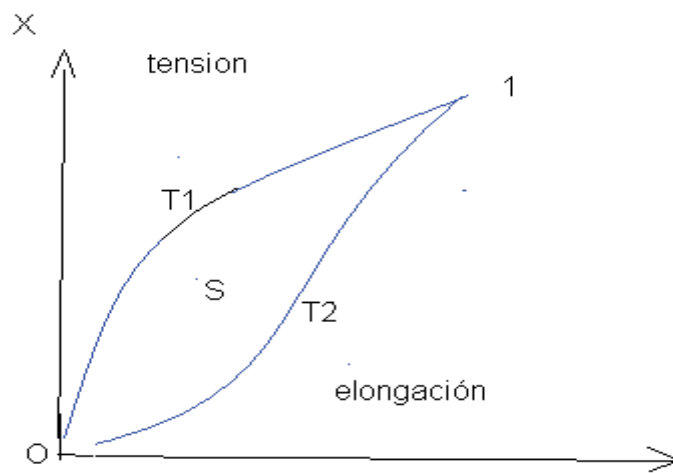
De esta ecuación se deduce que los materiales resilientes son aquellos que tienen un límite de elasticidad ( $\sigma$ ) muy alto y un módulo de elasticidad E muy bajo.

### 1.4.2. Histéresis de los Polímeros

La histéresis se define como la diferencia entre la energía total suministrada a un sistema para producir una deformación y la energía restituida. La histéresis y la resiliencia de un elastómero se suelen medir en (%), y ambos están presentes en las propiedades mecánicas de los polímeros en proporciones complementarias. Un material con un elevado valor de resiliencia tiene un valor de histéresis bajo y viceversa. Son dos conceptos opuestos. Si tenemos un gesto deportivo como puede ser un salto y calculamos que su energía de choque contra el suelo es de 100 julios (unidad de energía en el sistema internacional), podemos considerar que una parte de esa energía se mantiene y es capaz de realizar un trabajo (resiliencia) y el resto de energía se transformará en calor de acuerdo con el primer principio de termodinámica y a esta energía se la denomina histéresis mecánica (Bru 1969). De forma intuitiva se puede decir que resiliencia, (del latín *resilio*: rebote) sería la energía activa que absorbería el material en su ciclo elástico, y que en el siguiente ciclo la devuelve como trabajo efectivo. Es decir un material con mucha resiliencia nos daría un mayor rebote y al menos en teoría el deportista podría llegar a saltar más. Sin embargo la histéresis es una energía que al transformarse en calor no puede hacer ningún trabajo mecánico (Friedental 2009).

Como vemos estos dos conceptos: histéresis y resiliencia nos van a orientar en gran medida cuando tengamos que decidir qué materiales debemos emplear, ayudándonos con otras características de materiales como pueden ser la dureza, densidad, módulo de compresión, entre otros. Así se pueden tener unos criterios científicos para poder seleccionar un material que sea más adecuado para una aplicación específica y de esta manera ir dando respuesta a nuestra pregunta inicial: cuáles son los criterios que tenemos que seguir para elegir los materiales que vamos a emplear para fabricar las ortesis plantares a medida. **Al tener en cuenta esta cuestión hemos planteado la siguiente pregunta de investigación. ¿Cuál es la vida eficiente de los materiales de ortopedia que se emplean en la fabricación de las ortesis plantares?**

En la Figura 1.6 se describe el ensayo realizado a un elastómero en un dinamómetro. La curva (T1) indica la elongación del material desde el punto cero de tensión, hasta el punto (1) este punto siempre se calcula por debajo del punto de rotura del material. Cuando el dinamómetro alcanza su máxima tensión programada en el punto (1), comienza a disminuir la tensión y la curva no tiene un comportamiento reversible, realizando el proceso de disminución de la tensión por otro camino energético. El resultado es que el área definida entre (T1) y (T2) equivale a la histéresis del material. A mayor superficie de estas curvas, mayor histéresis tendrá el material (Friedenthal 2009).



**Figura 1.6.** Ciclo de histéresis de un elastómero. El área (S) representa el valor de la histéresis del material (Druker 2010).

Para entender las distintas aplicaciones de los polímeros, conviene estudiar primero su comportamiento según la temperatura. Vamos a considerar los conceptos de temperatura de transición vítrea, (Glass Transition Temperatur), ( $T_g$ ) y temperatura de fusión de un polímero (Polymer melting Temperatur), ( $T_m$ ).

A temperaturas suficientemente bajas, todos los polímeros son sólidos rígidos. A medida que la temperatura va aumentando, la energía térmica que adquiere el sistema hace que las cadenas moleculares se muevan, se desplacen y se comporten como un líquido viscoso. Este paso de sólido a líquido se puede realizar de dos formas distintas

dependiendo de la naturaleza del polímero. Si el polímero es completamente amorfo, es decir sus cadenas están completamente desordenadas (este estado también se denomina estado vítreo) y al calentarlo gradualmente se llega a una temperatura denominada de transición vítrea ( $T_g$ ), por encima de la cual el material se reblandece y se hace gomoso, dúctil y maleable. Esta temperatura es muy importante porque marca un cambio radical en las propiedades de los polímeros. Si calentamos demasiado el material, el polímero pasa a un estado de líquido viscoso (Painter 1997).

Si consideráramos un polímero que fuera completamente cristalino, todas sus cadenas estarían ordenadas, formando figuras geométricas que denominamos cristales. Al calentar este material, se alcanzaría una temperatura de fusión ( $T_m$ ), en la que los cristales fundirían y el material sólido cristalino pasaría a un líquido viscoso. Al no haber zonas amorfas en este polímero cristalino perfecto, no tendríamos la temperatura de transición vítrea ( $T_g$ ). En la práctica no existen estos polímeros perfectamente cristalinos. Los polímeros cristalinos reales, tienen zonas cristalinas y zonas amorfas. Por ello se emplea más el término de polímeros semicristalinos que vienen definidos por dos temperaturas, clave para conocer su comportamiento mecánico: temperatura de transición vítrea ( $T_g$ ) y temperatura de fusión ( $T_m$ ) (Horta 2001).

Este autor también nos dice que en general las características estructurales de los polímeros vienen definidas por cuatro valores fundamentales:

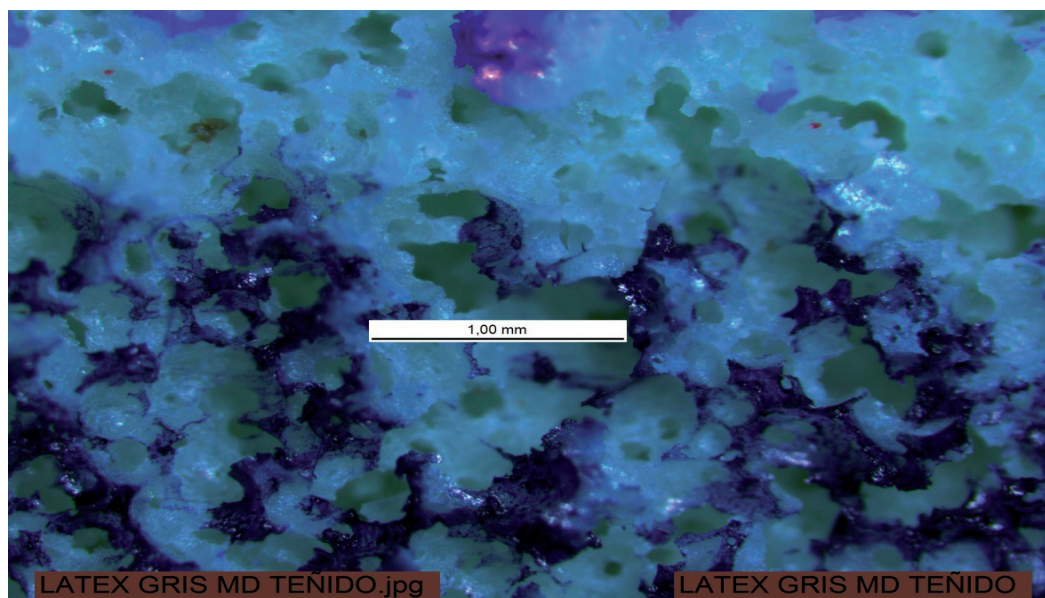
- Grado de rigidez
- Tipo de uniones entre las cadenas
- Porcentaje de regiones cristalinas y/o amorfas
- Grado de entrecruzamiento de las cadenas

El caucho natural es el prototipo de elastómero ó de goma. Las cadenas macromoleculares se comportan de este modo flexible, si el material se encuentra por encima de la temperatura de transición vítrea ( $T_g$ ). Los elastómeros son unos polímeros

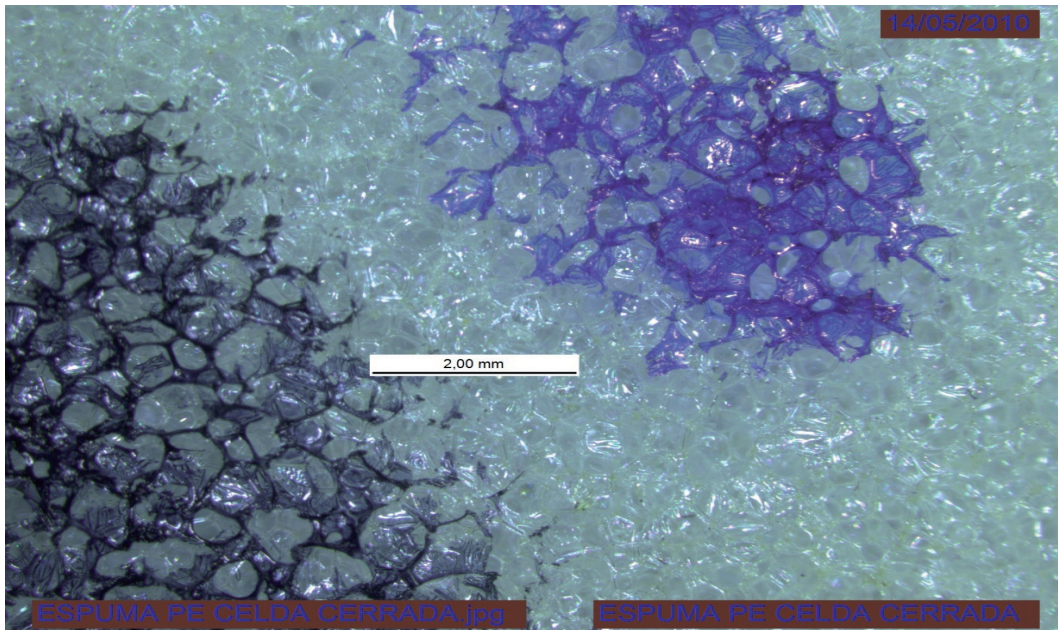
que tienen una ( $T_g$ ), por debajo de la temperatura normal de uso, ejemplos: caucho natural, caucho SBR, poliuretanos, siliconas, cauchos EVA, etc. Por el contrario los plásticos son polímeros que tienen una ( $T_g$ ) superior a la temperatura normal de uso, y por ello son rígidos. Para manipularlos industrialmente siempre hay que hacerlo sometidos a una fuente de calor, teniendo que sobrepasar su temperatura de transición vítrea. (Horta, 2001).

### 1.4.3. Polímeros de celda abierta y celda cerrada

Las tres familias de Polímeros que hemos estudiado en este trabajo: EVA, polietileno y poliuretano, desde el punto de vista de la ingeniería de los materiales se denominan, *espumas* ya que entre la estructura del plástico propiamente dicho, todos tienen una cantidad de gas en forma de burbujas. El volumen que representan estas burbujas dentro de la masa total del material puede llegar a ser de un 95% (Michaeli 1992). Cuando las burbujas de gas se encuentran comunicadas unas con otras, hablamos de espumas de celda abierta, Figura 1.7 y cuando cada burbuja de gas está aislada de las demás por una “piel” individual, entonces decimos que son de celda cerrada. Figura 1.8.



**Figura 1.7.** Espuma de Látex de celda abierta. Fotografía tomada con un Microscopio Leyca-S8A-PO. En el laboratorio de la Empresa AL-MAR T.O. S.L



**Figura 1.8.** Espuma de Polietileno de celda cerrada. Fotografía tomada con un Microscopio Leyca-S8APO. En el laboratorio de la Empresa AL-MAR T.O. S.L.

Entre estos dos casos extremos existen una serie de estados mixtos, en los que la espuma puede poseer ambos tipos de celdas. Precisamente con la espuma de poliuretano se puede obtener espumas de celdillas regulares distribuidas uniformemente en toda la masa del producto. Mientras que podemos obtener una espuma integral en la que la distribución de los volúmenes de las celdas es muy variada, existiendo celdas de gran tamaño y también celdas pequeñas. En algunas fabricaciones ocurre que en las capas exteriores existen celdas muy pequeñas con lo que aumenta su densidad y resistencia. En las capas más internas, las celdas son de mayor tamaño por lo que su densidad es menor. Estas piezas tienen una gran importancia industrial ya que la capa exterior es bastante densa y resistente, mientras que la pieza en su conjunto es más ligera (Michaeli 1992).

La facilidad para amortiguar tensiones mecánicas de compresión dependerá fundamentalmente de la densidad del material y del tipo de celda abierta o cerrada (Najib 2011).

Un material polimérico celular contiene una estructura bifásica, una de las fases es gaseosa procedente de agentes espumantes, y la otra fase es sólida compuesta por el polímero que define a dicho material, esta fase sólida también se denomina matriz. En los materiales de celda abierta el gas circula libremente entre las celdillas que están comunicadas entre sí. En los materiales de celda cerrada el gas está contenido en el interior de las celdas (Gibson 1997; Ashry 1997).

La relación entre la densidad del material y el tamaño de la celda es inversamente proporcional. El tamaño de la celda aumenta cuando disminuye la densidad del material. Cuando una espuma de elastómero se comprime, la energía mecánica es absorbida en el movimiento de las paredes celulares de flexión ó pandeo y parte de esta energía se devuelve en la descompresión del material (Klempner 2004). A igual densidad, el comportamiento mecánico del material, es independiente del tamaño de las celdas (Rodríguez Pérez 2008).

A este respecto Nigg (2003) indica que según sea el grado de la capacidad de absorción de la energía de choque de las espumas poliméricas celulares, pueden afectar al consumo energético, por parte del sistema músculo esquelético durante la actividad física.

Las espumas duras tienden a absorber menos energía de choque que las espumas más blandas. El endurecimiento de una espuma polimérica en tiempo frío (temperaturas bajas), aumentará la energía fisiológica de funcionamiento y conducirá a una fatiga y por tanto aumentará el riesgo de lesión. A la inversa las altas temperaturas pueden ablandar tanto las espumas, hasta el punto que puede disminuir muy considerablemente la absorción de las energías mecánicas de choque (Shariatmadari 2012).

Los materiales de celda abierta se emplean cuando se necesita absorber o atenuar ondas sonoras, cuando se requiere recuperar rápidamente un esfuerzo de compresión como son asientos, colchones, etc. También se pueden utilizar como filtros.

Estos materiales no tienen estabilidad dimensional ni tampoco tienen buena respuesta mecánica. Los materiales de celda cerrada se pueden utilizar para aplicaciones estructurales, como absorción de energías de choque y descargas de presiones (Lee 2011).

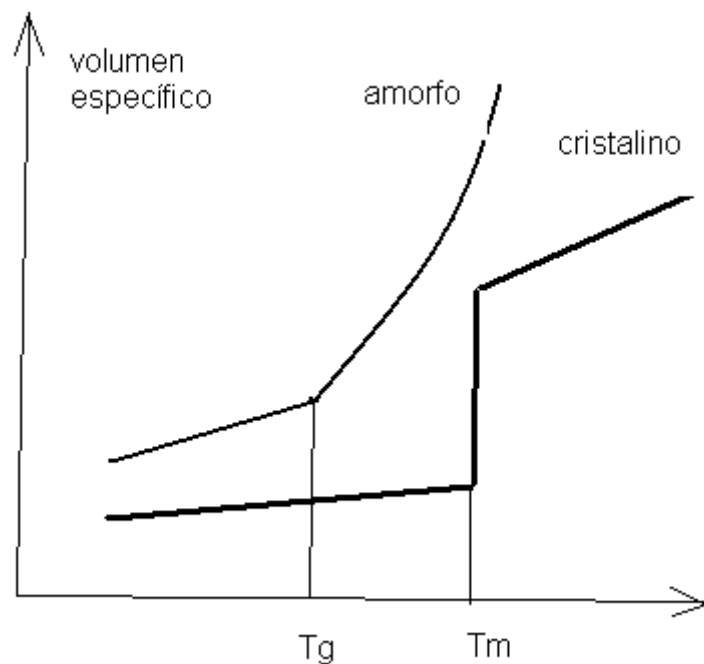
Las propiedades de un polímero que se pueden ver sustancialmente alteradas cuando se somete a un proceso de espumación son principalmente: la densidad, las conductividades térmica y acústica y las propiedades mecánicas. Existen varios métodos para obtener un material polimérico espumado:

- Solubilizando el agente espumante en la masa de polímero y provocando su volatilización en algún punto concreto del proceso.
- Por reacción de dos componentes de la masa del polímero que al estar sometidos a elevadas presiones y temperaturas se desprende de la reacción un gas que se difunde por toda la masa del polímero y cuando disminuye la presión del molde, el gas penetra en toda la masa del plástico, en forma de burbujas.
- Las características microscópicas de los polímeros se determinan mediante estudios de espectroscopia infrarroja (IR); difracción de rayos x (DRX); microscopia electrónica de barrido (SEM) y calorimetría diferencial (DSC). Así se determina:
  1. Índice de cristalinidad.
  2. Tamaño medio de las celdas.
  3. Espesor medio de la pared de celda.
  4. Geometría de las celdas. Tienen formas poliédricas. Ejemplos: dodecaedros (con 12 caras) y tetradecaedro (con 14 caras).

El índice de cristalinidad de un polímero va a definir las propiedades mecánicas de dicho polímero. Generalmente no existen materiales con un 100 % de cristalinidad, ni con un 100% de estructura molecular amorfa. Lo habitual es que los diversos

materiales utilizados cuenten en sus estructuras macromoleculares, zonas con estructura cristalina y otras zonas con estructuras moleculares amorfas.

En la Figura 1.9 se puede apreciar el comportamiento diferente de un polímero cristalino y un polímero amorfo. Cuando se calienta un polímero amorfo la temperatura se eleva a una velocidad determinada según sea la capacidad calorífica del polímero, pero cuando se alcanza la temperatura de transición vítrea ( $T_g$ ), la temperatura sigue aumentando y no se detiene, ya que no existe un calor latente de transición vítrea. Por el contrario en los polímeros cristalinos se observa que al aumentar la temperatura cuando se alcanza la temperatura de fusión ( $T_m$ ) se produce un mantenimiento de esta temperatura debido a la existencia del calor latente de fusión. Esta diferencia del comportamiento térmico de los polímeros según sea su grado de cristalinidad, es muy útil para su identificación.



**Figura 1.9.** Comportamiento amorfo o cristalino dependiendo de la temperatura (Callister 2009).

#### 1.4.4. Comportamiento mecánico de los polímeros

En general las propiedades mecánicas de los polímeros son muy sensibles a:

- (I) La velocidad de deformación del ensayo.
- (II) A la temperatura del mismo.
- (III) A la naturaleza química del medio (presencia de agua, disolventes orgánicos, gases, etc) (Horta 2001).

Estas propiedades mecánicas son controladas por los parámetros de elasticidad que determinan las características viscoelásticas de los materiales, los cuatro parámetros que definen a un material, son los siguientes:

1. Módulo de compresión (K)
2. Módulo elástico (E)
3. Módulo de cizalla (G)
4. Índice de Poisson ( $\nu$ )

Estos cuatro parámetros están interrelacionados y conociendo dos de ellos, podemos calcular los otros dos. Ningún polímero es completamente elástico todos son en proporciones variables viscoelásticos. Las propiedades de visco elasticidad, dependen de la velocidad y del tiempo ya que los procesos elásticos dependen fundamentalmente de la velocidad del ensayo y los procesos de tipo viscoso dependen del tiempo (Horta 2001).

El comportamiento viscoelástico de todos los productos denominados polímeros celulares viene condicionado por sus propiedades: mecánicas, acústicas y térmicas. Este comportamiento dependerá de los siguientes factores:

- a) Del tipo de vulcanización ó reticulación.
- b) Según sea el proceso de espumación.
- c) De la composición química de la matriz polimérica.

d) De las cargas añadidas al proceso de fabricación del material.

#### 1.4.5. Comportamiento esfuerzo-deformación de los polímeros

El ensayo más común para caracterizar mecánicamente un material es el ensayo de esfuerzo-deformación. (Horta, 2001). Este ensayo se realiza empleando una máquina universal de tracción, que es un dispositivo mecánico que permite medir la tensión aplicada sobre el material, frente a las elongaciones que sufre en el ensayo. El resultado es una gráfica en la que se registra en el eje de ordenadas el esfuerzo mecánico, que se expresa por la ecuación [12]

$$\sigma = (\text{Fuerza} / \text{sección del material}) = F / A \quad [12]$$

La unidad de tensión o esfuerzo mecánico en el Sistema Internacional es el Pascal, (1 Pascal = 1 Pa = 1 N/m<sup>2</sup>). Como esta unidad es muy pequeña, habitualmente se utiliza el kilopascal, KPa, (10<sup>3</sup> Pa), y el megapascal, MPa, (10<sup>6</sup> Pa).

En el eje de abscisas de la gráfica se registran las deformaciones unitarias, que se determinan por la ecuación [13]

$$\varepsilon = L - L_0 / L_0 \quad [13]$$

(L<sub>0</sub>) es la longitud de referencia antes de comenzar el ensayo y

(L) es la longitud final.

En la Figura 1.10 de tensión-deformación, se han señalado una serie de puntos importantes de esta gráfica, típica de los polímeros.

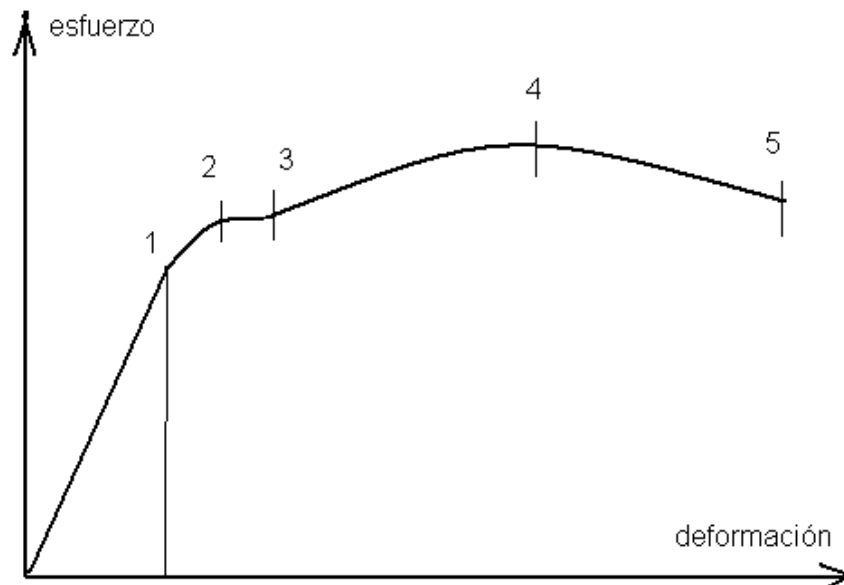
**1. Límite de proporcionalidad ( $\sigma_{LP}$ ):** Zona de la gráfica que cumple la Ley de Hooke. Proporcionalidad entre las tensiones y las deformaciones.

**2. Límite elástico ( $\sigma_{LE}$ ):** Es el esfuerzo máximo que no produce una deformación permanente del material.

**3. Resistencia a la cedencia ( $\sigma_{YP}$ ):** Es el esfuerzo al cual ocurre un aumento de deformación para un incremento de esfuerzo igual a cero.

**4. Resistencia Máxima ( $\sigma_{max}$ ):** Es el esfuerzo máximo que puede desarrollar un material en el ensayo hasta la rotura.

**5. Esfuerzo de rotura ( $\sigma_{rup}$ ):** Es el esfuerzo nominal al ocurrir el fallo y se obtiene dividiendo la carga registrada y el área inicial de la probeta. Otros autores manejan el concepto de **esfuerzo** de rotura real, cuando el esfuerzo nominal se divide entre el área real que disminuye conforme se aplica esta, de acuerdo con el coeficiente de Poisson (Ramírez 2008).



**Figura 1.10.** Gráfica esfuerzo-deformación donde se indican los puntos principales de la gráfica (Ramírez 2008).

El primer tramo de la curva que prácticamente es una línea recta, representa el comportamiento elástico del material. La pendiente de esta curva es el módulo de elasticidad que se expresa por la ecuación [14]

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad [14]$$

( $\sigma$ ) es la tensión mecánica y ( $\varepsilon$ ) es la deformación ó elongación.

Pasado el punto máximo de la curva aparece el punto de fluencia mecánica, el material se deforma ante pequeños cambios de la tensión, fluyendo de acuerdo con sus características viscoelásticas. Si sigue aumentando la tensión se llega al punto de rotura del material. La máxima tensión que soporta un material antes de romperse se denomina resistencia a la tracción.

Cada polímero atendiendo a sus características de: dureza, fragilidad, fortaleza y tenacidad pueden presentar un tipo de comportamiento en tracción indicado en la Tabla 1.4. Cada uno de estos cinco tipos puede representarse en una gráfica patrón que se puede ver en la Figura 1.11.

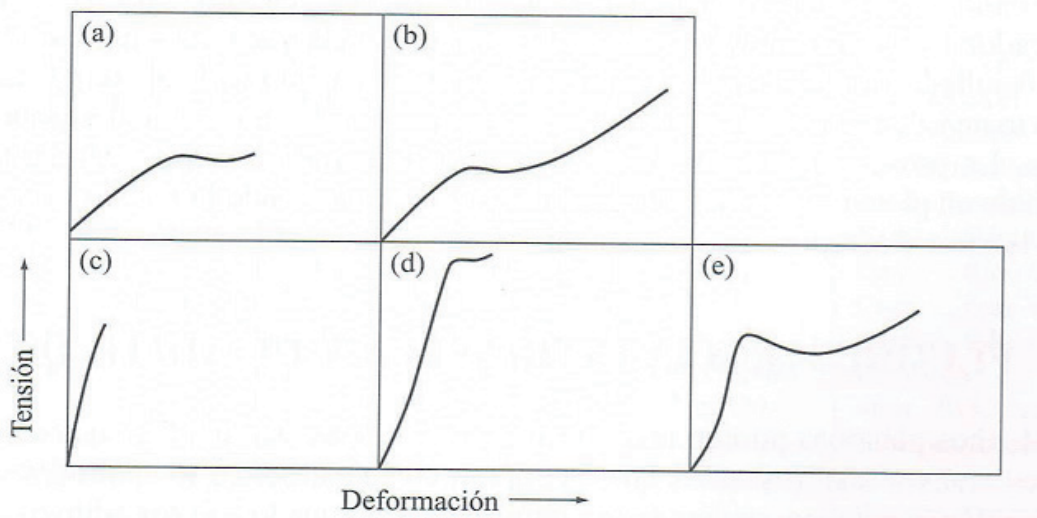
	Débil	Frágil	Fuerte	Tenaz
Blando	(a)	-	-	(b)
Duro	-	(c)	(d)	(e)

**Tabla 1.4.** Tipos de comportamiento de los polímeros. Combinando los conceptos: blando y duro. Con los conceptos: débil, frágil, fuerte y tenaz. Resultan cinco modelos compatibles (Sánchez 2000).

1. Blando. Significa baja resistencia a la tracción, es decir se necesita poca tensión para elongar el material. La ( $\sigma$ ) alcanza poco valor.
2. Duro. Tienen elevada resistencia a la tracción. La ( $\sigma$ ) es alta.

3. Débil. Alargamientos moderados antes de romper. La ( $\epsilon$ ) es pequeña.
4. Frágil. Soporta bajos alargamientos, rompe enseguida. La ( $\epsilon$ ) es baja.
5. Tenaz. Presenta un gran alargamiento. Un valor de ( $\epsilon$ ) grande.

En la Figura 1.14 se indican los cinco modelos de gráficas que se aceptan como curvas patrón del comportamiento en tracción de los polímeros.



**Figura 1.11.** Los cinco modelos de curvas patrón del comportamiento en tracción de los polímeros: (a) Blando y débil. (b) Blando y tenaz. (c) Duro y frágil. (d) Duro y Fuerte. (e) Duro y Tenaz. (Sanchez 2000).

#### 1.4.6. Isotropía y anisotropía de los polímeros

Estos dos conceptos están muy relacionados con los conceptos de cristalinidad y de sustancias amorfas. En el estado sólido los átomos, iones y moléculas pueden estar ordenados de dos formas. Con una ordenación regular de las partículas, que definimos como estado cristalino y con una redistribución irregular al que denominamos estado vítreo o amorfo.

**Isotropía:** Este término se puede definir como la propiedad de un material amorfo o vítreo que tiene las mismas propiedades físicas y mecánicas en todas las direcciones. En muchos casos el estado amorfo se debe a causas perturbadoras que impiden

la ordenación de las partículas; pero si estas causas desaparecen o se aumenta la movilidad por elevación de la temperatura, puede conseguirse la ordenación y con ello el estado cristalino que es el más estable (mínima energía). Así el vidrio cristaliza (se desvitrifica por recocido). Desde el punto de vista rigurosamente físico, solo se consideran sólidos las sustancias cristalinas.

**Anisotropía:** Es la propiedad que tienen los materiales cristalinos, en los cuales las propiedades físicas y mecánicas dependen del eje de referencia que se considere. Es decir aparecen direcciones privilegiadas para su comportamiento frente a los agentes físicos (Coca 1990).

Estas dos propiedades habrá que tenerlas muy en cuenta, cuando se hagan ensayos mecánicos en el laboratorio, ya que trabajando con polímeros, habrá que considerar su grado de cristalinidad para relacionarlo con su mayor o menor grado de anisotropía.

## 1.5. Fatiga de los materiales

Cuando un material trabaja bajo esfuerzos cíclicos de tensión o deformación puede sufrir un “fallo del material” que es conocido como fallo por fatiga. La fatiga es una forma de rotura o de deterioro que sufren los materiales cuando realizan esfuerzos dinámicos y ocurren a niveles de esfuerzo menores que la resistencia a la tracción o al límite elástico correspondiente a una carga estática. El término “fatiga” se utiliza porque este tipo de deterioro o rotura del material ocurre después de un prolongado periodo de esfuerzo repetido o de deformaciones cíclicas. El proceso ocurre por la iniciación y propagación de grietas y en general la superficie de la fractura es perpendicular a la dirección del esfuerzo de tracción o compresión aplicado (Callister 2009).

Se ha comprobado experimentalmente que es posible producir la rotura de un material con cargas variables inferiores a la de rotura determinada en un ensayo de tracción, siempre que se actúe durante un determinado tiempo (Coca 1990).

Los primeros ensayos sistemáticos del fenómeno de fatiga los inició Wöhler en 1852, para conocer las causas de rotura de los ejes de los ferrocarriles bávaros. Como consecuencia de estos estudios enunció las siguientes leyes:

1. Las piezas metálicas pueden romperse bajo esfuerzos unitarios inferiores a su carga de rotura, e incluso a su límite elástico, si el esfuerzo se repite un número suficiente de veces.
2. La rotura no tiene lugar cualquiera que sea el número de sollicitaciones, si la diferencia entre el esfuerzo máximo y mínimo es inferior a cierto valor límite.

A este valor límite lo designó el autor como la resistencia en servicio y es lo que actualmente se conoce como límite de fatiga.

Los fallos por fatiga usualmente se producen en tres etapas. Primero se inicia una grieta muy pequeña, sobre la superficie del material, generalmente un tiempo después de haber aplicado la carga. A continuación la grieta se propaga gradualmente dependiendo de las tensiones ejercidas sobre el material. Finalmente cuando la sección transversal restante del material resulta demasiado pequeña para soportar la tensión aplicada, se produce la fractura súbita del material (Askeland 2001).

La determinación del límite de **endurancia o límite de fatiga**, se realiza por medio de la técnica de Wöhler, comúnmente aceptada como curva (S-N), que define la variación de tensión y el número de ciclos hasta el fallo final.

El proceso que suele seguir la fractura de un material está compuesto de dos estados: uno de **iniciación** o formación de fisuras y otro posterior de **propagación** hasta la rotura. Los factores que influyen en este proceso son: frecuencia de aplicación de la carga, límites tensionales superior e inferior y forma de la onda en el tiempo. En el caso de polímeros también hay que tener en cuenta; la naturaleza disipativa de calor de los polímeros por la producción de elevadas histéresis mecánicas.

Debido a la baja conductividad térmica de los polímeros, una parte del trabajo mecánico se convierte en calor por lo que el comportamiento en fluencia de estos materiales en función de su temperatura, aporta una información importante para el conocimiento de los fenómenos de fatiga (Casado 2001).

### **1.5.1. Mecanismo de fallo por fatiga de los polímeros**

Herman (1990) estudió la fatiga de diversos polímeros. Las muestras ensayadas presentaron roturas debidas a fallos térmicos cuando fueron sometidas a fuertes niveles tensionales al provocar un aumento del calentamiento de las muestras por histéresis.

Estudios acerca del comportamiento en fatiga de la poliamida (PA) fueron realizados por Pétrault (1993), y puso de manifiesto el fuerte calentamiento térmico de histéresis, cuyos efectos son gobernados por la amplitud de las tensiones mecánicas y por la frecuencia a la que son aplicadas. La rotura por tanto puede considerarse de origen termodinámico. Cuando aumenta el número de ciclos de carga variable aplicada sobre un material polimérico, su temperatura aumenta y se aproxima a una temperatura crítica de ablandamiento característica de cada polímero termoplástico, el material se torna débil y blando, pudiendo la sollicitación mecánica aplicada superar la resistencia del material y producir su rotura. Sin embargo cuando se aplican niveles de esfuerzos inferiores, la rotura de los materiales se produce tras un proceso de propagación estable de fisuras por fatiga, no habiéndose registrado en esta ocasión elevadas temperaturas en el seno de los mismos de manera que depen-

diendo de la amplitud de la tensión y de la frecuencia de la aplicación del esfuerzo, se produce un fallo por fatiga térmica y un fallo por fatiga mecánica.

Canales et al 2009, realizaron un análisis de los factores que influyen en la fatiga en materiales termoplásticos reforzados, aplicando la termografía. La detección del límite de fatiga empleando técnicas no destructivas como la “Termografía por Infrarrojo” ha sido muy estudiada en materiales metálicos con buenos resultados. En estos materiales la correlación entre el límite de fatiga obtenido a partir de curvas de tensiones y ciclos de fatiga (S-N) y los resultados obtenidos a través de termografía ha sido muy útil para calcular la fatiga de los metales. En el caso de materiales termoplásticos, como muchos polímeros, no se ha estudiado mucho debido a las propiedades inherentes a estos materiales viscoelásticos.

La termografía es una técnica de medida que permite determinar rangos de temperatura o mapas térmicos en la superficie de los materiales como consecuencia de la aplicación de tensiones, según distintas formas de mecanismos de fractura (La Rosa 2000). Si bien el límite de fatiga en aceros se determina tradicionalmente a partir de la asíntota en las curvas (S-N), en el caso de los plásticos esta determinación no es tan clara ya que no observa dicha tendencia. Las curvas de caracterización a fatiga en material plástico presentan tendencias diferenciadas según sea el tipo de material y el modo de aplicación de la carga, pudiendo observarse desde tendencias lineales, hasta curvas sin estabilización en ciclos del orden  $10^6$  en tracción ó  $10^7$  en flexión.

Cuando se somete a los materiales termoplásticos a tensiones en tracción para determinar el límite de fatiga o resistencia a la fatiga, se obtienen valores de amplitud de tensión o tensión máxima próximas al límite de fatiga del material y un aumento considerable de la temperatura. Este fenómeno informa de la pérdida de rigidez del material, detectada por la pérdida de amplitud del desplazamiento en un ensayo cíclico de amplitud de carga constante, criterio que define el fallo por fatiga controlado en carga. El calentamiento en la superficie de la probeta está relacionado

con los ciclos de histéresis resultantes de la sollicitación cíclica así como de la frecuencia del ensayo. Cuando un material polimérico es sometido a una variación de esfuerzos superior al nivel de tensión crítica, una parte de la energía producida se emplea en producir la deformación del material, pero los movimientos moleculares provocan un calentamiento por fricción, por lo que la otra parte de la energía se transforma en calor aumentando la temperatura del material polimérico (Steinberger 2006).

El incremento térmico en el material, resultante del balance entre la generación y la disipación de calor, depende del calor específico. Siempre que un material recibe una aportación de energía en forma de calor ( $dQ$ ), el sistema experimenta una variación de temperatura ( $dT$ ). Se puede definir la capacidad calorífica específica, o calor específico del sistema expresado por la letra ( $C$ ), como la razón del calor y el producto de la masa ( $m$ ) por la diferencia de temperatura ( $dT$ ). Se define el calor específico del agua, como la cantidad de calor que hay que suministrar a un gramo de agua para que eleve su temperatura en un grado centígrado. Esta característica la podemos expresar con la ecuación [15] (Sears 1971).

$$C = \frac{dQ}{m dT} \quad [15]$$

( $C$ ) es la capacidad calorífica específica, o el calor específico de la muestra

( $Q$ ) energía en forma de calor

( $m$ ) masa del material

( $T$ ) la temperatura

Sauer en 1980, comprobó que el poliestireno (PS) puede ser sometido a fatiga a una frecuencia de 30 Hz y a una tensión máxima de 15 MPa, obteniendo un incremento térmico inferior a 2° K. Sin embargo bajo estas mismas condiciones, muestras de polietileno (PE) fundirían rápidamente al producirse un elevado incremento térmico.

co y muestras de polimetacrilato de metilo (PMMA) acusarían su rotura por fallo térmico, puesto que este material presenta una transición viscoelástica a una temperatura próxima a la temperatura ambiente. (Wyzgosky 1990), observó incrementos térmicos en el fondo de fisuras del nylon de alrededor de 50° C. El elevado calor generado en la fatiga de este material se traduce en un incremento considerable de su temperatura local e incluso global, detectable en la superficie del material.

### 1.5.2. Consideraciones energéticas del comportamiento en fatiga

En su Tesis Doctoral (Casado 2001) expuso que los mecanismos que conducen al fallo térmico se pueden expresar mediante ecuaciones que describen el comportamiento viscoelástico de los polímeros, obtenido mediante ensayos mecánicos de fatiga, donde los polímeros se someten a tensiones sinusoidales oscilatorias. La variación cíclica tensional aplicada sobre un material polimérico puede expresarse a partir de una relación matemática armónica por la siguiente ecuación [16]:

$$\sigma ( t ) = \sigma _ 0 . \text{sen } \omega t \quad [16]$$

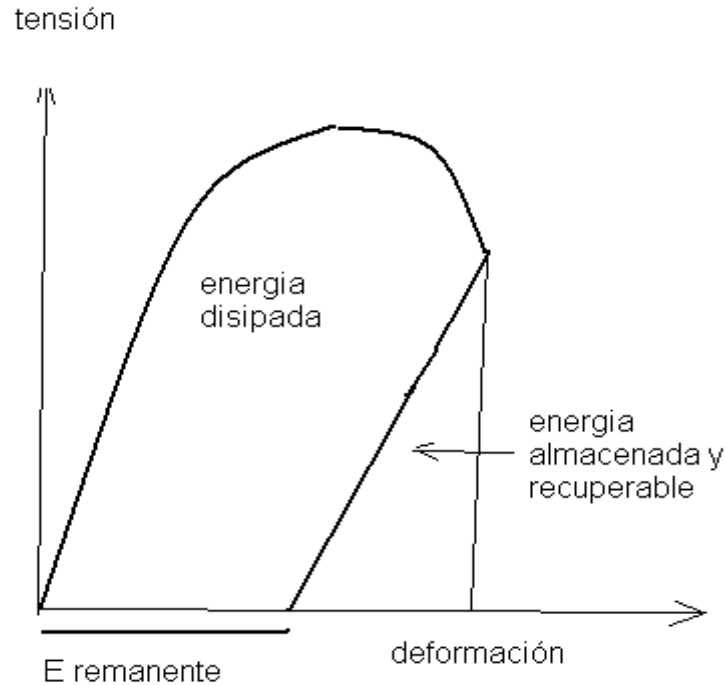
$\sigma(t)$  es la tensión en el tiempo  $t$

$\sigma_0$  es el valor de pico del ciclo de tensión

$\omega = 2\pi\nu$  es la frecuencia angular, siendo  $\nu$  la frecuencia de la sollicitación aplicada

En un diagrama tensión ( $\sigma$ ) deformación ( $\epsilon$ ) donde se representa únicamente medio ciclo inicial de carga y descarga correspondiente al estado de tensión de tracción. En la Figura 1.12, se puede apreciar el comportamiento de tipo no hookeniano del polímero y la aparición del fenómeno de histéresis que se observa en la descarga hasta llegar a la situación de tensión nula con una deformación remanente ( $\epsilon_r$ ). A pesar de que el término de histéresis sólo es aplicable estrictamente cuando el material recupera su forma original, es decir una deformación remanente nula, en muchos polímeros se produce esta deformación remanente final, posterior a la

aplicación de un ciclo de carga, incluso para esfuerzos aplicados inferiores al de su límite elástico, pudiendo recuperar parte de ella de forma diferida en el tiempo.



**Figura 1.12.** Diagrama de tensión-deformación, donde se indica la energía disipada y la energía almacenada recuperable (Casado 2001).

Ensayos de fatiga realizados por Herman et al. (1990) sobre un material de resina acetálica (POM), interrumpiendo la sollicitación cíclica al alcanzar una temperatura en la superficie de la probeta de 65° C. A continuación, enfriaban el material hasta la temperatura ambiente para, inmediatamente después, someterlo a fatiga hasta alcanzar de nuevo los 65° C. La secuencia de cargas y tiempos de espera, durante el cual se alcanzaba la temperatura ambiente en el material, se repitió cíclicamente hasta conseguir la rotura de este. Se obtuvieron tiempos de vida en fatiga del material mucho más prolongados que los alcanzados cuando era sollicitado por secuencias de onda continuas no interrumpidas. No obstante se detectó que, conforme se iban acumulando los ciclos de carga aplicada sobre el material, el tiempo necesario para alcanzar los 65°C a los que se detenían los ensayos era cada vez más corto.

Esta circunstancia revela que se produjeron cambios permanentes en la respuesta del amortiguamiento viscoelástico del material como consecuencia de la aplicación de las ondas de carga previas.

La característica de fatiga en polímeros tipo teflón (PTFE) fue estudiada por (Koo 2000), observando que el daño de fatiga se producía por una pérdida de resistencia, que se recuperaba parcialmente si se dejaba enfriar el material. También comprobó que el daño en fatiga no sucedía con cada ciclo, sino que solo se ocasionaba al originarse un aumento de temperatura drástico en el instante previo al fallo. Consecuentemente concluyó que la resistencia a la fatiga intermitente, en ausencia del crecimiento estable de fisuras por motivos puramente mecánicos era ilimitada, ya que el daño por causas térmicas no progresaba manteniendo la temperatura de la muestra por debajo de un cierto valor crítico. Esto es posible bajo condiciones de sollicitación y espera o tiempos de interrupción que justifiquen el mantenimiento de condiciones térmicas para las que el efecto mecánico de la alternancia de cargas no produce daño.

### **1.5.3. Fatiga por fallo mecánico**

Se puede producir un proceso de fatiga mecánica convencional con un debilitamiento progresivo del material y su posterior rotura debida a la propagación de fisuras o defectos inherentes al mismo, como es la disminución del espesor original del material. Por lo general las fisuras se propagan de manera estable a lo largo de la sección normal a la sollicitación impuesta, aumentando paulatinamente los esfuerzos locales y globales netos aplicados hasta alcanzar la resistencia del material, lo que conduce a su rotura brusca.

La frecuencia o velocidad de deformación con que se aplican los esfuerzos sobre un material viscoelástico es una variable de gran relevancia, para valorar el tipo de fallo por fatiga ya sea térmico o mecánico. Para una variación tensional dada, una

frecuencia de oscilación de carga elevada puede producir fuertes incrementos de temperatura en el polímero, produciéndose en este caso el mecanismo de la rotura por un fallo térmico. Sin embargo cuando la frecuencia de la sollicitación es baja los incrementos térmicos son menores y los mecanismos que producen el fallo del material son los de fatiga y fluencia acoplados, que dan lugar a una rotura por fatiga de tipo mecánica. En este caso, el peso de la fluencia es mayor conforme decrece la frecuencia.

Los procesos de fractura de los polímeros son realmente complejos y dependen de muchos factores tales como la estructura, el ambiente, la tensión, la deformación y el tiempo. En ellos los micro mecanismos de rotura molecular son distintos para los diferentes tipos de estructuras y morfologías poliméricas. En general cuando un polímero sólido se deforma las moléculas se deslizan relativamente entre ellas y tienden a desenroscarse, rompiéndose inicialmente los enlaces secundarios existentes entre ellas, debidos a las fuerzas de Van der Waals de atracción electrostática. Posteriormente la rotura molecular se produce al romperse los enlaces covalentes. En los polímeros semicristalinos, los cristales o zonas de elevado ordenamiento de cadenas moleculares pueden actuar como puntos de anclaje que restringen el flujo molecular.

#### 1.5.4. Ensayos de fatiga

Al igual que otras características mecánicas, las propiedades de fatiga de los materiales pueden determinarse a partir de ensayos de simulación en el laboratorio.

En los ensayos de fatiga se utilizan unas gráficas donde en ordenadas se colocan las tensiones y en el eje de abscisas se colocan el número de ciclos en una escala logarítmica. Cuando se calcula la **tensión máxima** de un material lo que se hace es medir el número de ciclos que soporta ese material hasta que se produce su rotura. Esto permite calcular el número de ciclos que resistirá un material sin romperse y

también la carga máxima permisible que se puede aplicar para prevenir el fallo del material.

Respecto a la fatiga es conveniente saber que:

**Límite de fatiga**, se define como la tensión por debajo de la cual existe una probabilidad del 50% de que se produzca un fallo por fatiga del material.

**Vida en fatiga**, indica cuanto tiempo resiste un material sometido a una tensión cíclica.

**Resistencia a la fatiga** es la tensión máxima por debajo de la cual no se producirá rotura por fatiga en un número muy elevado de ciclos. La resistencia a la fatiga es un parámetro necesario para diseñar elementos que tengan polímeros, ya que estos no tienen límite de fatiga. En algunos materiales el límite de fatiga es aproximadamente la mitad de su resistencia a la tracción. La relación entre ambos valores se conoce como **relación de fatiga**. Que se puede expresar por la ecuación [17]:

$$\text{Relación de fatiga} = \frac{\text{Límite de fatiga}}{\text{Resistencia a la tracción}} = 0,5 \quad [17]$$

Los defectos de diseño o de fabricación como: poros, micro fisuras, cuerpos extraños, etc. Concentran las tensiones, reduciendo los valores: límite de fatiga, resistencia a la fatiga y la vida en fatiga. Lo cual se comprueba comparándolos con los valores teóricos que tienen los materiales que no poseen estos defectos de fabricación (Askeland 2001).

### 1.5.5. Esfuerzos cíclicos

El esfuerzo aplicado puede ser de naturaleza axial (tracción-compresión), de flexión de torsión o de cizalla. En la Figura 1.20 se ilustra un esfuerzo fluctuante con el tiempo. La curva tiene una dependencia regular senoidal en el tiempo. Se define la amplitud máxima ( $\sigma_{\max}$ ) y la amplitud mínima ( $\sigma_{\min}$ ). Y conociendo estos dos valores se puede calcular el valor del esfuerzo medio ( $\sigma_m$ ). Que se expresa mediante la ecuación [18]:

$$\text{Esfuerzo medio} \quad \sigma_m = \frac{\sigma_{\max} + \sigma_{\min}}{2} \quad [18]$$

Los intervalos de esfuerzo se definen como la diferencia entre el esfuerzo máximo y el esfuerzo mínimo. Se puede expresar mediante la ecuación [19]

$$\sigma_r = \sigma_{\max} - \sigma_{\min} \quad [19]$$

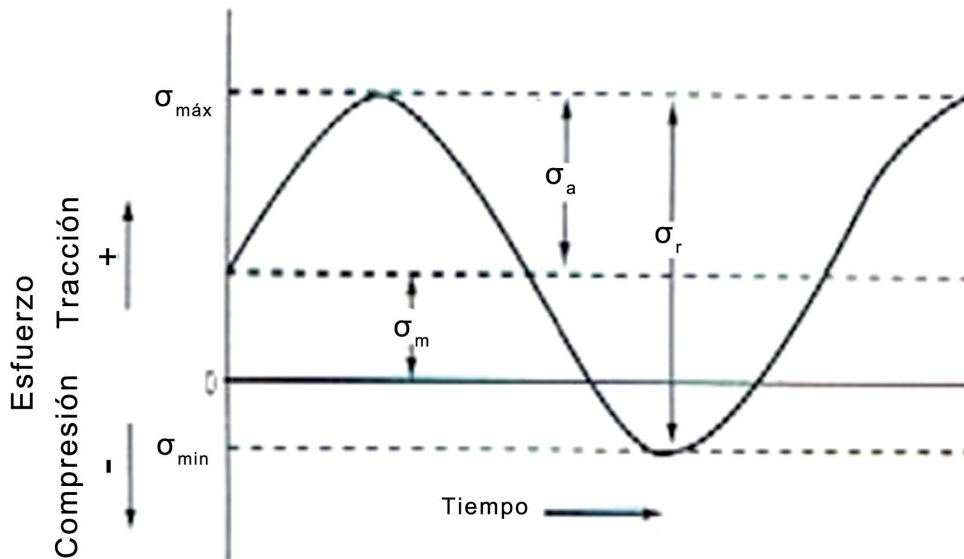
Amplitud de esfuerzos se calcula dividiendo por dos la amplitud de esfuerzos. Y se puede expresar por la ecuación [20]

$$\sigma_a = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2} \quad [20]$$

El cociente de esfuerzos se determina dividiendo el esfuerzo mínimo por el esfuerzo máximo, conforme a la ecuación [21]

$$R = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}} \quad [21]$$

En la Figura 1.13, indicamos un ciclo completo de esfuerzo en relación al tiempo.



**Figura 1.13.** Variación del esfuerzo (compresión-tracción) con el tiempo responsable de las roturas por fatiga. (Se indica un ciclo completo) (Callister 2009).

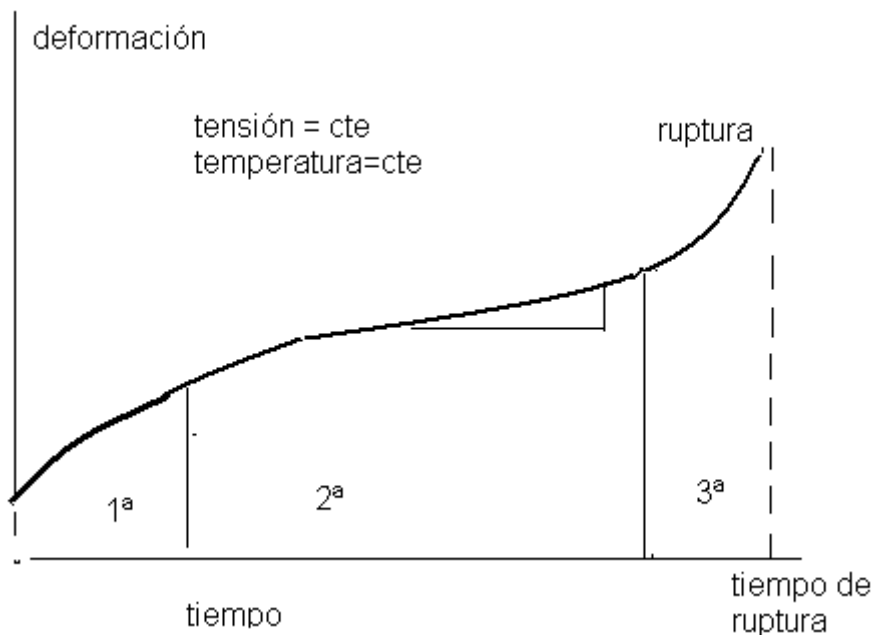
En esta figura se indica un ciclo de carga repetida en el cual los esfuerzos máximo y mínimo son asimétricos en relación con el nivel de esfuerzo cero. Se representa el esfuerzo medio ( $\sigma_m$ ); el intervalo de esfuerzos ( $\sigma_r$ ) y la amplitud de esfuerzos ( $\sigma_a$ ).

### 1.5.6. Ensayo de Termofluencia

Este es un ensayo muy útil para estudiar la fatiga de materiales, cuando se está estudiando materiales poliméricos. Al aplicar una tensión a un material que está a una temperatura por encima de la temperatura ambiente, el polímero puede deformarse y finalmente fallar, aun cuando la tensión aplicada sea menor que el límite elástico

a dicha temperatura. La deformación plástica a alta temperatura se conoce como termofluencia (Askeland 2001).

Para determinar el comportamiento de un material, se utiliza el ensayo de **termofluencia**, que consiste en aplicar una tensión constante a una probeta calentada a alta temperatura cuando se trata de metales y a una temperatura superior a la temperatura ambiente cuando se trata de polímeros. En la Figura 1.14 vemos la gráfica que se obtiene cuando se aplica la tensión, la probeta se deforma elásticamente, una cantidad ( $\epsilon_0$ ) que depende de la tensión aplicada y del módulo de elasticidad del material a esa temperatura.



**Figura 1.14.** Curva típica de fluencia, que muestra la deformación en función del tiempo (Callister 2009).

Se diferencian en estas curvas tres etapas. En la 1ª etapa también llamada (fluencia primaria) la curva tiene más pendiente, las estructuras moleculares del polímero presentan una inercia al deslizamiento de unas moléculas sobre otras, la velocidad de deformación disminuye con el tiempo debido a un endurecimiento del material; en la 2ª etapa o fluencia secundaria también llamada estacionaria, la velocidad de deformación alcanza su mínimo, en este tramo la curva de la pendiente disminuye

y en este tramo se calcula la **velocidad de termofluencia** que es el cociente entre la deformación y el tiempo. Lo podemos expresar por la ecuación [22]:

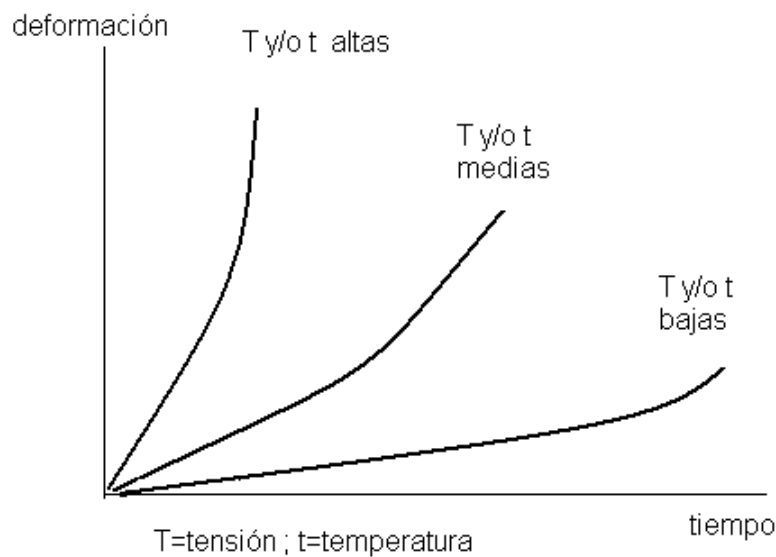
$$\text{Velocidad de termofluencia} = \frac{\Delta d}{\Delta t} \quad [22]$$

( $\Delta d$ ) indica variación de la deformación

( $\Delta t$ ) incremento de tiempo

En la 3ª etapa o fluencia terciaria comienza la estricción, la tensión se incrementa y la muestra se deforma rápidamente, hasta que se rompe. El tiempo hasta la rotura es un factor clave y para todo material queda definido por la tensión y por la temperatura.

Las curvas de tensión-tiempo hasta rotura que hemos visto en la Figura 1.14, permiten estimar la vida esperada de un componente para una combinación tensión y temperatura determinada. El parámetro de Larson-Miller se utiliza habitualmente para condensar la relación (tensión-temperatura-tiempo), hasta rotura en una sola curva. Figura 1.15. Dicho parámetro se define en la siguiente expresión matemática [23]:



**Figura 1.15.** Efecto de la temperatura y la tensión en función del tiempo, en curvas de termofluencia (Askeland 2001).

$$L.M. = \frac{T}{1.000} (A + B \ln t) \quad [23]$$

(T) temperatura en° Kelvin

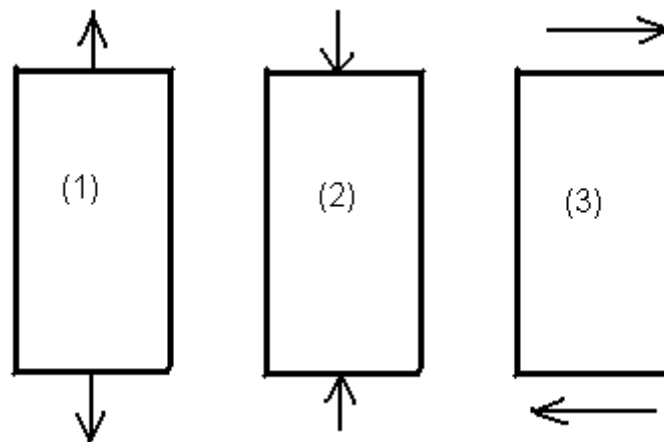
(t) tiempo en horas

(A) y (B) son constantes que dependen del material

LM es el parámetro de Larson Miller

### 1.5.7. Tensiones de cizalla. Fatiga por tensiones de cizalla

En la Figura 1.16 vemos un esquema de los tres tipos fundamentales de cargas o tensiones que pueden actuar sobre un material: tracción, compresión y esfuerzos cortantes o de cizalla.

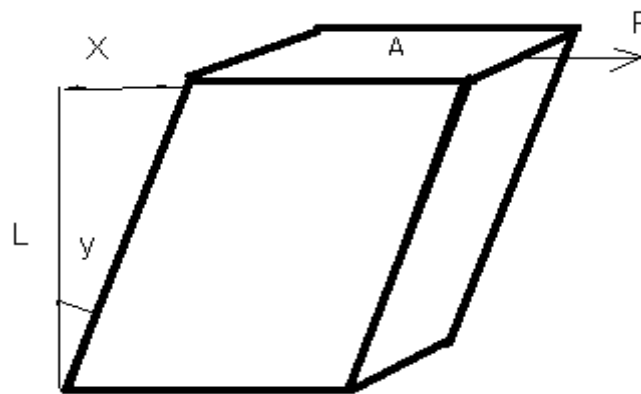


**Figura 1.16.** Tensiones de tracción, compresión y cizalla (Krevelen 1975).

Los dos primeros ya se han tratado en esta introducción. Ahora vamos a exponer las tensiones de cizalla o esfuerzos cortantes y la fatiga por cizalla de los polímeros.

Cuando sobre un material actúan esfuerzos o tensiones según una dirección paralela a las superficies de la sección transversal, se obtienen unos esfuerzos cortantes o de cizalla, constituidos por un par de fuerzas del mismo módulo y dirección pero de sentidos opuestos, es decir actúan un par de fuerzas, en inglés este termino se denomina (shear forces).

En la Figura 1.17 podemos ver esquemáticamente el comportamiento de un material sometido a unos esfuerzos cortantes. Se observa el ángulo lateral de desplazamiento.



**Figura 1.17.** Esfuerzos cortantes o de cizalla y la deformación angular que se produce (Krevelen 1975).

Los esfuerzos cortantes se expresan por la ecuación [24]

$$\tau = \frac{F}{A} \quad [24]$$

$\tau$  es el esfuerzo cortante

F fuerza aplicada

A sección sobre la que actúan las fuerzas de cizalla

Las unidades de tensión, esfuerzo o fatiga se miden en Pascales en el sistema internacional (S.I.), un Pascal es un (N/m<sup>2</sup>), esta unidad es muy pequeña y lo que se

utiliza es el KPa (kilopascal= $10^3$  Pascales) y el MPa (Megapascal= $10^6$  Pascales). Es muy útil tener en cuenta que un MPa =  $1 \text{ N/mm}^2$ .

El tramo inicial de la curva esfuerzo cortante deformación, cumple la Ley de Hooke adquiriendo la siguiente ecuación [25]:

$$\tau = G \gamma \quad [25]$$

$\tau$  esfuerzo cortante medido en Pascales

$\gamma$  deformación angular en radianes

G módulo de elasticidad a esfuerzo cortante o módulo de rigidez

Las unidades del módulo E son las mismas que las el módulo G (Pascal/m).

Existe una relación entre los módulos de elasticidad (E), modulo de cizalla (G) y el coeficiente de Poisson ( $\nu$ ), que se expresa por la ecuación [26]:

$$G = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad [26]$$

Si en una sección solo actúan esfuerzos cortantes y no hay tensiones axiales se dice que se trata de un esfuerzo cortante puro. Bajo la acción de esfuerzos cortantes los elementos se deforman dando lugar a deformaciones angulares o deformaciones por cortante. Las deformaciones angulares se miden en radianes.

Igual que se obtienen los diagramas de tensión-deformación en materiales sometidos a cargas axiales, también se obtienen diagramas de esfuerzo cortante-deformación. Para esto se someten los materiales en el dinamómetro a esfuerzos cortantes.

Las fuerzas tangenciales, de corte o de cizalla, se definen como una carga compuesta de dos fuerzas iguales, paralelas y de sentido contrario, que tienden a desplazar una parte de un objeto con respecto a una parte adyacente a lo largo de un plano paralelo a las líneas de fuerza (Cintas 1987; Foto 1998; Kastenbauer 2001). La diferencia más importante entre fricción y cizalla, es que esta última se produce dentro de un objeto. En nuestro caso dentro del pie. Las fuerzas cortantes que se producen en el tejido plantar son potencialmente destructoras de los tejidos del pie. Estas fuerzas muchas veces actúan produciendo desplazamientos de unas capas de tejido plantar sobre otras, lo que puede llegar a producir úlceras plantares, sobre todo en presencia de neuropatías diabéticas (Armstrong 1984; Boulton 1987; Bennett 1996; Abbott 1998).

Lo que denominamos el forro de la ortesis plantar, directamente en contacto con el pie del paciente, debería diseñarse para minimizar las lesiones cortantes o de cizalla, (shear injury), con materiales con un coeficiente de fricción estático bajo (Brodsk 1988; Caselli 2002).

En cuanto a la fatiga experimentada por los polímeros sometidos a deformaciones cíclicas y a tensiones cortantes, producen deformaciones laterales del material que se definen como la tangente del ángulo de distorsión de la deformación, también denominada, deformación tangencial unitaria.

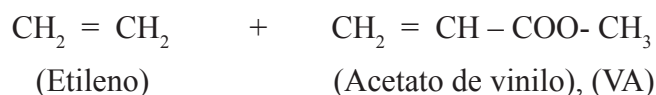
Cuando hemos empleado el término “*esfuerzo cortante*” se debe a que el significado de corte en ingeniería de materiales, significa la deformación en la que dos planos paralelos se deslizan relativamente de tal manera que permanezcan paralelos a su plano de contacto. Otra definición empleada es: la deformación lateral que se produce por una fuerza externa, llamada fuerza de cizalla.

En nuestro estudio hemos empleado en el laboratorio un simulador de la marcha “pie mecánico”, para realizar un ensayo de estrés mecánico que fuera lo más parecido a la marcha del pie humano. Este simulador realiza fuerzas axiales, perpendiculares al suelo, y fuerzas tangenciales o de cizalla paralelas al suelo.

## 1.6. Características físicas, químicas y mecánicas del Caucho EVA

Los copolímeros EVA comenzaron a sintetizarse industrialmente a partir de 1970. Estos polímeros se obtienen por reacción a alta presión entre los monómeros etileno y acetato de vinilo. Las propiedades de los copolímeros de EVA dependen en gran medida de su contenido en VA (acetato de vinilo).

En la Figura 1.18 se puede observar los dos copolímeros que forman el caucho EVA, un copolímero de etileno y un éster insaturado (acetato de vinilo). (E/VA). Los copolímeros de etileno y acetato de vinilo se fabrican dependiendo de las propiedades mecánicas que se soliciten para la aplicación concreta, variando la proporción de cada monómero. Si el acetato de vinilo (VA) está en la mezcla en una proporción entre un 15-40% los productos resultantes tienen una consistencia blanda y gomosa, y su comportamiento es el de un “Elastómero”. Mientras que cuando la proporción de (VA) en la mezcla está entre un 5-15% se obtienen materiales termoplásticos más rígidos (Horta 2001).

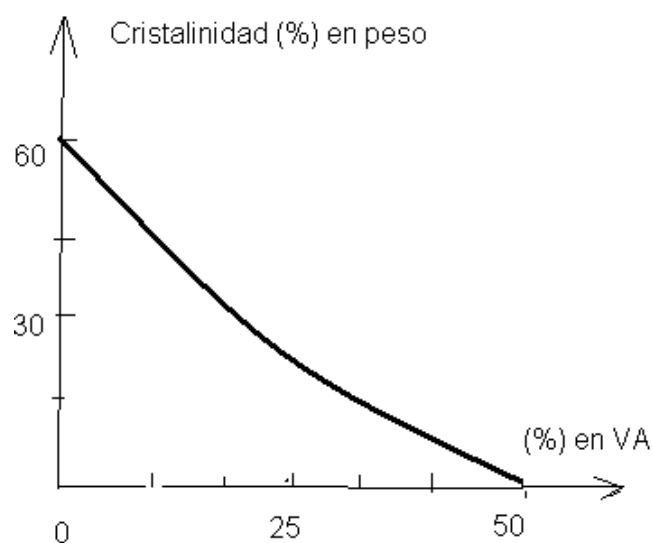


**Figura 1.18.** Fórmulas químicas de los dos comonómeros que forman la molécula de EVA (Semper 2002).

El contenido de (VA) es un factor determinante de las características fisicoquímicas del EVA. El polietileno (PE) es un polímero termoplástico parcialmente cristalino y al introducir en su estructura un monómero flexible y polar, como es el (VA), se rompe la regularidad estructural, provocando una disminución de la cristalinidad. A medida que aumenta la proporción de (VA), van apareciendo fragmentos amorfos, más blandos que contribuyen a aumentar la flexibilidad del polímero. Los fragmentos cristalinos son más duros, contribuyen a la resistencia a la temperatura y tiende a reducir la pegajosidad (tack).

Una disminución de la cristalinidad del EVA, provoca un incremento de la resistencia a la rotura en frío, menor resistencia a la tensión y a la deformación por calor y un incremento de la flexibilidad, (mayores alargamientos en tracción).

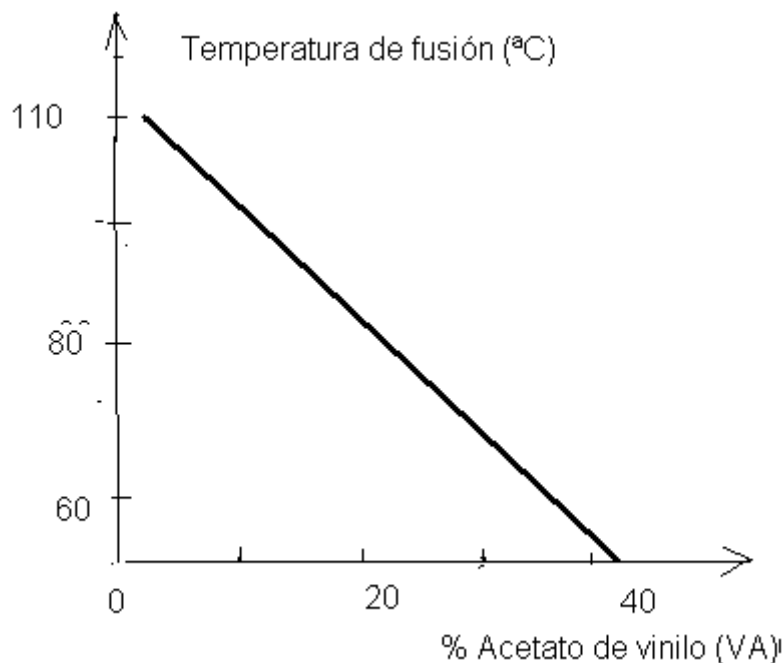
Se ha observado experimentalmente que en los polímeros EVA con una proporción en (VA) entre 24 y 28% existe un equilibrio entre las propiedades que dependen del contenido cristalino y amorfo. Este equilibrio es de gran importancia en cuanto a la compatibilidad de las mezclas con otros polímeros como ceras, resinas, cargas, etc. La dependencia de la cristalinidad con el contenido en (VA), se representa en la Figura 1.19.



**Figura 1.19.** Dependencia de la cristalinidad con el contenido en (VA) acetato de vinilo. Boletín técnico de Repsol (1995).

Cuando se alcanza la temperatura de transición vítrea ( $T_g$ ), la fase amorfa del polímero comienza a experimentar movimientos rotacionales al disminuir gradualmente los enlaces de Van der Waals, provocando una mayor flexibilidad de la cadena polimérica. La ( $T_g$ ) depende también del peso molecular, debido a que al aumentar éste, la ordenación de las cadenas es más difícil y se facilita por tanto la rotación.

El contenido en (VA) de los polímeros EVA también afecta a la resistencia al impacto, al choque térmico, a la tendencia a la tenso fisurización o agrietamiento de materiales poliméricos en zonas con tensiones bajo la acción de ciertos líquidos, a la intemperie y a la densidad del material ( $0,93-0,96 \text{ g/cm}^3$ ), según el contenido en (VA). El punto de fusión es otra propiedad que varía al aumentar la cantidad de VA en el copolímero EVA, ya que va disminuyendo hasta  $50^\circ \text{C}$  al aproximarse la cristalinidad a cero (Brinker 1977). En la Figura 1.20 se muestra la variación del punto de fusión de los polímeros EVA en función del contenido en VA.



**Figura 1.20.** Variación del punto de fusión de los polímeros EVA en función del (%) de (VA). Boletín Técnico de Repsol (1995).

Algunas propiedades disminuyen al aumentar el contenido en (VA) en el copolímero, como son la resistencia a la deformación por calor, el aislamiento eléctrico, la resistencia química, la tensión a la rotura, la rigidez y la dureza.

El copolímero EVA tiene una gran capacidad de aceptación de cargas como el carbonato de silicio, carbonatos de hierro y magnesio, sílices y silicatos, ácido esteárico y negro de humo (Kovacevic et al. 1994). En la fabricación de espumas microcelulares de EVA se usan cargas de tipo carbonato cálcico, caolines, sílices y silicatos. El tipo de carga dependerá de las cualidades exigidas a la espuma; en cualquier caso es muy importante conocer el carácter ácido o básico de las cargas, debido a su notable influencia en la descomposición de los agentes hinchantes en la espuma.

La compatibilidad del polímero EVA con resinas, ceras y otros polímeros depende del contenido en (VA) y del índice de fluidez (viscosidad); así pues, polímeros con índice de fluidez elevado (viscosidad baja) tienden a mostrar mejor compatibilidad y por otro lado, la naturaleza polar del (VA) facilita la compatibilidad con resinas de polaridad intermedia.

Según las propiedades que se desee modificar se han propuesto diversas mezclas de copolímeros EVA con otros polímeros. La incorporación de caucho natural cargado con: sílice, ENB (etilen norborneno) o EPDM (cauchos de etilen propilen dieno) añadido al caucho EVA permite aumentar la conductividad eléctrica. También el EVA se mezcla con polietileno o polipropileno para aumentar la flexibilidad y rebajar el punto de reblandecimiento. Por otro lado mediante reacciones de injerto se ha obtenido mezclas de EVA y poliacrilato de etilen-metilo (Ghosh 1993).

Los copolímeros de EVA resisten a álcalis fuertes, ácidos no oxidantes, soluciones salinas, metanol, detergentes y medios no oxidantes tanto más cuanto mayor sea su densidad. Dichos polímeros resisten mejor que el (PE) el cuarteo por tensiones, ya que al ser menos cristalino resiste mejor las tensiones. Los copolímeros EVA son solubles en ésteres, aceites, ácidos oxidantes, benceno, disolventes clorados,

aumentando su solubilidad cuanto mayor sea el contenido de (VA) y mayor sea la temperatura.

En la Tabla 1.10 se incluye un resumen de la variación de las propiedades del copolímero EVA, al aumentar o disminuir el contenido de (VA) y el índice de fluidez.

Mayor (%) de Acetato de vinilo (VA)		Mayor índice de fluidez	
Aumenta	Disminuye	Aumenta	Disminuye
Grado de zonas amorfas Transparencia	Cristalinidad	Flexibilidad a temperatura ambiente	Temperatura de transformación
Flexibilidad	Rigidez	Facilidad de procesado	Viscosidad
Compatibilidad con otros polímeros	Punto de fusión	Compatibilidad con ceras	Elasticidad
Aceptación de cargas	Punto de reblandecimiento		Pegajosidad (Tack)
Adhesión	Aislamiento eléctrico		Fuerza cohesiva
Coefficiente de fricción	Resistencia en rotura		Temperatura de sellado por calor
Permeabilidad	Resistencia química		Temperatura de transición vítrea
Solubilidad	Dureza		
Densidad	Temperatura de transformación		
Resistencia al cuarteamiento por tensiones			

**Tabla 1.10.** Propiedades de los copolímeros EVA en función del contenido en (VA) y del Índice de fluidez (MFI) (Boletín Técnico de Repsol® 1995).

Debido a la baja resistencia a la temperatura no es posible la esterilización de los copolímeros EVA con vapor. Si se desea esterilizarlo hay que aplicar radiaciones gamma o cobalto-60, en condiciones adecuadas para que no se degrade el polímero.

En cuanto a la resistencia al envejecimiento, al someterse a radiación ultravioleta la degradación del EVA es lenta en presencia de oxígeno. Si se incorpora negro de humo a la formulación (Información Repsol, 1993), se incrementa la protección frente al envejecimiento.

### **1.6.1. Aplicaciones de los copolímeros EVA**

1. Los que poseen bajo contenido en (VA), (3-20% en peso), se emplean para moldear por inyección, extrusión y soplado, se emplean en la industria del juguete, suelas de calzado, chalecos salvavidas, bolsas, envases, etc.

2. Los copolímeros con un contenido en (VA) (15-40%), se emplean en el mercado de recubrimientos y adhesivos.

3. Copolímeros con (45-55% en VA) se utilizan en toda la industria del caucho. Vulcanizar planchas de EVA. Para obtener EVA microcelular espumado de menor densidad que el EVA puro. Estas espumas microcelulares se emplean en los sectores del juguete, calzado y ortopedia.

Una de las ventajas en la fabricación de las espumas de EVA es que ofrecen muchas posibilidades de coloreado y otra ventaja industrial grande es que las formulaciones de espumas microcelulares tienen pocos componentes 6 ó 7, que generalmente son dispersables entre sí, no utilizándose plastificantes líquidos.

Una formulación estándar de una espuma microcelular de EVA consta de los siguientes componentes.

**1. Copolímero EVA** (Entre 18 -55%), depende de las características del producto que queramos obtener.

**2. Agentes celulares o de expansión.** También llamados agentes espumantes. La espumación de los polímeros se puede conseguir mediante la adición a la mezcla de agentes espumantes, estos pueden ser de tres tipos:

2.1. Físicos: Al añadir compuestos volátiles, debido a la elevada temperatura de la mezcla del polímero, se producen una serie de celdillas por la formación de burbujas de gases.

2.2. Mecánicos: Por inyección a los reactores, de aire u otro gas mediante procedimientos de agitación o burbujeo.

2.3. Químicos: Son productos que en determinadas condiciones de presión y temperatura reaccionan liberando gases.

Por definición un agente químico de espumación es un compuesto orgánico o inorgánico, o una mezcla de productos, que por acción del calor y en un intervalo de temperatura, se descompone generando subproductos sólidos y gaseosos de diversa naturaleza, siendo el gas generado el responsable del proceso de espumación. Los gases formados deben cumplir una serie de condiciones de seguridad: no ser gases tóxicos, ni corrosivos y se deben dispersar con facilidad en toda la masa del polímero. Como ejemplos de productos espumantes podemos citar: el isobutironítrico y la azodicarbonamida.

**3. Agentes reticulantes.** Como ya hemos comentado, los polímeros se pueden clasificar en lineales, ramificados y entrecruzados, dependiendo de su estructura y bajo ciertas condiciones a partir de polímeros lineales se pueden obtener polímeros ramificados y polímeros entrecruzados. Cuando las moléculas del polímero están unidas unas a otras en puntos que no son principio ni final de la cadena, se dice que dichos polímeros son entrecruzados. Este entrecruzamiento puede ocurrir mediante dos procesos: (I) durante la polimerización mediante el uso de monómeros apropiados o (II) después de la polimerización mediante el uso de ciertos agentes

que producen las reacciones necesarias para unir entre sí distintas moléculas del polímero. Dichos agentes son conocidos como agentes reticulantes.

Dentro de los agentes de reticulación podemos considerar dos familias de productos teniendo en cuenta el grupo funcional que actúa como iniciador de la reacción: peróxidos y silanos. Dentro de los peróxidos por ser los elementos más utilizados podemos citar: dibenzoilperóxido, dicumilperóxido. El mecanismo de reacción de un peróxido se basa en la formación de radicales libres.

**4. Kicker o activador del agente celular.** Acido esteárico, oxido de cinc, dietilenglicol.

**5. Cargas inertes,** carbonato cálcico, sílices, silicatos.

**6. Otros polímeros.** Se pueden adicionar diversos polímeros el más habitual es el (PE).

### **1.6.2. Espumado del caucho EVA**

Los productos obtenidos tan solo mediante el proceso de espumado no presentan interés tecnológico. Sin embargo si este proceso de espumación va acompañado de un proceso de reticulación, el producto obtenido tiene mejores propiedades y aumenta su valor añadido en la industria. Tanto en la fabricación de suelas y entre-suelas de calzado como en la fabricación de ortesis plantares se utiliza con bastante aceptación el caucho EVA, posee una buena resistencia a la deformación, es flexible y resistente a la intemperie. Las propiedades mecánicas de mezclas de caucho natural y caucho EVA entrecruzadas (con peróxido de dicumilo) y espumadas (con azodicarbonamida) para obtener materias primas para la industria del calzado, han sido estudiadas por (Koshy 1992).

### 1.6.3. Variación de algunas propiedades del caucho EVA dependiendo de la proporción de acetato de vinilo, (VA)

**(I) Densidad.** La densidad aumenta a medida que se va aumentando la proporción de (VA) en el rango entre 50-70%.

**(II) Encogimiento del material.** El encogimiento de las láminas microcelulares presenta un aumento continuo con el aumento de (VA). Este encogimiento que ocurre en el post curado o en el almacenamiento a largo plazo se debe a la pérdida de los gases intracelulares por difusión. El gran tamaño de las celdas y el reducido espesor de las paredes de las mismas, facilita la difusión de los gases en las mezclas que presentan un alto contenido en (VA), esto se ve reflejado en un elevado encogimiento de las muestras (Koshy 1992).

**(III) Dureza.** La dureza de las espuma de EVA disminuye a medida que aumenta la proporción de (VA).

**(IV) Resistencia a la compresión.** Aumenta con el contenido en (VA), y es debida al comportamiento termoplástico de ciertos componentes del EVA.

**(V) Resistencia a la abrasión.** Aumenta con la proporción de (VA) y también la resistencia al rasgado. Estas dos propiedades son muy importantes porque están relacionadas directamente con la vida útil del material.

Una estructura uniforme de las celdas y una elevada proporción de (VA), así como la naturaleza cristalina del caucho EVA ayuda a soportar mayores cargas para una distribución uniforme de las fuerzas o tensiones aplicadas sobre las espumas de EVA.

Respecto a la influencia de las diferentes cargas inertes (caolín y carbonato cálcico) sobre las propiedades de las mezclas obtenidas, se ha observado que el calcio pro-

porciona una mayor resistencia al rasgado y una menor resistencia a la abrasión. En cuanto a su estructura se puede considerar prácticamente isotrópica. Es decir tienen las mismas propiedades físicas y mecánicas en todas las direcciones (Koshy 1992).

### **1.7. Características físicas, químicas y mecánicas del polietileno**

En 1933 se descubrió la síntesis del polietileno (PE) en los laboratorios de la Imperial Chemical Industries durante un proceso de investigación sobre reacciones a alta presión. En 1953 Ziegler y sus colaboradores en el Instituto Max Planck estudiaron el proceso de polimerización a baja presión. La reacción, empleando un nuevo catalizador de alquil aluminio y tetracloruro de titanio, daba lugar a la obtención de un (PE) de mayor densidad, como consecuencia de su mayor regularidad. A este polietileno se le denominó de alta densidad (HDPE). Como fuente de olefinas se suele emplear el gas natural, carbón y la fracción de gasolinas de la destilación fraccionada del petróleo, (cracking).

El polietileno es una poliolefina y constituye una familia de termoplásticos de gran consumo. Entre sus propiedades generales podemos indicar que tienen una baja densidad, menor que la unidad, por lo que flotan en el agua; una gran estabilidad química y buena resistencia mecánica con gran facilidad para su procesamiento industrial. Estas propiedades hacen que sea un material de amplias aplicaciones en sectores industriales muy variados, en el sector de la ortopedia se utiliza para fabricar ortesis y prótesis; así como para forrar y acolchar: corsés, plantillas, barras metálicas, etc.

Las poliolefinas y sus copolímeros (polietilenos, polipropilenos y cauchos EVA, etc), constituyen un grupo amplio de materiales termoplásticos de gran consumo. Presentan unas propiedades muy útiles para su procesado: baja densidad, estabili-

dad química, buena resistencia mecánica, facilidad de procesado. También se pueden mejorar las prestaciones técnicas de estos materiales mediante la obtención de polímeros altamente ramificados o mediante el entrecruzamiento ó reticulación por vulcanización en moldes cerrados a alta presión. Actualmente el consumo mundial de estos productos representa un 65% del consumo total de plásticos. Es de destacar la facilidad de reciclaje total de estos polímeros (Peacock 2000).

El polietileno (PE), es el polímero más sencillo entre la familia de las poliolefinas su monómero solo consta de dos átomos de carbono y cuatro átomos de hidrógeno pero dependiendo de su procesado industrial se obtienen una gran variedad de productos, debido a su bajo coste y a su fácil procesabilidad es el plástico de mayor producción mundial. Este polietileno era un material de baja densidad, muy ramificado y con unas propiedades mecánicas muy limitadas. Sin embargo su comercialización se aceleró por las necesidades de la Segunda Guerra Mundial a partir de 1939, donde se empleó para aislar cables eléctricos y en el desarrollo de equipos de radar. Fue en 1953 cuando Ziegler y colaboradores estudiaron la polimerización de etileno con catalizadores de coordinación a baja presión, obteniendo el polietileno de mayor densidad, más lineal y a temperaturas de procesado menores.

El término polietileno (PE), incluye una gran variedad de materiales cuya diferencia principal radica en el contenido de ramificaciones y dependiendo de este grado de ramificación del polímero se definen sus propiedades (Peacock 2000).

Podemos clasificar los polietilenos según su grado de ramificación:

1. Polietileno de alta densidad (HDPE), cadenas lineales con un grado de ramificación muy bajo, de 0,5-2,5 ramas por cada 1.000 átomos de carbono. Alcanza niveles de cristalinidad muy elevados. Su densidad está entre 0,94-0,97 g/cm<sup>3</sup>.

2. Polietileno de baja densidad (LDPE), un elevado grado de ramificación de cadenas laterales entre 20-30 ramas por cada 1.000 átomos de carbono, que dificultan el grado de cristalización. Su densidad tiene un valor entre 0,90-0,94 g/cm<sup>3</sup>.

3. Polietileno lineal de baja densidad. (LLDPE), formado de cadenas lineales con ramificaciones cortas. Densidad entre 0,92-0,94 g/cm<sup>3</sup>.

### **1.7.1. Procesos de fabricación del polietileno (PE)**

Existen tres procedimientos básicos para producir polietileno:

1. Polimerización a alta presión, proceso antiguo, ICI. Se emplean radicales libres de alta presión (100 MPa) y alta temperatura (200° C). Se obtienen polímeros muy ramificados y de baja densidad.

2. Polimerización a bajas presiones, utilizando catalizadores tipo Ziegler-Nata. Presión inferior a (10Mpa) y a baja temperatura. Obteniéndose un rendimiento muy elevado de polímeros poco ramificados y de alta densidad.

3. Polimerización a presiones intermedias. Se utilizan catalizadores de óxidos metálicos y el proceso se conoce como “proceso philips”. (Fatou 1985; Peacock 2000; Amo 2002).

### **1.7.2. Estructura y morfología del Polietileno (PE)**

El polietileno es un polímero semicristalino, presenta zonas con cristales y zonas amorfas. Estas variables están condicionadas por su peso molecular. La estructura cristalina del polietileno corresponde a una celdilla ortorrómbica. Cuando la cristalización tiene lugar en condiciones extremas de presión, se obtiene una estructura hexagonal (Tadokoro 1979).

Según la ramificación que presente el Polietileno y su densidad, así serán sus propiedades mecánicas: rigidez, dureza, resistencia al desgarro, punto de fluencia, modulo de elasticidad, resistencia química. Todas estas propiedades aumentan a medida que aumenta el grado de cristalinidad. Mientras que la flexibilidad y el grado de tenacidad disminuyen (Peacock 2000).

El peso molecular también influye en las propiedades de los diversos polietilenos. La resistencia a la rotura, la resistencia al desgarro, la tenacidad a baja temperatura, la temperatura de reblandecimiento, la resistencia al impacto y la resistencia al agrietamiento, aumentan al aumentar el peso molecular (Fatou 1985).

### **1.7.3. Propiedades Mecánicas y Térmicas del Polietileno (PE)**

El polietileno funde a temperaturas bajas. El de alta densidad entre 130-135° C, y el de baja densidad entre 106-115° C. Estas temperaturas de fusión dependen de tres factores fundamentales: condiciones de cristalización, peso molecular y grado de ramificación (Fatou 1993).

El registro (esfuerzo-deformación) del polietileno depende de las características moleculares y estructurales y del propio proceso de fabricación.

- a) En general para homopolímeros y pesos moleculares bajos, la curva presenta un tramo de fluencia bien definido, una amplia región donde la fuerza no varía con la longitud de la muestra y un aumento por endurecimiento anterior a la rotura.
- b) Para copolímeros y para pesos moleculares altos, no existe prácticamente zona de fluencia y el endurecimiento domina la deformación.

El esfuerzo a la rotura disminuye con el aumento del peso molecular y el porcentaje de ramificaciones, a partir de un valor crítico del peso molecular. La dureza también aumenta al aumentar la cristalinidad del polímero (Kennedy 1995).

Los polietilenos lineales de baja densidad son los que tienen mayor tenacidad con una excelente resistencia al impacto y al punzamiento. En la Tabla 1.7 se muestran algunas de las características mecánicas para los distintos tipos de polietilenos (Feldman 1996).

Propiedad	LLDPE	LDPE	HDPE
Densidad g/cm <sup>3</sup>	0,910-0,925	0,915-0,935	0,941-0,967
Temperatura de fusión (°C)	125	106-112	130-133
Resistencia a la tracción (MPa)	14-21	6,9-17,2	18-30
Alargamiento a la rotura (%)	200-1200	100-700	100-1000
Módulo de flexión (MPa)	248-365	415-795	689-1654
Resistencia al impacto IZOD (J/m)	-----	0,67-21	27-160
Dureza (Shore D)	41-53	45-60	60-70

**Tabla 1.7.** Características de tres tipos de polietileno atendiendo a su densidad.

HDPE es un Polietileno de alta densidad.

LDPE Polietileno de baja densidad.

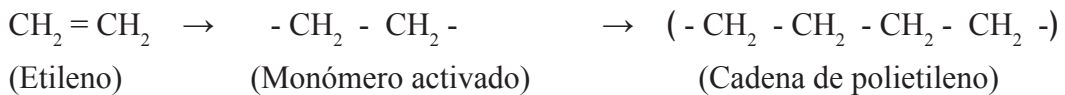
LLDPE Polietileno de baja densidad lineal (Gómez 2004).

Un parámetro que nos proporciona una buena información de un polietileno, es su densidad. A partir de la densidad se puede deducir la morfología semicristalina del polímero, peso molecular, contenido en ramas, etc. La densidad aumenta cuando el grado de ramificación, el peso molecular o la velocidad de cristalización disminuyen. En la Tabla 1.8 se muestra la influencia de la densidad en algunas propiedades físicas y mecánicas de los polietilenos.

← +	GRADO DE RAMIFICACION	
	CRISTALINIDAD	+ →
	TEMPERATURA DE FUSION	+ →
	RESISTENCIA A LA TRACCIÓN	+ →
	RIGIDEZ	+ →
	DUREZA	+ →
← +	TENACIDAD	
	RESISTENCIA A LA ABRASIÓN	+ →
← +	FISURACIÓN EN MEDIOS TENSOACTIVOS	
0,88.....		0,98....

**Tabla 1.8.** Influencia de la densidad ( $\text{g/cm}^3$ ), en algunas propiedades de los polietilenos (Gómez 2004).

En la Figura 1.21 podemos ver la estructura química del polietileno y su monómero etileno.



**Figura 1.21.** Estructura química del etileno, etileno activado y del polietileno (Michaeli 1992).

## 1.8. Características físicas, químicas y mecánicas del poliuretano

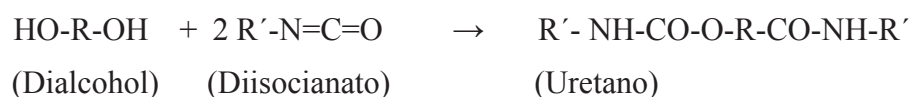
De los plásticos que hemos denominado termoestables, son los poliuretanos los que tienen un consumo mayor en nuestros días y dentro de ellos los que se formu-

lan para obtener espumas tanto rígidas como flexibles. Esta gran familia de polímeros representados por el término de poliuretano engloba una gran variedad de productos: adhesivos, elastómeros, fibras, pinturas, espumas, etc. Se obtienen por una reacción de poliadición por pasos lo que hace de este polímero que se puede obtener de muchas maneras dependiendo de las aplicaciones que le queramos dar. Fue descubierto por Otto Bayer en 1937 trabajando en la Empresa I.G. Farben de Leverkusen (Alemania). Se comercializa a nivel mundial desde 1940 como: termoes estable, elastómero, termoplástico y espumas.

El desarrollo de las espumas de poliuretano (PUR) se inició en 1940 con los estudios de A. Höchtlen y W. Droste de Leverkusen, quienes observaron que los poliésteres con grupos carboxilos reaccionaban con diisocianatos formando poliéster-uretanos muy esponjosos. La causa es el desprendimiento de anhídrido carbónico gaseoso que actualmente se consigue mediante adición de pequeñas cantidades de agua. En 1959 se comercializaron los poliéter-uretanos y sus espuma (Horta 2001).

### 1.8.1. Obtención de espumas de poliuretanos

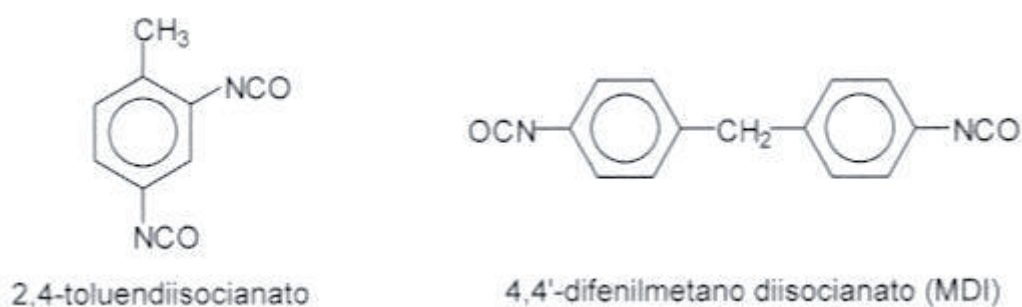
Se obtienen al reaccionar polialcoholes o (polioles) con poliisocianatos, por poliadición. Podemos ver la reacción química que se produce en la Figura 1.22, la migración del átomo de hidrógeno del grupo hidroxilo del alcohol hacia el grupo isocianato próximo, implica la aparición de grupos uretanos (-NH-CO-O-). Son polímeros microporosos de celda abierta. La reacción entre el diol y el diisocianato es una reacción irreversible, que se puede realizar sin catalizador, pero si se utilizan catalizadores, el proceso se acelera bastante. Como catalizadores se suelen utilizar aminas terciarias o carboxilatos de estaño. La temperatura de polimerización no suele ser muy alta, próxima a la temperatura ambiente y no se suele sobrepasar los 100° C.



**Figura 1.22.** Reacción química de un poliol y un diisocianato para obtener un poliuretano (Horta 2001).

Para la formación de las cadenas de polímeros de poliuretano se necesitan dos grupos funcionales en cada molécula de reactivo, por lo que los monómeros de partida para obtener los poliuretanos tienen que ser dioles y diisocianatos. La cadena de polímero entre los dos grupos (OH) de los extremos puede tener muy diversas estructuras. Lo más frecuente es que sean una cadena de poliéster o una cadena de poliéter. Su estructura puede ser aromática o alifática, dependiendo de las propiedades finales que se busquen en el poliuretano resultante, hay que tener en cuenta que los anillos aromáticos tienen una gran influencia aumentando la rigidez de los polímeros ya que se favorece la formación de productos muy entrecruzados o reticulados, según el mismo autor.

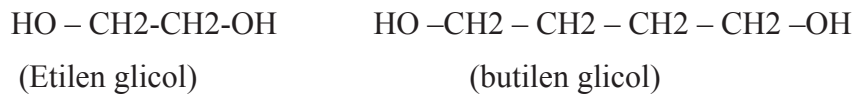
Existen muchos tipos de isocianatos empleados en la fabricación del poliuretano y dependiendo de las propiedades mecánicas requeridas para una determinada aplicación se eligen dichos isocianatos. En la Figura 1.23 se observan las fórmulas químicas de dos isocianatos muy utilizados.



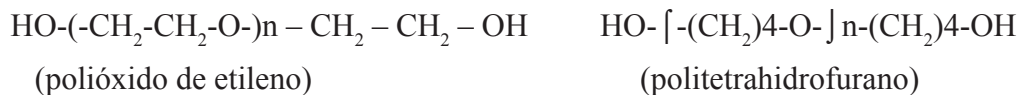
**Figura 1.23.** Fórmulas de dos isocianatos que se utilizan habitualmente para fabricar poliuretano (Carrasqueño 2004).

Como monómeros que aportan grupos funcionales alcohol se utilizan dos tipos de moléculas: dioles ó glicoles y polioles. En la Figura 1.24 podemos ver dos moléculas de dioles y otras dos moléculas de polioles.

(I) Dioles:



(II) Polioles:



**Figura 1.24.** Fórmulas químicas de dioles y de polioles utilizados frecuentemente en la obtención de poliuretanos (Horta 2001).

Para obtener poliuretano en forma de espuma se añaden unas pequeñas cantidades de agua (dosificación exacta según la masa de polímero a fabricar), el poliisocianato reacciona con el agua desprendiendo anhídrido carbónico, que actúa como gas hinchante. De esta forma se obtienen las espumas, también se suelen añadir otros reactivos que liberan gases en las reacciones de polimerización. Al final de la reacción, la espuma de poliuretano tiene millones de celdas irregulares dependiendo de la formulación y son estas micro celdas las que definen las propiedades mecánicas que va a tener la espuma: resiliencia, aislamiento térmico, acústico etc. (Gnauck 1992).

### 1.8.2. Elastómeros de poliuretano

Otra aplicación del alargamiento de cadenas es obtener polímeros que tengan bloques o segmentos de distintas características. Fueron los primeros elastómeros termoplásticos que se comercializaron en los años cincuenta. Constan de secuencias alternantes de poliésteres o poliéteres que son componentes de polímeros amorfos y flexibles. Estas unidades se alternan con grupos uretano, que proporcionan rigidez y alta densidad. Dependiendo de la proporción de cada uno de estos segmentos

duros y blandos, dependen las propiedades mecánicas y térmicas de estos poliuretanos. Mientras que los segmentos duros hacen que aumente el punto de fusión de los cristales y con ello la temperatura de servicio y de transformación. Los segmentos blandos de poliésteres dan mayor resistencia a la tracción, a la abrasión, al desgarrar. A las temperaturas de uso los segmentos blandos confieren propiedades elásticas al material, y los segmentos duros actúan de entrecruzamiento físico, por lo que en servicio el material se comporta como un elastómero. Al calentar los entrecruzamientos se deshacen por lo que el material es procesable como un termoplástico. En conjunto el material se comporta como un elastómero termoplástico (Gnauck 1992).

Este polímero suele ser un poliéster o un poliéter. Si es de cadena alifática, su estructura es muy flexible y el segmento resulta blando. Su grado de flexibilidad puede ser mayor o menor dependiendo de su estructura concreta. Los Poliéteres suelen ser más flexibles que los poliésteres, y dentro de cada una de estas dos familias, la flexibilidad del segmento depende del número de metilenos que haya intermedios entre dos funciones éster o éter consecutivas a lo largo de la cadena. Los poliésteres dan materiales de mayor resistencia mecánica y más inerte a los disolventes orgánicos, mientras que los Poliéteres dan materiales que conservan mejor la elasticidad a bajas temperaturas y son menos atacables por el agua. Los uretanos basados en un isocianato alifático son más estables que los aromáticos, y los basados en alcoholes secundarios son más estables que los de alcoholes primarios. En general se puede manejar las estructuras de los segmentos para variar las propiedades finales del material (Horta 2001).

En la Tabla 1.9, se expone a modo de ejemplo los componentes de una fórmula típica de una espuma de poliuretano flexible. Los componentes fundamentales son siempre un polialcohol y un diisocianato. Lo que varía es la proporción de estos dos reactivos esenciales y luego las cargas inertes, catalizadores, reticulantes, etc. Una forma de escribir las cantidades de cada componente en la fórmula del poliuretano, es expresar las cantidades de todos los componentes como “partes por 100 del reactivo principal, en este caso el Polioliol” (pph).

Componente	Partes por 100 g de polirol
Poliol (glicoles)	100
Agua	1.5-1.7
Materiales de relleno	0-150
Silicona Surfactante	0,5-2,5
Catalizador tipo aminas terciarias	0,1-1,0
Catalizador (carboxilato de estaño)	0-0,5
Extensores de cadena	0-10
Agentes reticulantes	0-5
Otros aditivos	Variable
Agentes espumantes	0-35
Diisocianato (Tolueno diisocianato) (TDI)	25-85

**Tabla 1.9.** Fórmula típica donde se indican los componentes y su concentración, para fabricar una espuma de poliuretano (Friedenthal 2009).

---

## **HIPÓTESIS Y OBJETIVOS**



## **2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS**

### **2.1. Hipótesis**

Las propiedades físicas y mecánicas de los materiales que se emplean para fabricar ortesis plantares de descarga de presiones en el pie, cómo: la densidad, dureza, histéresis y resiliencia; cambian de forma significativa al llegar al 50% de la pérdida de su espesor y por ello disminuyen sus capacidades para disipar energía mecánica de choque.

### **2.2. Objetivo general**

Demostrar que la propiedad de absorber energías mecánicas de los siete materiales de ortopedia estudiados, (EVA 20° Shore A, EVA 35° Shore A, EVA 45° Shore A, Pelite, Plastazote, Poron 8 y Poron 15), disminuye cuando estos materiales disminuyen el 50% de su espesor inicial.

### **2.3. Objetivos específicos**

2.3.1. Cuantificar el número de compresiones mecánicas que son necesarias para que los materiales que se emplean en la fabricación de ortesis plantares de descarga de presiones, cómo: EVA 20° Shore A, EVA 35° Shore A, EVA 45° Shore A, Plasta-

zote, Pelite, Poron 8 y Poron 15, tengan una pérdida del 50% de su espesor inicial de 5 mm.

2.3.2. Cuantificar el cambio de las propiedades: densidad, dureza, histéresis y resiliencia del material EVA 20° Shore A, al disminuir en un 50 % su espesor inicial.

2.3.3. Cuantificar el cambio de las propiedades: densidad, dureza, histéresis y resiliencia del material EVA 35° Shore A, al disminuir en un 50 % su espesor inicial.

2.3.4. Cuantificar el cambio de las propiedades: densidad, dureza, histéresis y resiliencia del material EVA 45° Shore A, al disminuir en un 50 % su espesor inicial.

2.3.5. Cuantificar el cambio de las propiedades: densidad, dureza, histéresis y resiliencia del material Plastazote, al disminuir en un 50 % su espesor inicial.

2.3.6. Cuantificar el cambio de las propiedades: densidad, dureza, histéresis y resiliencia del material Pelite, al disminuir en un 50 % su espesor inicial.

2.3.7. Cuantificar el cambio de las propiedades: densidad, dureza, histéresis y resiliencia del material Poron-8, al disminuir en un 50 % su espesor inicial.

2.3.8. Cuantificar el cambio de las propiedades: densidad, dureza, histéresis y resiliencia del material Poron-15, al disminuir en un 50 % su espesor inicial.

---

## MATERIAL Y MÉTODOS



## **3. MATERIAL Y MÉTODOS**

### **3.1. Metodología**

En este trabajo hemos empleado una metodología: descriptiva, longitudinal, experimental y analítica. Los materiales que hemos elegido para nuestro trabajo, han sido tres familias de polímeros celulares empleados frecuentemente por profesionales, que emplean ortesis plantares a medida para el tratamiento de patologías del pie (Camp-Fauli et al., 2008; Campbell, 1984; Brodsky et al., 1988; Beaty, 2000; Ashry, 1997; Lavery, 1997; Curryer, 2000; Foto, 1998; Jonson, 1988; Leber, 1986; Marty, 2003; Mueller, 1997; Foto, 1999; Paton, 2007).

Toda la parte experimental de este trabajo, se ha realizado en el Laboratorio de (I+D+i) de la Empresa Técnicas Ortopédicas AL-MAR S.L. en sus instalaciones de Arganda del Rey (Madrid).

### **3.2. Materiales**

Las tres familias de materiales que se eligieron: caucho EVA, polietileno (PE) y poliuretano (PU). Los polímeros de polietileno elegidos, así como los cauchos EVA son materiales de celda cerrada, sin embargo los materiales de poliuretano son de celda abierta (Kumcir et al., 1990; Sanders, 1994; Gibson, 1988; Ashby, 2000).

Para este estudio se eligieron dos materiales de polietileno (PE) de dos densidades distintas. Plastazote de densidad ( $0,042 \text{ g/cm}^3$ ) y Pelite de densidad ( $0,140 \text{ g/cm}^3$ ), por ser dos productos empleados habitualmente en la fabricación de ortesis plantares (Brodsky et al., 1988; Campbell, 1982; Curryer, 2000; Camp-Fauli et al., 2008; Sanders, 1994).

También se eligieron dos densidades distintas de poliuretano (PU): Poron-8 ( $0,250 \text{ g/cm}^3$ ) y Poron -15 ( $0,330 \text{ g/cm}^3$ ). Estos dos materiales son empleados frecuentemente en la fabricación de plantillas ortopédicas como materiales de descarga (Paton, 2007; Camp-Fauli et al., 2008 ; Campbell, 1984; Brodsky et al., 1988).

El caucho EVA se obtiene con una amplia variedad de durezas, desde los 15 hasta los 90° Shore A, la diferencia entre una fórmula y otra suelen ser de 5° Shore A. Hemos elegido tres materiales de caucho EVA, de tres durezas distintas. (20°, 35° y 45° Shore A), densidad del EVA de 20° ( $0,180 \text{ g/cm}^3$ ), densidad del EVA de 35° ( $0,170 \text{ g/cm}^3$ ) y la densidad del EVA de 45° ( $0,150 \text{ g/cm}^3$ ). Estos tres tipos de EVA quedan definidos dentro del rango de dureza de materiales blandos y semiduros. Estas durezas son las empleadas habitualmente por los profesionales que fabrican plantillas ortopédicas a medida cuando se pretende realizar descargas mecánicas en el pie (Camp-Fauli et al., 2008; Leber, 1986; Marty, 2003; Mueller, 1997; Paton, 2007).

Se exponen en la Tabla 3.1 las siete referencias de materiales que hemos empleado para este trabajo. Indicando su nombre químico, un nombre comercial, las dimensiones de las planchas en las que se proporciona el producto por los fabricantes y su espesor en (mm).

Este trabajo se ha basado en el estudio comparativo del comportamiento mecánico de tres polímeros celulares (caucho-EVA, polietileno y poliuretano), a los que se sometió a un ensayo de estrés mecánico, realizado en un aparato de laboratorio, “pie mecánico” ó simulador de la marcha humana. Así como intentar establecer la

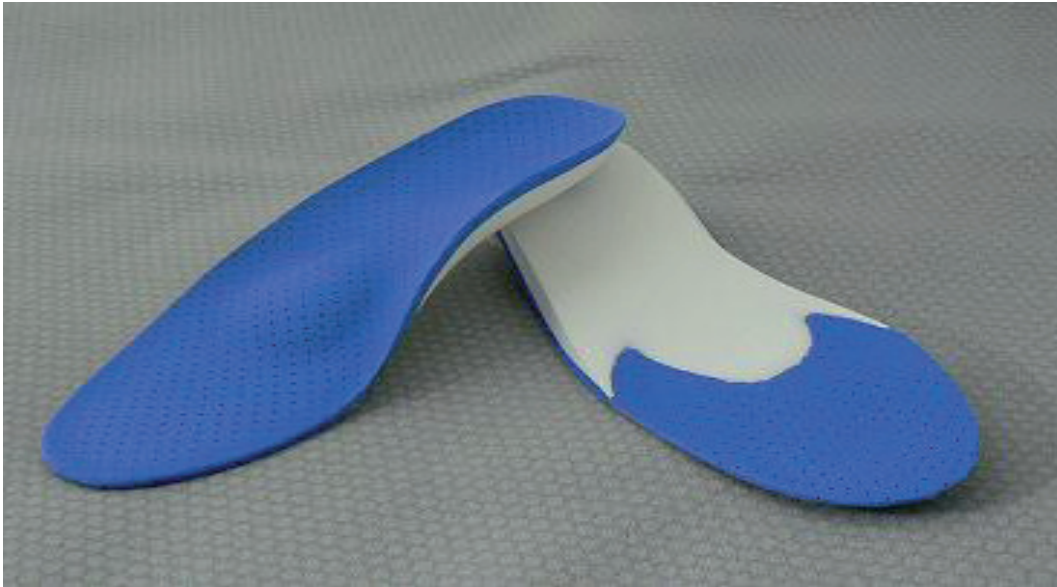
“vida de uso útil” de cada material, considerando el deterioro de dichos materiales sometidos al ensayo de estrés mecánico citado.

**Tabla 3.1.** Referencias de los 7 materiales empleados en este estudio describiendo: referencia, nombre químico, nombre comercial, dimensiones de las planchas y espesores.

Referencia Producto	Nombre químico	Nombre comercial	Dimensiones (mm)	Espesor (mm)
EVA-20	Etilen- vinilacetato	Rubber-soft	1000 x 1000	5 -10
EVA-35	Etilen- vinilacetato	Rubber-lax	1000 x 1000	5-10
EVA-45	Etilen- vinilacetato	Rubber-plast	1000 x 1000	5-10
PE-45	Polietileno	Plastazote®	1000 x 1000	5-10
PE-140	Polietileno	Pelite®	1000 x 1000	5-10
PU-08	Poliuretano	Porón soft 94®	1380 x 1000	5
PU-15	Poliuretano	Poron medical®	1380 x 1000	5

Estos materiales se emplean habitualmente por los profesionales, que diseñan y fabrican ortesis plantares ortopédicas a medida, dentro de un amplio rango de espesores. Desde 1 mm hasta 15 mm. Nosotros elegimos los espesores de los materiales de 5 y 10 mm por ser una medida habitualmente utilizada para termo conformar plantillas mediante la técnica de vacío (Kumcir et al., 1990; Sanders, 1994).

En la Figura 3.1. mostramos unas plantillas termo conformadas con dos capas del mismo caucho EVA de 45° Shore A. La primera capa, en la figura de color azul, es la capa donde apoya el pie el paciente y es de 5mm de espesor. La segunda capa, en la figura de color blanco, es la capa de relleno y en este caso es de 10mm de espesor. El antepié de la plantilla mide 5 mm de espesor y el talón 10 mm.



**Figura 3.1.** Plantilla termo conformada donde se muestran las dos capas de caucho EVA 45° Shore A, la capa azul es de 5mm de espesor y la capa blanca es de 10 mm de espesor.

### 3.2.1. Condiciones de muestreo

(I) Para determinar las características mecánicas de cada material, se tomaron de tres a cinco probetas, de acuerdo con las recomendaciones de las normas de calidad especificadas para cada ensayo. Para los ensayos de fatiga se utilizaron tres probetas para cada material.

(II) Todas las probetas se cortaron con troquel de hierro, con una troqueladora ATOM-220 de 20 Toneladas™. Empresa V Cerdá, Elche, (España). La Figura 3.2 muestra la troqueladora ATOM utilizada. Se describe la forma y dimensiones de los troqueles, cuando se describe cada ensayo.

(III) Al ser tres materiales isótropos. Y de acuerdo con la información facilitada por las empresas fabricantes, seguimos el criterio de elegir de forma aleatoria, las zonas y los ejes de las planchas de material para obtener las muestras.



**Figura 3.2.** Troqueladora ATOM modelo G-220. Utilizada para cortar las probetas con troquel de hierro.

### 3.3. Ensayos para determinar las características mecánicas de los materiales

Estos ensayos de laboratorio, se seleccionaron porque las propiedades evaluadas de los materiales están relacionadas con su capacidad de almohadillado y absorción de energías mecánicas de: compresión, tracción, fricción, torsión y cizalla. Y los ensayos elegidos que enumeramos a continuación, cuantifican las características mecánicas y viscoelásticas de los materiales objeto de nuestro trabajo: dureza, densidad, resiliencia, histéresis, módulo de compresión y compresión-set. Varios autores proponen estos ensayos para la determinación de las características de los materiales elegidos para realizar este trabajo, se muestran estos ensayos en la Tabla 3.2 (Campbell, 1984; Brodsky et al., 1988; Camp-Fauli et al., 2008; Paton et al., 2007; Jasper, 2010; Sanders, 1994; Verdejo, 2004).

Los ensayos de laboratorio que se realizaron para determinar las características físicas y mecánicas de los materiales, se hicieron antes y después de someter las probetas al ensayo de estrés indicado en la Tabla 3.3 Excepto los ensayos de compresión-

set y módulo de compresión que sólo se realizaron antes de someterlos a los ciclos de estrés. Estos dos ensayos fueron muy útiles para determinar las temperaturas y la magnitud de las fuerzas empleadas en el dinamómetro para determinar las otras características de los materiales, que se realizaron antes y después del ensayo de estrés mecánico cíclico.

La forma y dimensiones de cada probeta de material se especifican en el apartado donde se describe cada ensayo. Todos los materiales se sometieron a los mismos ensayos de caracterización y de estrés.

**Tabla 3.2.** Se indican las características medidas a los materiales estudiados y los aparatos de laboratorio con los que se realizaron esas medidas.

Nº	Característica	Aparato de laboratorio
01	Densidad	Balanza para densitometría. Hildebrand Modelo H-300 S
02	Dureza	Durómetro Baxlo modelo 53.505
03	Resiliencia	Aparato gravitatorio Oncina. Modelo JS423
04	Histéresis	Dinamómetro Muver Modelo 5053
05	Compresión-set	Compresor-set-B Muver para polímeros Modelo 5087-B
06	Módulo de Compresión	Dinamómetro Muver Modelo 5053

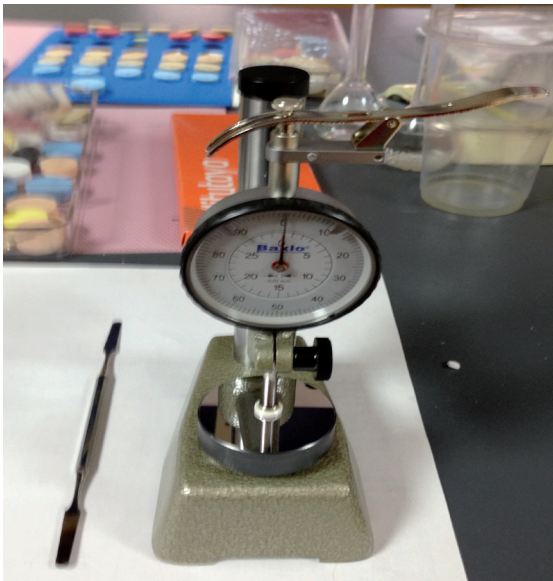
Se realizó un ensayo de estrés mecánico, para someter a todos los materiales estudiados a unas tensiones cíclicas de baja frecuencia, a una temperatura similar a la del pie ( $37 \pm 3^\circ\text{C}$ ). Este ensayo se indica en la Tabla 3.3.

**Tabla 3.3.** Se indican el ensayo de fatiga de materiales realizado y el aparato de laboratorio empleado.

Nº	Ensayo de fatiga	Aparato de laboratorio
01	Simulador de la marcha	Aparato Oncina-Almar Modelo JS 732

A continuación se describen las técnicas de laboratorio que se emplearon para determinar las seis características físicas y mecánicas de los materiales estudiados.

Todos los espesores de las diferentes probetas de ensayo que hemos utilizado en este trabajo, se han medido con el Micrómetro Baxlo 3050-30 que se muestra en la Figura 3.3.



**Figura 3.3.** Micrómetro Baxlo modelo 3050-30.

### 3.3.1. Densidad

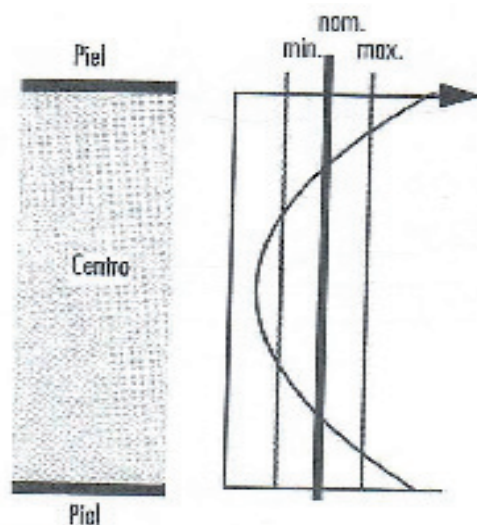
Lo primero que se determinó a cada material fue su densidad, esta es una propiedad característica de cada material que depende principalmente de su estructura molecular. Se obtiene al dividir el peso de la probeta por su volumen. Cuando calculamos la densidad de un material definido como espuma, lo que se calcula es la *densidad aparente*, ya que una gran proporción de su masa es un gas o aire retenido en su estructura celular, tanto si es de celda abierta como si es de celda cerrada. La densidad se midió siempre en ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ).

Cuando consideramos la densidad de un material espumado, también se puede determinar su densidad relativa ( $dr$ ). Esta se define como la relación entre la densidad de la espuma ( $d_e$ ) y la densidad del material sólido ( $d_s$ ). (Sendijarevic, 2004). Indicamos a continuación la ecuación [27] para calcular la densidad relativa.

$$dr = \frac{d_e}{d_s} \quad [27]$$

Un material celular polimérico es una estructura de dos fases. Una de estas fases es gaseosa procedente de un agente espumante, bien sea físico o químico, que se ha dispersado en toda la masa de la matriz polimérica sólida (Gibson, 1997).

Debido a las características del proceso de producción de estos materiales, en bloques de 30 a 100 cm de altura. Ciertas características técnicas como son la densidad, dureza, abrasión, etc. Dependen de la altura del bloque donde se tomen dichas planchas. Existe una distribución típica del valor de estas características siendo de menor magnitud en el centro del bloque y gradualmente de mayor magnitud hacia los extremos del mismo. Los extremos se denominan “piel”. En la Figura 3.4 exponemos un dibujo esquemático, donde se puede observar esta diferencia de valores de la densidad respecto a la densidad nominal facilitada por el Fabricante.



**Figura 3.4.** Este gráfico muestra la distribución típica de la densidad de un bloque de polímero celular. Alveo A Sekisui Company. Catálogo Técnico, pag 6 de 18. Versión 9/00, HH/FA.

Por este motivo hemos realizado en el laboratorio las medidas iniciales de las características estudiadas en los siete materiales, a las planchas que hemos utilizado en este trabajo.

Las propiedades de un polímero celular dependen en gran medida de su densidad. También debemos considerar su estructura celular, (celdas abiertas o cerradas), y las propiedades de la matriz polimérica que forman las paredes, aristas y vértices (Gibson, 1997; Klemperer, 2004).

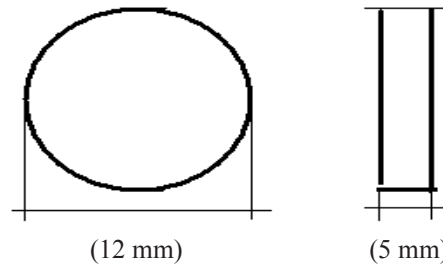
Para medir la densidad se utilizó una balanza para densitometría. Hildebrand Modelo H-300 S. (Alemania). Resolución 0,001 g/cm<sup>3</sup>. Figura 3.5 Que dispone de un depósito con agua destilada para calcular el volumen de la probeta en función del volumen de agua desplazado al sumergir completamente dicha probeta en el agua destilada. El fundamento de esta balanza es el Principio de Arquímedes.



**Figura 3.5.** Balanza Hildebrand Modelo H-300 S Resolución 0,001g.

### 3.3.1.1. Dimensiones de las probetas para el ensayo de densidad

Se troquelan las probetas en forma de cilindro de 12 mm de diámetro y 5 mm de altura. En la Figura 3.6 se muestra la forma y medidas de la probeta utilizada para medir la densidad.



**Figura 3.6.** Probeta cilíndrica que hemos utilizado para medir la densidad. Sus dimensiones son 12 mm de diámetro y 5 mm de espesor.

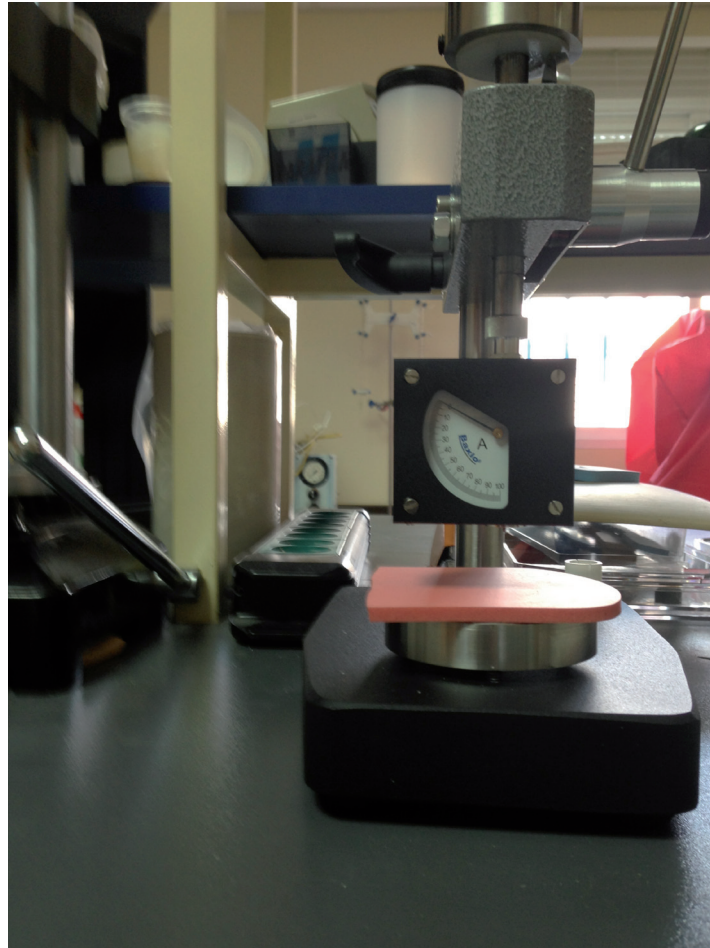
### 3.3.1.2. Técnica para medir la densidad

Primero se pesa la probeta y se mete este dato en la memoria de la balanza. Y después se coloca la probeta en la cámara de agua destilada del densímetro. Se obtiene el dato de la densidad de forma automática en la pantalla. Se realiza el ensayo con cinco probetas. Para medir la densidad seguimos la Norma UNE-53527-91.

### 3.3.2. Dureza

Conocida la densidad de los materiales, medimos su dureza, esta nos informa de la resistencia relativa de la superficie del material a la indentación, o penetración de un indentador, en forma de aguja troncocónica o en forma de esfera, en el material bajo unas condiciones determinadas. Cuanto mayor sea el grado de penetración del indentador, menos dureza tendrá el material, este valor depende del módulo de elasticidad y de las propiedades viscoelásticas del material (González, 2004). Para medir la dureza se usó el Durómetro Baxlo modelo 53505/A-U Barcelona.

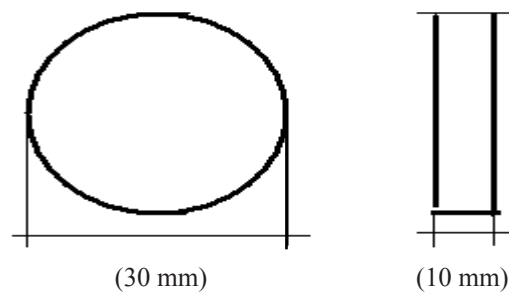
(España). Que mide la dureza en (° Shore A). Este ensayo está descrito en la norma (UNE-53130). Se puede ver este durómetro en la Figura 3.7.



**Figura 3.7.** Durómetro Baxlo modelo 53505/A-U.

### 3.3.2.1. Dimensiones de las probetas para el ensayo de dureza

Se cortan cinco probetas para cada material con las siguientes dimensiones: 30 mm de diámetro y 10 mm de espesor. En el caso de los materiales (Porón) que tenían 5mm de espesor y no dispusimos de 10mm, se superpusieron dos capas de material para obtener el espesor deseado (Camp-Fauli, 2008). Esta probeta se muestra en la Figura 3.8.



**Figura 3.8.** Tamaño y medidas de las probetas utilizadas para medir la dureza, 30 mm de diámetro y 10 mm de espesor.

### 3.3.2.2. Técnica para medir la dureza

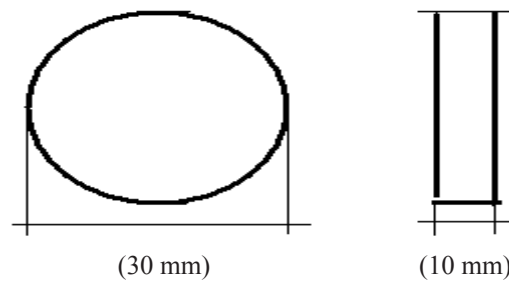
Se realizaron tres medidas consecutivas en puntos distintos de cada probeta, utilizando un indentador de forma tronco-cónica. En total medimos 15 puntos de dureza por material. Las lecturas se hacen inmediatamente después de la aplicación de la carga en la probeta de ensayo. El fabricante recomienda hacer las medidas a los tres segundos, para que se estabilice la aguja.

### 3.3.3. Resiliencia

Los valores de baja resiliencia están relacionados con la alta capacidad de absorción de energía de un material (Watkins, 1999). El ensayo se llevó a cabo con un resiliómetro gravitatorio. Oncina. Modelo JS423. Alicante (España).

#### 3.3.3.1. Dimensiones de las probetas para el ensayo de resiliencia

Se utilizaron probetas de ensayo troqueladas con las siguientes dimensiones. (30mm de diámetro y 10 mm de espesor). Esta probeta se muestra en la Figura 3.9.



**Figura 3.9.** Medidas de la probeta para determinar la resiliencia. 30 mm de diámetro y 10 mm de espesor.

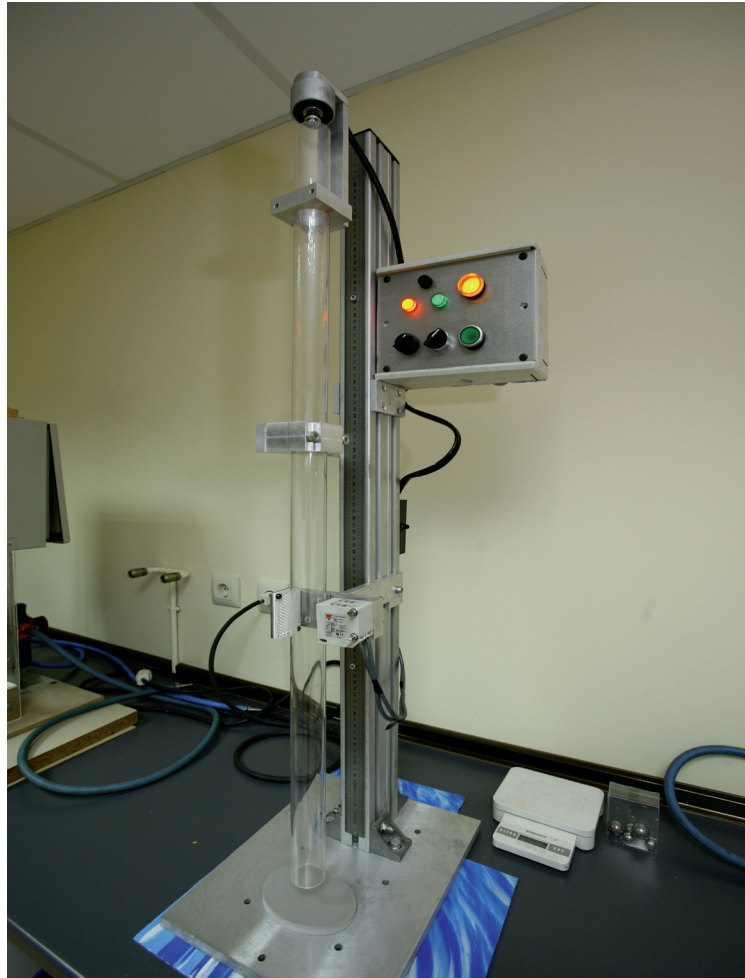
### 3.3.3.2. Procedimiento para medir la resiliencia

Consiste en dejar caer una bola de acero, en caída libre desde una altura de 0,5 m y con un sensor electrónico de paso (óptico y acústico), se midió la altura de rebote al golpear dicha bola de acero sobre la probeta del material situada en el extremo inferior. La bola de acero se coloca a una altura de 0,5 m fijada por un electroimán instalado en el borde superior de un tubo de metacrilato de 36 mm de diámetro interior.

Cuando la bola de acero golpea el material y rebota se determina la altura a la que rebota, y se calcula, con la ecuación [28], la energía potencial final (EP2). La resiliencia será este valor (EP2) (Sariatmadari, 2012).

Se midió la relación entre la energía de impacto aplicada y la energía devuelta por el material en su rebote bajo unas condiciones determinadas. Se hicieron cinco ensayos a cada material, el resultado se expresó en porcentaje de rebote respecto a la altura desde la que se deja caer la bola de acero. Cuanto mayor sea la resiliencia elástica del material, menor será la energía absorbida por el mismo. Esta energía absorbida por el material que se transforma en calor según el primer principio de la Termodinámica. Se denomina Histéresis (Callister, 2009).

El aparato con el que se hizo estos ensayos fue, un resiliómetro gravitatorio Oncina. Modelo JS423. Alicante (España). Se muestra en la Figura 3.10. Este ensayo se realizó según la norma (EN ISO 8.307).



**Figura 3.10.** Resiliómetro gravitatorio Oncina. Modelo JS423. Con sensor electrónico de paso, para determinar la altura de rebote de la bola de acero.

El resultado también se expresó en porcentaje de energía empleada en el rebote respecto a la energía potencial total, se midió la diferencia de energía potencial entre el punto más elevado, desde donde se deja caer una bola de acero con un peso determinado, accionada por un electroimán, y la energía potencial en el punto más elevado que alcanza la bola en su rebote, este punto de rebote se determina con un sensor electrónico de paso que emite una señal acústica y otra visual.

$$EP_1 = m \cdot g \cdot h_1 = 0,0326 \text{ (g)} \cdot 9,8 \text{ (m/s}^2\text{)} \cdot 0,5 \text{ (m)} = 0,160 \text{ (J)} \quad [28]$$

$$EP_2 = m \cdot g \cdot h_2 = 0,0326 \text{ (g)} \cdot 9,8 \text{ (m/s}^2\text{)} \cdot 0,2 \text{ (m)} = 0,063 \text{ (J)}$$

m: es la masa de la bola de acero

g: aceleración de la gravedad

$h_1$ : altura desde donde se suelta la bola

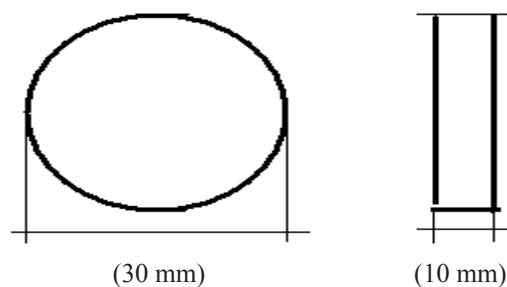
$h_2$ : altura a la que llega la bola en un rebote

### 3.3.4. Histéresis

Es la energía que absorbe un material elástico en su deformación y según el primer principio de termodinámica, se transforma en calor. Es decir la energía que se transforma en calor ó histéresis del material, es incapaz de realizar un trabajo mecánico. Este ensayo se realizó según la norma UNE-53611.

#### 3.3.4.1. Dimensiones de las probetas para el ensayo de histéresis

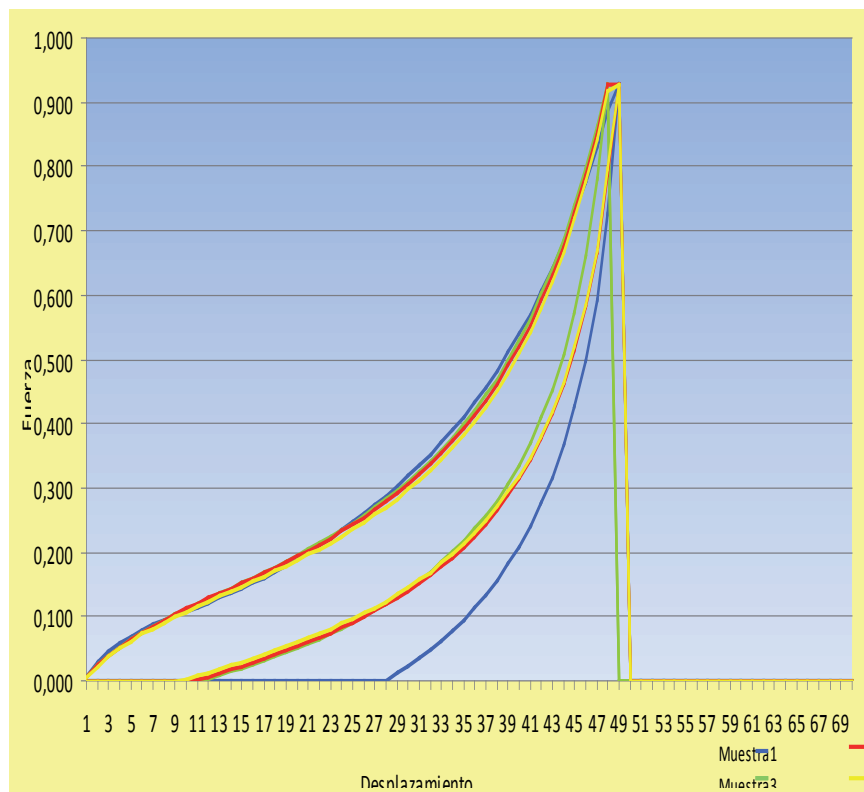
La forma y las dimensiones de las probetas para realizar este ensayo de histéresis en compresión se muestran en la Figura 3.11.



**Figura 3.11.** Tamaño y medidas de las probetas utilizadas para medir la histéresis, 30 mm de diámetro y 10 mm de espesor.

### 3.3.4.2. Procedimiento para medir la Histéresis

Nosotros hemos calculado la histéresis de los siete materiales empleando un Dinamómetro Muver Mod 5053, Alicante (España), realizando un ensayo de compresión del material hasta un valor del 50% de la disminución de su espesor, dejando inmediatamente recuperar el material hasta un esfuerzo cero. De este ensayo se obtuvieron unas gráficas como la que exponemos en la Figura 3.12. Donde el área encerrada por dicha gráfica coincide con la histéresis del material (Sariatmadari, 2012).



**Figura 3.12.** Modelo de gráfica de histéresis para un polímero celular. En ordenadas se indica la presión en MPa y en abscisas (mm) de compresión de la muestra. Abreviaturas: MPa, megapascales.

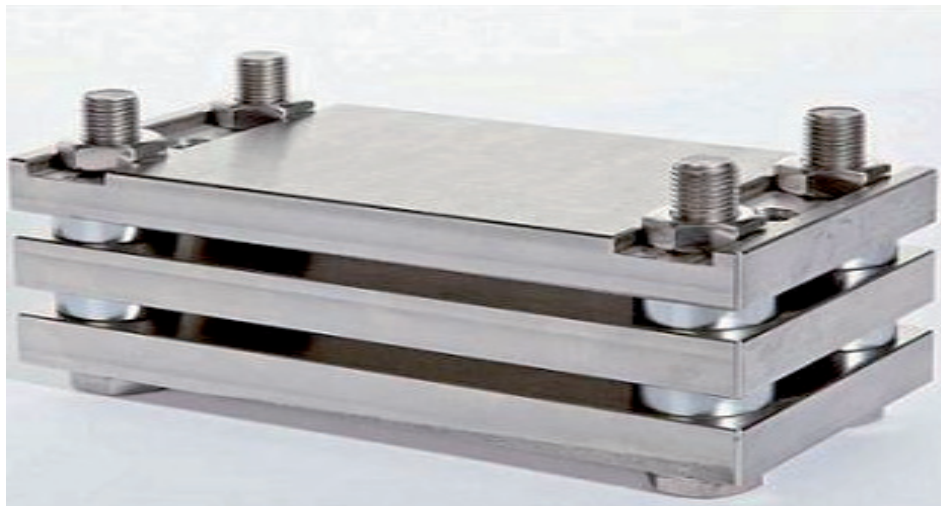
Las condiciones del dinamómetro para realizar este ensayo las indicamos en la Tabla 3.4.

**Tabla 3.4.** Condiciones del ensayo para determinar la histéresis de los siete materiales estudiados.

Nº	Condición	Valor
1	Fuerza Máxima	100 a 500 Newton (N)
2	Sección de la probeta	755 mm <sup>2</sup>
3	Velocidad de ensayo	20 mm / min
4	Temperatura	34±3°C
5	Humedad	45 – 55 %
6	Probeta	30 mm de diámetro
7	Espesor probeta	10 mm

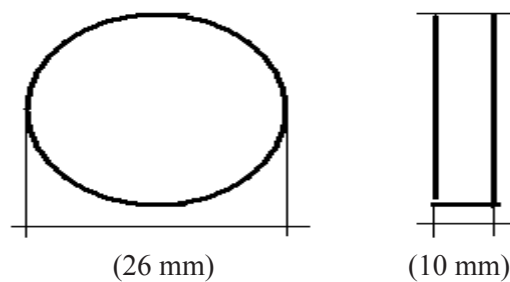
### 3.3.5. Compresión-Set

Este ensayo lo hemos realizado utilizando un Compresor-Set-B de acero inoxidable para polímeros Modelo 5087-B. Muver, Alicante (España), se muestra este aparato en la Figura 3.13.

**Figura 3.13.** Compresor-set para polimeros para realizar ensayos de compresión-set.

### 3.3.5.1. Dimensiones de las probetas para medir la compresión-set

En la Figura 3.14 mostramos las dimensiones de las probetas para medir la compresión set.

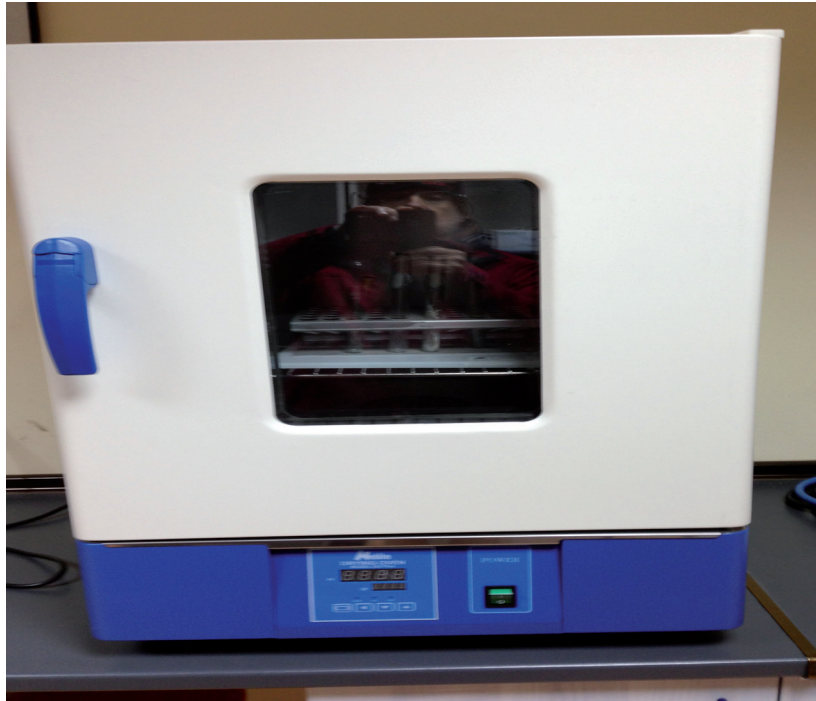


**Figura 3.14.** Dimensiones de la probeta para determinar la compresión-set., 26 mm de diámetro y 10 mm de espesor.

### 3.3.5.2. Técnica empleada para calcular la compresión-set

Se colocan las cinco probetas de cada material, entre las placas de acero inoxidable de que consta este compresor. Se colocan los separadores estándar, en nuestro caso de 5 mm. Con estos separadores se consigue un grado de compresión del 50%, ya que las probetas miden 10 mm de espesor. A continuación se aprietan las cuatro tuercas con arandela de forma uniforme.

Se coloca el compresor en una estufa de laboratorio, Nahita-Auxilab serie 632 plus, Navarra (España), durante 22 horas a la temperatura de ensayo en nuestro caso realizamos este ensayo a 25-37 y 45°C. Podemos ver una foto de este horno en la Figura 3.15.



**Figura 3.15.** Horno para realizar los ensayos de compresión-set a varias temperaturas. La variación de temperatura es de +/- 1° C.

Este ensayo se realizó siguiendo la norma UNE-53 578.

La deformación remanente (disminución del espesor del material en mm), de la probeta se mide a las 24 horas, después de haber dejado las muestras sin compresión para que estabilicen su espesor. Y el resultado se expresa en (%) respecto al espesor inicial del material (Rome,1991).

Calculos para determinar el (%) de compresión set. Empleamos la ecuación [29]

$$Cs = \frac{Ei - Ef}{Ei - Es} \times 100 \quad [29]$$

Ei = Espesor inicial del material

Ef= Espesor del material a las 24h de reposo (después de estar 22h en la estufa)

Es=Espesor de los separadores estándar de acero inoxidable (en nuestro caso 5 mm).

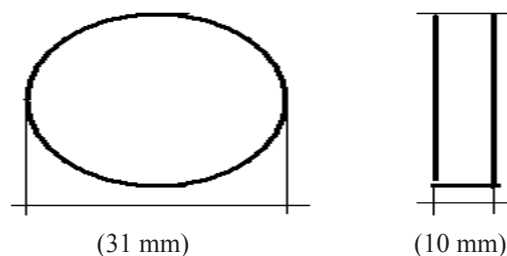
Nosotros hemos realizado este ensayo a tres temperaturas distintas: 25°-37° y 45°C. empleando una estufa de cultivo para mantener las temperaturas constantes durante 22 horas. Estas temperaturas están dentro del rango normal de funcionamiento del pie humano. Pero además hemos realizado un ensayo a una temperatura de 5°C, para mantener esta temperatura constante, hemos mantenido el compresor-set en una nevera durante 22 horas.

### 3.3.6. Módulo de compresión

Este ensayo está relacionado con la rigidez del material y su capacidad para soportar cargas de deformación por compresión.

#### 3.3.6.1. Dimensiones de las probetas para medir el módulo de compresión

Se utilizan unas probetas en forma de cilindro de 31 mm de diámetro y 10 mm de espesor. Estos discos se colocaban entre los dos platos de presión de un aparato universal de ensayo (Dinamómetro Muver Mod 5053 España). La forma y las dimensiones de las probetas para realizar este ensayo de compresión se muestra en la Figura 3.16.



**Figura 3.16.** Dimensiones de la probeta para medir el módulo de compresión de los materiales. Son cilindros de 31 mm de diámetro y 10 mm de espesor.

### 3.3.6.2. Procedimiento para medir el módulo de compresión

Este ensayo se llevó a cabo en una máquina de ensayo universal (Dinamómetro Muver Mod 5053, Alicante España), a un ritmo de compresión constante. Consta de una célula de carga de 5000 N (Newton) Se aplica una tensión necesaria para comprimir una pieza de ensayo hasta que se alcance una deformación determinada. Estas deformaciones se miden en (%) respecto del espesor original de la probeta. Se suele fijar entorno al 50% del espesor inicial. La tensión aplicada se mide en kilopascales (KPa) ó en megapascales (MPa). se utilizaron probetas de ensayo de 31 mm de diámetro y 10 mm de espesor. Se colocaron dos capas de material para obtener el espesor deseado en el caso del Poron. Este ensayo está recogido en la norma (UNE 53 611). En la Figura 3.17 podemos ver el Dinamómetro utilizado en nuestro trabajo para hacer los ensayos de compresión, en las condiciones que se exponen en la Tabla 3.5.

El módulo de compresibilidad de un sólido (K), indica su resistencia a la compresión uniforme.

Nos da información del aumento de la presión necesaria, para causar una disminución unitaria del volumen dada (Sariatmadari, 2012; Miller, K. 2000). El módulo de compresibilidad (K) se define según la ecuación [30 ]: (Ouellet, S. 2006; Ozturk, U.E.; 2009).

$$K = - \frac{AP}{AV/V} = - V \frac{AP}{AV} \quad [ 30 ]$$

P = es la presión.

V= volumen de la muestra.

AP y AV = cambios en la presión y en el volumen respectivamente.

(K) Tiene las dimensiones de presión se expresa en kilopascales (KPa), ó en megapascales (MPa).

Los resultados de este ensayo se registran en la pantalla auxiliar, que posteriormente se archivan en el ordenador o se obtienen por impresora, una vez realizados los cálculos basados en los parámetros previamente programados. En la Figura 3.18 exponemos una fotografía con más detalle de los platos de presión, donde se puede ver la probeta sometida a carga, en nuestro caso del 50% de su espesor inicial. Hicimos un único ensayo para pre-acondicionar cada probeta. Posteriormente se realizaron tres ensayos consecutivos de carga y descarga dejando reposar la muestra 60 segundos entre ensayo y ensayo. Figura 3.19. Esta pauta de ensayo coincide con la realizada por (Sanders, 1994).



**Figura 3.17.** Dinamómetro realizando un ensayo de Compresión se puede observar en el centro de los platos de presión, la probeta de material.



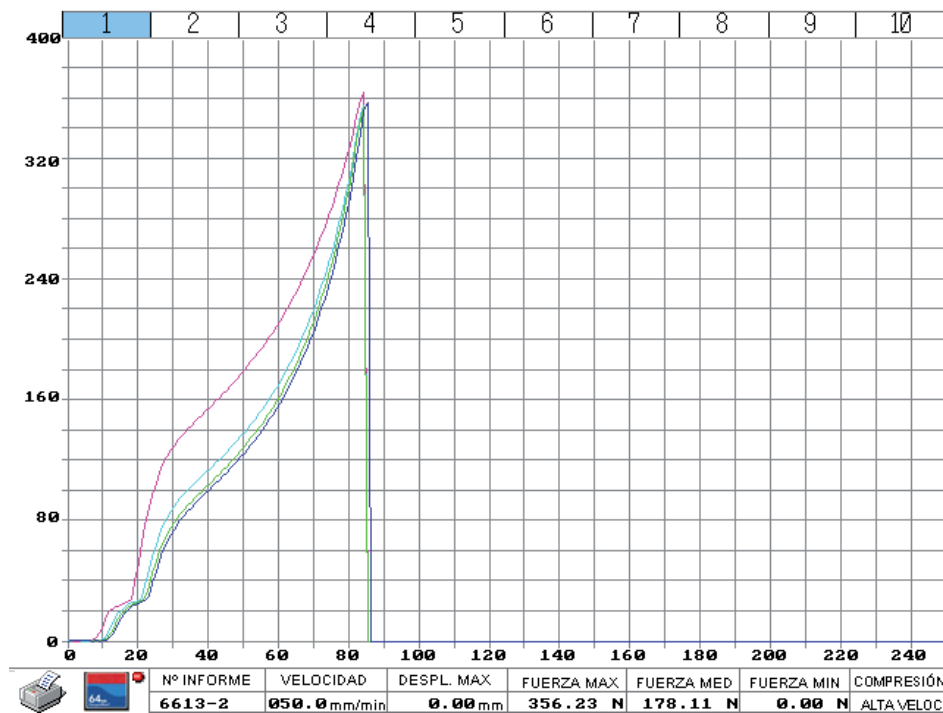
**Figura 3.18.** Detalle de los platos de compresión se observa en el centro la probeta de material comprimida.

Se empleó en este estudio las normas de la American Society for Testing and Materials (ASTM) eligiendo la versión más adecuada para experimentar con plásticos espumados y con cauchos. ASTM D1667-70. Se midió el espesor inicial de cada material con un calibre de precisión. (Micrómetro Baxlo modelo 3050-30). Este micrómetro se muestra en la Figura 3.3.

Cada muestra se sometió a un esfuerzo de compresión con una velocidad de 50 mm/min y con una carga máxima de 23 kg. La máxima carga conseguida de 23 kg equivale a una tensión de 3,6 kg/cm<sup>2</sup>, este valor coincide con el estrés soportado por los pies de una persona cuando camina con un ritmo normal (40-50 pasos /min) (Leber, 1986).

Estos ensayos se realizaron haciendo cuatro ciclos de compresión sucesivos en las mismas condiciones, la gráfica y los datos solo se valoran a partir del segundo ciclo. Figura 3.19, ya que el primer ciclo en estos materiales es siempre muy distinto al segundo y sucesivos que suelen ser prácticamente iguales, esto se debe al efecto Mullin, considerando las cargas de compresión y elongación uniaxiales, ocurre un ablandamiento del material (Beaty, 2000). Al primer ciclo de compresión algunos autores como (Sanders, 1994) lo llaman ciclo acondicionador.

El esfuerzo se indicó siempre dividiendo la fuerza en newton por la superficie de la probeta, en nuestro caso, la probeta tenía una superficie de 755 mm<sup>2</sup>. Las deformaciones son siempre, “deformaciones unitarias”.



**Figura 3.19.** Gráficas del ensayo de módulo de compresión de EVA 35. En rojo el primer registro de pre-acondicionado. Luego se hicieron tres más que coinciden prácticamente los tres registros.

En la Tabla 3.5 se especifican las condiciones programadas en el dinamómetro para realizar el ensayo de compresión.

**Tabla 3.5.** Condiciones del ensayo para determinar el módulo de compresión al 50% de su espesor de los materiales estudiados.

Nº	Condición	Valor
1	Fuerza Máxima	100 a 500 Newton (N)
2	Sección de la probeta	755 mm <sup>2</sup> .
3	Velocidad de ensayo	50 mm / min
4	Temperatura ambiente	34±3°C
5	Humedad ambiente	45 – 55 %
6	Probeta	31 mm de diámetro y 10 mm de espesor

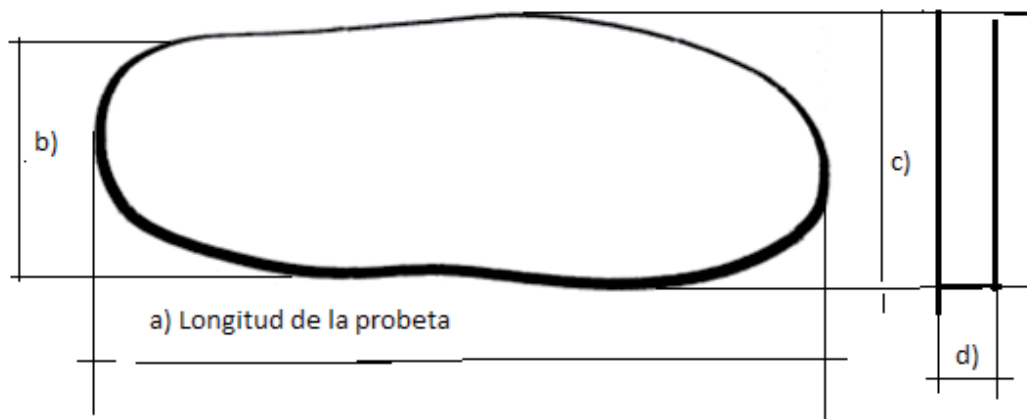
### 3.4. Estrés mecánico producido en un simulador de la marcha en el laboratorio

Para determinar el estrés mecánico producido en la marcha en el laboratorio, se diseñó en colaboración con la empresa Oncina, Alicante (España), un simulador de la marcha de tipo neumático con tres articulaciones mecánicas que simulan el apoyo de talón, el apoyo plantar y el despegue del antepié de forma secuencial. Realiza fuerzas axiales y tangenciales. Y se puede variar la frecuencia del paso así como la presión en bares (Kp/cm<sup>2</sup>). El pie metálico que actúa sobre la plantilla tiene unas resistencias eléctricas que nos permitieron regular la temperatura del ensayo a 37°C +/- 3°C, (temperatura corporal). Figura 3.22.

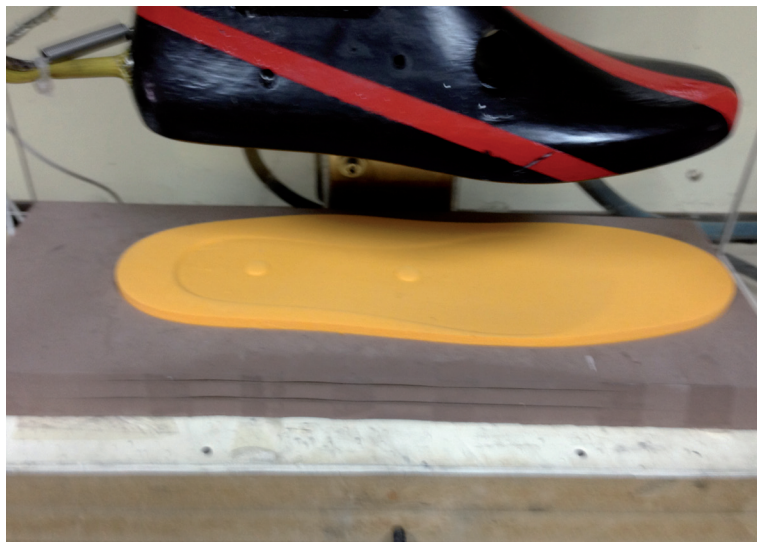
#### 3.4.1. Dimensiones de las probetas para el ensayo de estrés mecánico

Para el ensayo de fatiga mecánica en el laboratorio utilizamos una probeta en forma de palmilla del pie, con una longitud de 30,5 cm y un espesor del material de 5

mm. Figura 3.20. Estas probetas se colocan en un soporte de caucho EVA duro (65° Shore A), que tiene las siguientes medidas (largo 38 cm; ancho 14 cm y espesor 2,5 cm), al cual se le ha hecho en el centro un troquelado exactamente del mismo tamaño que la probeta empleada en este ensayo, de esta manera la probeta se encastra en el hueco creado y no se mueve al ser sometida a unas condiciones de presiones axiales y tangenciales que producen un movimiento paralelo al suelo. Figura 3.21.



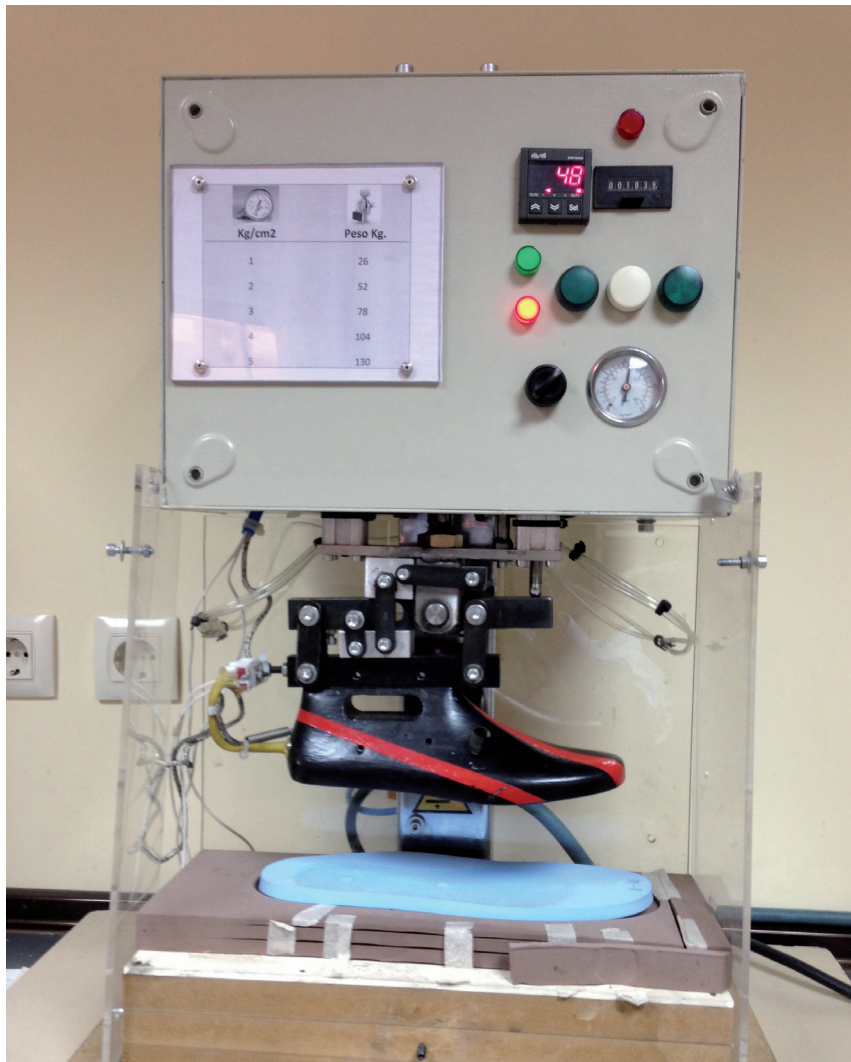
**Figura 3.20.** Forma de la probeta para ensayar el estrés mecánico en el pie simulador de la marcha.  
 a) Longitud 30,5 cm.  
 b) Anchura de retropie 8,5 cm.  
 c) Anchura de antepie 10 cm.  
 d) Espesor de la probeta 5 mm.



**Figura 3.21.** Vemos el pie metálico de color negro. La palmilla de material a ensayar de color amarillo y la matriz soporte de la palmilla para que esta no se mueva de color marrón.

### 3.4.2. Procedimiento para medir el estrés de los materiales estudiados

Este ensayo de fatiga se realizó a todas las muestras estudiadas con un prototipo de pie mecánico que denominamos simulador de la marcha. Figura 3.22.



**Figura 3.22.** Simulador de la marcha Oncina-Almar modelo JS 732.España Dispone de tres cilindros neumáticos y tres articulaciones mecánicas. El pie dispone de unas resistencias eléctricas que nos permite regular la temperatura del ensayo.(Segundo prototipo que mejora al modelo JS 731).

En la Figura 3.23 podemos ver un detalle del cuadro que regula: la temperatura, la presión en bares, el programador de la temperatura y el contador de ciclos.



**Figura 3.23.** Detalle del sistema de control de la temperatura, presión neumática en bares, y el contador de ciclos.

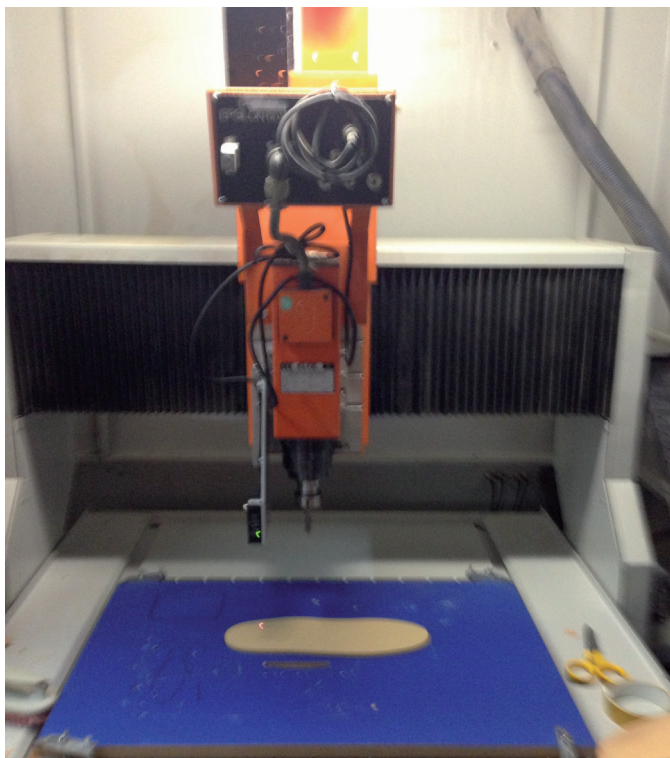
Nuestros ensayos se realizaron a  $4 \text{ kg/cm}^2$ , esta presión es aceptada por varios autores como una presión media que realiza un paciente cuando camina a una velocidad de unos 40 a 50 pasos por minuto (Foto, 1998; Leber, 1986; Lemmon et al., 1997). La superficie de apoyo total de nuestro prototipo fue de  $120 \text{ cm}^2$ . Y el apoyo en el antepié en el momento del despegue fue de  $14 \text{ cm}^2$ .

Las lecturas de las deformidades producidas en las muestras se cuantificaron por la disminución del espesor de los distintos materiales. Esta lectura se hizo mediante un escáner de cada muestra, empleamos una máquina CAD-CAM Modelo 60.40 de la empresa Cielle. Treviso. (Italia). Figura 3.24 Este aparato nos permite obtener unos gráficos y unas medidas muy precisas hasta la milésima de mm. La lectura láser nos permitió tomar cinco medidas diferentes de disminución del espesor y calculando la media, obtuvimos un valor en (%) de la disminución del espesor,

respecto del espesor inicial de cada material. En la Tabla 3.6 se indican las características técnicas de este lector láser.

**Tabla 3.6.** Características del Micro Láser LM-10 Nais serie ANR 12821 de Matsushita Nais. San Diego. CA 92121. (EU).

Rango de medida	80 +/- 20 mm
Resolución	5 micrometros
Tensión	3 mV
Frecuencia	10 Hz
Diámetro del punto	0,7 x 1,2 mm
Diodo láser visible	685 nm
Error lineal	+/- 0,2% de F.S.
Nivel máximo de luz ambiental	2.500 Lx



**Figura 3.24.** Máquina CAD-CAM Cielle, empleada para leer las deformidades producidas en las muestras en los ensayos de estrés.

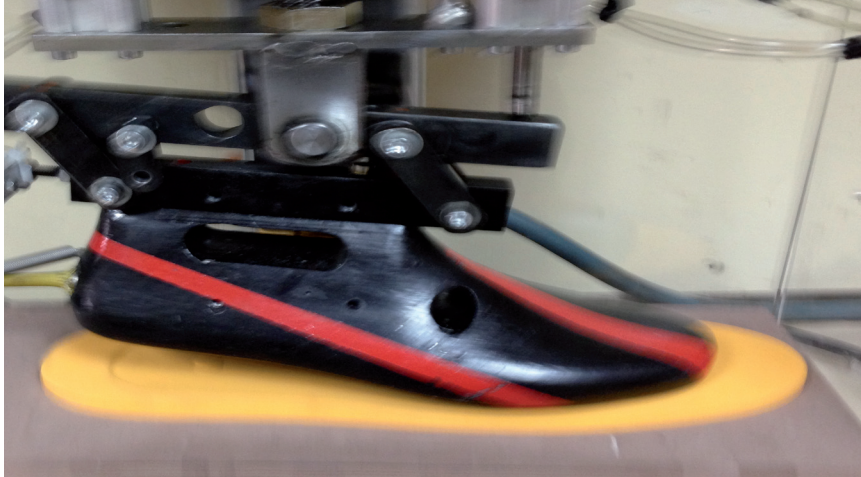
El segundo prototipo simulador de la marcha (modelo JS732), rediseñado y fabricado expresamente para la realización del presente trabajo, nos ha permitido realizar presiones axiales o verticales al suelo, y en la última fase que precede al despegue del pie, realiza también unas fuerzas tangenciales o de cizalla (paralelas al suelo). Este movimiento de cizalla del pie, colabora en la aparición de las ampollas, hematomas, úlceras, etc. Por este motivo hemos creído relevante incorporar este movimiento tangencial, por considerar que el significado del ensayo de estrés de este prototipo refleja mejor lo que ocurre en un pie real cuando realiza las tres fases de la marcha. En la Figura 3.25, Figura 3.26 y Figura 3.27, podemos ver los tres movimientos que realiza el prototipo en cada ciclo.



**Figura 3.25.** El pie mecánico en la primera fase de su movimiento solo apoya el talón.



**Figura 3.26.** En la segunda fase del ciclo hace un apoyo completo de toda la planta del pie hasta las articulaciones metatarsofalángeas.



**Figura 3.27.** En la tercera fase del ciclo “el pie metálico” despega por la zona metatarsal, y en este movimiento hace un recorrido de unos 6 mm, realizando fuerzas tangenciales.

Cada material se sometió a tres ensayos de cargas de compresión, simulando la marcha (carga inicial en el talón, apoyo total y despegue del talón mediopié y antepié), hasta un máximo de 100.000 ciclos según el material. Pero no se realizaron estos ciclos de forma continuada si no en periodos de 10.000 ciclos, tras cada sesión se dejaba un periodo de descanso de 24 horas, para dejar que los materiales se recuperasen (Brodsky, 2007). Los periodos de descanso se usaron para simular periodos clínicos de descanso, estando los materiales libres de apoyo del peso corporal de los pacientes.

Los parámetros de los ciclos durante las sesiones de ensayo se definieron en base a los hallazgos encontrados en la bibliografía consultada, en varios estudios se informa de presiones plantares entre 2,8 y 3,6 kg/cm<sup>2</sup> siendo representativos de unas presiones plantares máximas de 283 kPa (2,88 kg/cm<sup>2</sup>) y 366 kPa (3,66 kg/cm<sup>2</sup>) (Foto, 1998; Leber, 1986; Lemmon et al., 1997).

La presión del ensayo se ajustó a 400 kPa.(aproximadamente 4 kp/cm<sup>2</sup>). Y cada material se sometió a un máximo de 100.000 ciclos con una frecuencia de 20 ciclos/

min. La deformación remanente de las probetas se midieron a las 24 horas, después de finalizar el ensayo de fatiga en el simulador de la marcha. Primero mediamos los mm que disminuía el espesor de los materiales. También este resultado se expresó en forma de (%), respecto al espesor inicial de las probetas. La temperatura estabilizada con un termostato se fijo en  $37 \pm 3^{\circ}\text{C}$ . Son varios los autores que han trabajado, o han propuesto como número de ciclos de estrés mecánico 100.000 ciclos realizados en periodos de 10.000 (Campbell, 1984; Pratt, 1.986; San Filippo, 1992; Foto, 1998; Fauli, 2008; Birke, 2008).

Cuando un paciente camina con un ritmo de 45 pasos/min durante 20 min al día. En un mes daría 27.000 pasos. Es decir los 100.000 pasos los daría aproximadamente en 4 meses (Brodsky, J.W. 2007).

Del apoyo plantar que realiza el pie mecánico de nuestro prototipo, observamos que el apoyo de mayor estrés mecánico ocurrió en el antepié, en la zona metatarso falángica. Las zonas de máximo apoyo del pie dependen de cada paciente. Nosotros dividimos el pie en tres zonas: antepié, mediopie y retropié y realizamos cinco medidas distintas de la disminución del espesor utilizando la imagen proporcionada por el escáner, para cada una de estas tres zonas.

Estos datos los llevamos a una gráfica en la que en el eje de abscisas se indicaron los ciclos de estrés de 10.000 en 10.000. Y en el eje de ordenadas se indicaron la disminución del espesor del material respecto a su espesor original indicada en (mm).

Según los trabajos de Even-Tzur, los polímeros celulares viscoelásticos, tipo EVA empleados en la fabricación de calzado deportivo, cuando disminuían su espesor en un 50%, la tensión mecánica o el pico de fuerza medido en el talón aumentaban en un 19%, es decir disminuía la capacidad de descarga del material en un 19%. Siguiendo este criterio, realizamos los ensayos de estrés hasta que se alcanzó la medida del 50% de la disminución del espesor, de cada uno de los siete materiales

estudiados. Realizamos tres ensayos por cada referencia de material y se realizó el análisis estadístico de los datos obtenidos.

Establecimos dos limitaciones para cada material:

1. El número máximo de ciclos realizados a todos los materiales no pasaría de 100.000, en jornadas de 8 horas realizando 10.000 ciclos por jornada y dejando el material descansar 24 horas antes de pasar a leerlo en el escáner laser.
2. Cuando un material llegase a una disminución del 50% de su espesor, respecto a su espesor inicial. No le someteríamos a más ciclos de estrés.

### **3.5. Análisis estadístico**

Se realizó la prueba de Kolmogorov Smirnov para determinar si las variables a estudio presentaban una distribución normal y realizar pruebas paramétricas. Se realizó el test t de Student para muestras relacionadas, con el objeto de valorar si había diferencias significativas en (mm) en la compresión de los diferentes materiales utilizados en ortopedia, con un intervalo de confianza del 95% con una significación estadística menor de 0,05 ( $P < 0,05$ ). Para los análisis estadísticos de los datos se utilizó el programa estadístico SPSS 19.0 para Windows (SPSS Inc. Chicago, IL).

#### **3.5.1. Prueba de Kolmogorov-Smirnov**

La prueba de Kolmogorov-Smirnov para una muestra es un procedimiento de “bondad de ajuste”, que permite medir el grado de concordancia existente entre la distribución de un conjunto de datos y una distribución teórica específica. Su objetivo es señalar si los datos provienen de una población que tiene la distribución teórica

especificada. En este caso la distribución especificada con la que se va a trabajar es la distribución normal.

Se han realizado transformaciones a las variables que presentasen una asimetría significativa. Las variables con asimetría positiva se transformaron con  $Y = \ln(x)$  y con  $1/x$ . Las variables con asimetría negativa se transformaron con  $y=x^2$  y también con  $y=-\ln(x)$ .

Consideraremos para la interpretación de los datos de esta prueba, que si para un  $\alpha = 5\%$ , la significación obtenida es  $<0.05$ , entonces la distribución no es normal, y si es  $>0.05$  si que se considerará que se ajusta a una distribución normal.

Se han obtenido además los histogramas asociados a la prueba de Kolmogorov-Smirnov en los que se representa la relación entre la distribución de cada variable y la distribución Normal. Cada gráfico lleva asociado un número de figura que se corresponde con los representados en la tabla para identificar con facilidad sus datos asociados.

### 3.5.2. Prueba t-Student

La prueba t de Student permite contrastar la hipótesis sobre igualdad de medias entre dos muestras relacionadas. En este estudio se utilizó para comprobar si existía o no diferencia entre las pérdidas del espesor de los materiales en milímetros después de someterlos a cargas mecánicas en ciclos de 10,000 pasos hasta que perdieran el 50% de su espesor inicial para cada tipo de material de ortopedia utilizado en este estudio.

Se ha realizado una prueba de este tipo para cada sesión de 10.000 ciclos de estrés mecánico a las que se ha sometido cada material de ortopedia. Los p-valores obtenidos se han considerado con una significación  $\alpha = 5\%$ , y se interpretó de la siguiente forma:

- p-valores por debajo de 0.05, se rechazó la hipótesis nula de contraste, por lo que se consideró que existen diferencias entre los ciclos a los que se ha sometido el material de ortopedia correspondiente.
- p-valores por encima o iguales a 0.05, se aceptó la hipótesis nula de contraste, por lo que se consideró que no existen diferencias entre los ciclos a los que se ha sometido el material de ortopedia correspondiente.

### 3.5.3. Análisis de fiabilidad

Para evaluar la fiabilidad de los parámetros anteriormente citados se utilizaron los coeficientes de correlación intraclase (ICC) (Landis, 1977; Burdock, 1963) y el error estándar de medición (SEM) (Fleiss, 1986).

#### **ICC:**

El ICC es un intento de superar algunas de las limitaciones de los clásicos coeficientes de correlación.

Al igual que con otros coeficientes de fiabilidad, no hay un nivel estándar aceptable de fiabilidad usando el ICC. Variará desde 0 a 1, con los valores cercanos a 1 representando la mayor fiabilidad. Landis (1977) recomienda que cualquier medida debería tener un coeficiente de correlación intraclase de al menos 0.6 para ser útil. El ICC es útil cuando comparamos la repetibilidad de medidas usando diferentes unidades, ya que es un estadístico adimensional.

Es más útil cuando se toman 3 o más grupos de observaciones, ya sea de una sola muestra o de muestras independientes.

Utilizando la clasificación propuesta por Landis y Koch, el valor de ICC entre 0,20 y 0,40 se considera para demostrar la fiabilidad razonable. Puntuaciones entre 0,40

y 0,60 tienen una fiabilidad moderada, puntuaciones entre 0,60 y 0,80 tienen una fiabilidad considerable y en la más alta categoría, las puntuaciones oscilan entre 0,80 y 1,00, las que se consideran casi perfectas. Otros autores (Burdock E.I.; Fleiss J.L. 1963) indican que para obtener fiabilidad se debe obtener un valor de ICC de al menos 0,75.

Siguiendo las recomendaciones de que las mediciones clínicas con coeficientes de fiabilidad superiores a 0,90 mejoran la probabilidad de que la medición sea válida (Portney, 2009), se interpretó que un coeficiente de fiabilidad de 0,90 como una magnitud fiable.

Para la fiabilidad intrasesión e intersección, se procedió al cálculo del ICC y SEM de las variables. Para calcular el SEM de las variables fue necesario calcular la desviación estándar del total de las medias en 1ª sesión, 2ª sesión e intersección. Para el análisis de los datos se utilizó el paquete estadístico SPSS para Windows, versión 19.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL).

#### **3.5.4. SEM (Error estándar de medición)**

Según (Bruton A, 2000), si se le aplica cualquier test de medición a un solo sujeto un número infinito de veces, sería de esperar que se generasen respuestas con pequeñas variaciones de un ensayo a otro, como resultado de un error de medición. Teóricamente estas respuestas pueden ser representadas gráficamente y su distribución seguiría una curva normal de media igual al valor real y los errores ocurridos por encima y por debajo de la media. La desviación estándar de los errores de la medida es por tanto un reflejo de la fiabilidad de las respuestas del test, y es conocido como el error estándar de medida (SEM). El valor del SEM varía de sujeto en sujeto, pero hay ecuaciones para calcular la estimación de un grupo:

$SEM = S_x \cdot \sqrt{1 - r_{xx}}$  donde  $S_x$  es la desviación estándar del conjunto observado de las puntuaciones de los test, y  $r_{xx}$  es el coeficiente de fiabilidad para estos datos.

El SEM es una medida de la fiabilidad absoluta y se expresa en las actuales unidades de medida, haciéndolo fácil de interpretar, es decir, cuanto menor sea el SEM, mayor fiabilidad. Es más apropiado, sin embargo, para su uso con intervalos de datos (Atkinson G, 1998) ya que cuanto mayor sea el número de datos, se puede incrementar la cantidad de error aleatorio al aumentar los valores de la media.

En este estudio se obtuvo el SEM como medida de la fiabilidad en la recogida de las tres repeticiones de cada material de ortopedia.



---

**RESULTADOS**



## 4. RESULTADOS

### 4.1. Resultado de la medición de la densidad en los siete materiales estudiados, antes y después de realizar los ciclos de estrés a compresión

En todos los ensayos se midió la densidad en ( $\text{g}/\text{cm}^3$ ).

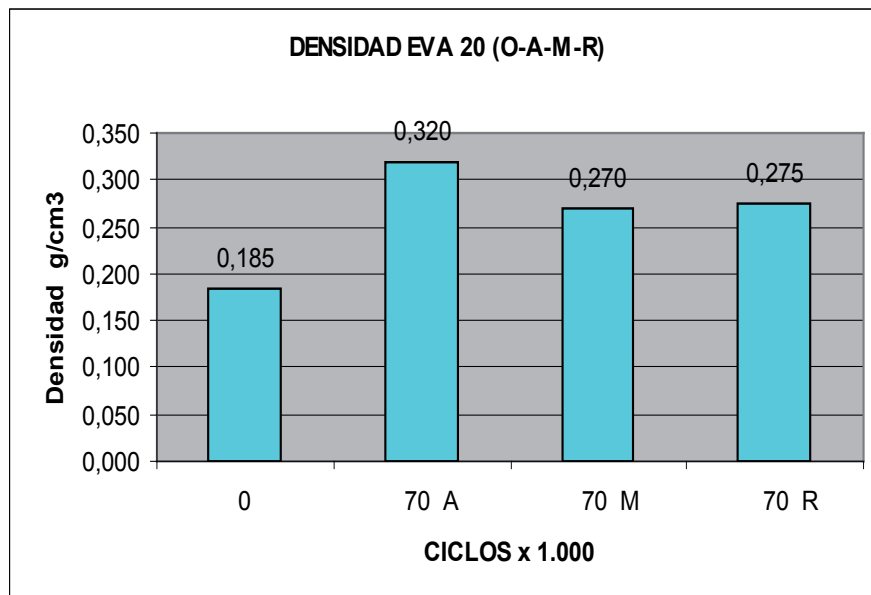
#### 4.1.1. Densidad de EVA-20 de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la densidad del material de ortopedia denominado EVA 20 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos hasta llegar a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 70.000 ciclos, se ha vuelto a medir la densidad en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.1 y se detalla en la Figura 4.1.

**Tabla 4.1.** Densidad del material EVA 20, antes y después de ser sometido a 70.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Ciclos	Den 0 ciclos	Den a 70.000 en zona antepié	Den a 70.000 en zona mediopie	Den a 70.000 en zona retropié
M-1	0,185	0,318	0,266	0,277
M-2	0,182	0,322	0,270	0,275
M-3	0,186	0,320	0,274	0,273
Media	0,185	0,320	0,270	0,275

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada; Den, Densidad.



**Figura 4.1.** Densidad del material EVA 20, a 0 ciclos y a 70.000 ciclos de compresión en antepié, mediopié y retropié.  
Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; 0, Eva 0 ciclos; 70 A, Eva a 70.000 ciclos en antepié; 70 M, Eva a 70.000 ciclos en mediopié; 70 R, Eva a 70.000 ciclos en retropié.

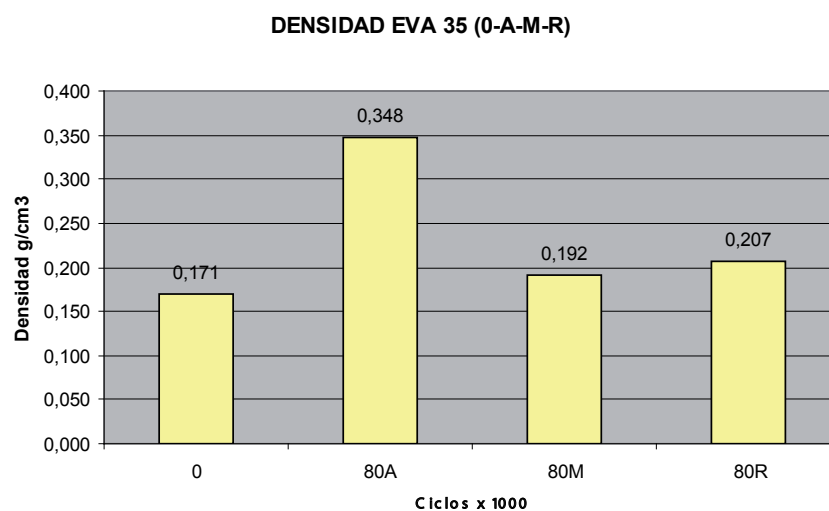
#### 4.1.2. Densidad de EVA-35 de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la densidad del material de ortopedia denominado EVA 35 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas cada 10.000 ciclos siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié hasta llegar a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 80.000 ciclos, se ha vuelto a medir la densidad en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.2 y se detalla en la Figura 4.2.

**Tabla 4.2.** Densidad del material EVA 35, antes y después de ser sometido a 80.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Ciclos	Den 0 ciclos	Den a 80.000 en zona antepié	Den a 80.000 en zona mediopie	Den a 80.000 en zona retropié
M-1	0,170	0,350	0,195	0,205
M-2	0,170	0,340	0,190	0,205
M-3	0,172	0,355	0,190	0,210
Media	0,171	0,348	0,192	0,207

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada; Den, Densidad.



**Figura 4.2.** Densidad del material EVA 35, a 0 ciclos y a 80.000 ciclos de compresión en antepié, mediopie y retropié.

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; 0, Eva 0 ciclos; 80 A; Eva sometido a 80.000 ciclos en antepie; 80 M; Eva sometido a 80.000 ciclos en mediopie; 80 R, Eva sometido a 80.000 ciclos en retropie.

#### 4.1.3. Densidad de EVA-45 de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

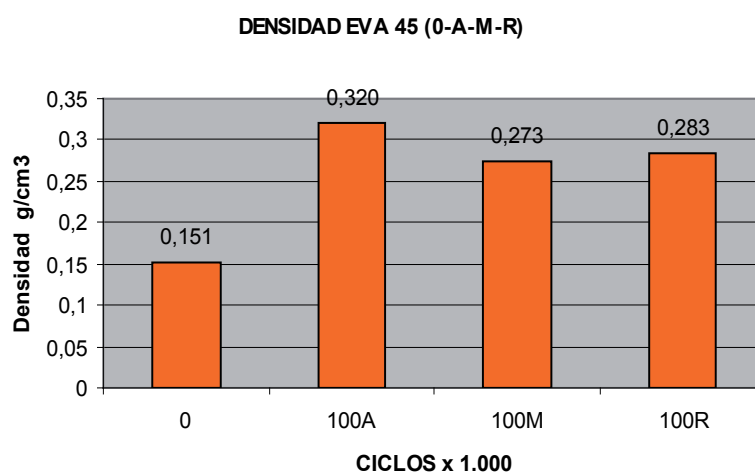
Se ha realizado la medición de la densidad del material de ortopedia denominado EVA 45 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopie y retropie cada 10.000 ciclos, este material no llega a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepie, cuando llegamos a los 100.000 ciclos, se ha vuelto a medir la densidad en las mismas tres muestras

en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.3 y se detalla en la Figura 4.3.

**Tabla 4.3.** Densidad del material EVA 45, antes y después de ser sometido a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Ciclos	Den 0 ciclos	Den a 100.000 en zona antepié	Den a 100.000 en zona mediopie	Den a 100.000 en zona retropié
M-1	0,150	0,324	0,273	0,282
M-2	0,151	0,319	0,271	0,285
M-3	0,150	0,317	0,276	0,283
Media	0,151	0,320	0,273	0,283

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada; Den, Densidad.



**Figura 4.3.** Densidad del material EVA 45, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; 0, Eva 0 ciclos; 100 A; Eva sometido a 100.000 ciclos en la zona del antepié; 100 M; Eva sometido a 100.000 ciclos en la zona del mediopie; 100 R, Eva sometido a 100.000 ciclos en la zona del retropié.

#### 4.1.4. Densidad de Plastazote de 5 mm de espesor, antes y después de estrés

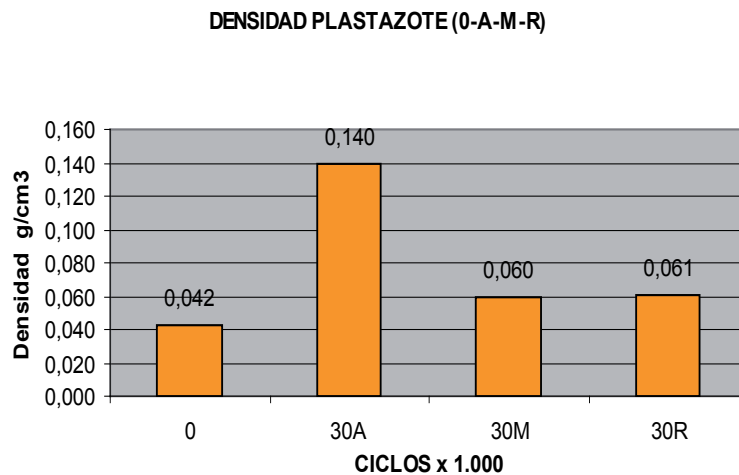
Se ha realizado la medición de la densidad del material de ortopedia denominado Plastazote en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos hasta llegar

a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 30.000 ciclos, se ha vuelto a medir la densidad en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopie y retropie, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.4 y se detalla en la Figura 4.4.

**Tabla 4.4.** Densidad del material Plastazote, antes y después de ser sometido a 30.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopie y retropie.

Ciclos	Den 0 ciclos	Den a 30.000 en zona antepie	Den a 30.000 en zona mediopie	Den a 30.000 en zona retropie
M-1	0,040	0,140	0,058	0,058
M-2	0,045	0,144	0,058	0,059
M-3	0,042	0,136	0,063	0,065
Media	0,042	0,140	0,060	0,061

Abreviaturas: M, muestra analizada; Den, Densidad.



**Figura 4.4.** Densidad del material Plastazote, a 0 ciclos y a 30.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopie y retropie.

Abreviaturas: 0, Plastazote 0 ciclos; 30 A; Plastazote a 30.000 ciclos en la zona del antepie; 30 M; Plastazote a 30.000 ciclos en la zona del mediopie; 30 R, Plastazote a 30.000 ciclos en la zona del retropie.

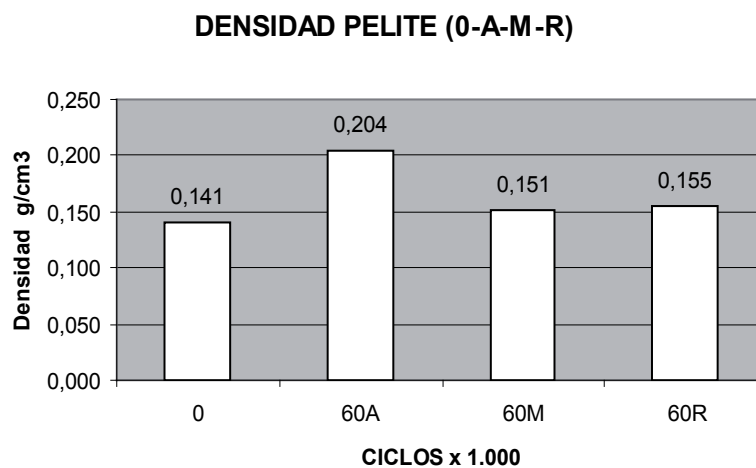
#### 4.1.5. Densidad de Pelite de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la densidad del material de ortopedia denominado Pelite en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas cada 10.000 ciclos siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos hasta llegar a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 60.000 ciclos, se ha vuelto a medir la densidad en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.5 y se detalla en la Figura 4.5.

**Tabla 4.5.** Densidad del material Pelite, antes y después de ser sometido a 60.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Ciclos	Den 0 ciclos	Den a 60.000 en zona antepie	Den a 60.000 en zona mediopie	Den a 60.000 en zona retropié
M-1	0,141	0,206	0,148	0,152
M-2	0,142	0,206	0,152	0,155
M-3	0,140	0,200	0,153	0,158
Media	0,141	0,204	0,151	0,155

Abreviaturas: M, muestra analizada; Den, Densidad.



**Figura 4.5.** Densidad del material Pelite, a 0 ciclos y a 60.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Abreviaturas: 0, Pelite 0 ciclos; 60 A; Pelite a 60.000 ciclos en la zona del antepié; 60 M; Pelite a 60.000 ciclos en la zona del mediopié; 60 R, Pelite a 60.000 ciclos en la zona del retropié.

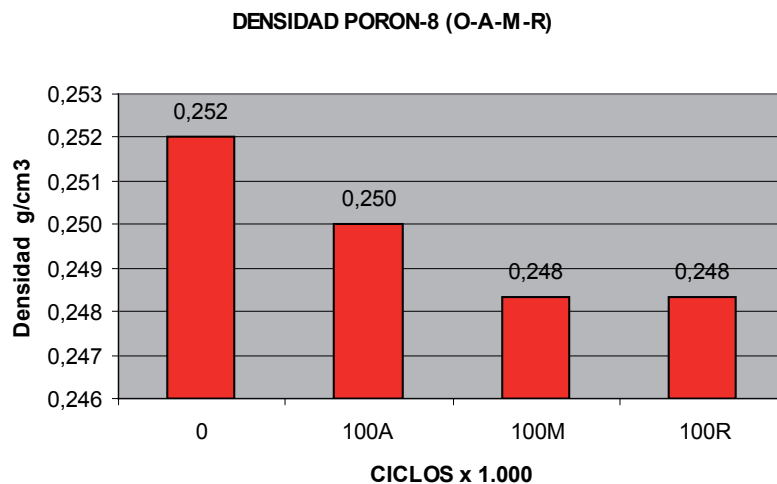
#### 4.1.6. Densidad de Poron-8 de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la densidad del material de ortopedia denominado Poron-8 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos, este material no llega a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, cuando llegamos a los 100.000 ciclos, se ha vuelto a medir la densidad en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.6 y se detalla en la Figura 4.6.

**Tabla 4.6.** Densidad del material Poron-8, antes y después de ser sometido a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Ciclos	Den 0 ciclos	Den a 100.000 en zona antepié	Den a 100.000 en zona mediopie	Den a 100.000 en zona retropié
M-1	0,250	0,248	0,248	0,245
M-2	0,254	0,248	0,248	0,248
M-3	0,252	0,254	0,249	0,252
Media	0,252	0,250	0,248	0,248

Abreviaturas: M, muestra analizada; Den, Densidad.



**Figura 4.6.** Densidad del material Poron-8, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Abreviaturas: 0, Poron-8 0 ciclos; 100 A; Poron-8 a 100.000 ciclos en la zona del antepié; 100 M; Poron-8 a 100.000 ciclos en la zona del mediopie; 100 R, Poron-8 a 100.000 ciclos en la zona del retropié.

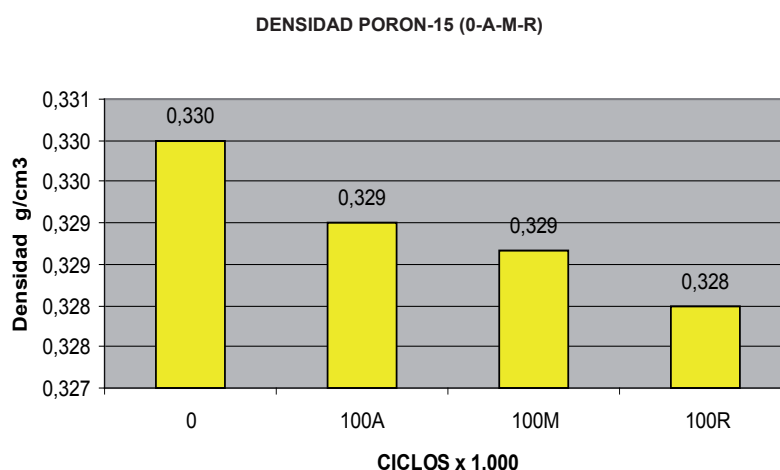
#### 4.1.7. Densidad de Poron-15, de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la densidad del material de ortopedia denominado Poron-15 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas cada 10.000 ciclos siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos, este material no llega a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, cuando llegamos a los 100.000 ciclos, se ha vuelto a medir la densidad en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.7 y se detalla en la Figura 4.7.

**Tabla 4.7.** Densidad del material Poron-15, antes y después de ser sometido a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Ciclos	Den 0 ciclos	Den a 100.000 en zona antepié	Den a 100.000 en zona mediopie	Den a 100.000 en zona retropié
M-1	0,330	0,325	0,325	0,326
M-2	0,332	0,330	0,327	0,328
M-3	0,328	0,332	0,334	0,330
Media	0,330	0,329	0,329	0,328

Abreviaturas: M, muestra analizada; Den, Densidad.



**Figura 4.7.** Densidad del material Poron-15, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Abreviaturas: 0, Poron-15 0 ciclos; 100 A; Poron-15 a 100.000 ciclos en la zona del antepié; 100 M; Poron-15 a 100.000 ciclos en la zona del mediopie; 100 R, Poron-15 a 100.000 ciclos en la zona del retropié.

#### 4.1.8. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de la densidad en los materiales de ortopedia antes de ser sometidos a compresiones mecánicas

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o palmillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados antes de realizar las compresiones mecánicas para determinar la densidad de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una densidad media de  $0,180 \pm 0,090$ , ver Tabla 4.8, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,951$ ), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2 (N=7) presentan una densidad media de  $0,182 \pm 0,090$  ver Tabla 4.8, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,901$ ), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una densidad media de  $0,181 \pm 0,090$ , ver Tabla 4.8, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,955$ ), por lo que se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.8.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su densidad en tres muestra de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados, antes de ser sometidos a compresiones mecánicas.

		Densidad pre 1	Densidad pre 2	densidad pre 3
N		7	7	7
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	,18086	,18229	,18143
	Desviación típica	,09086	,09051	,09010
Diferencias más extremas	Absoluta	,196	,194	,194
	Positiva	,196	,194	,194
	Negativa	-,188	-,180	-,180
Z de Kolmogorov-Smirnov		,519	,570	,513
Sig. asintót. (bilateral)		,951	,901	,955

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos.

Abreviaturas: Pre, antes de someter la muestra del material a compresiones mecánicas; 1, primera muestra; 2, segunda muestra; 3, tercera muestra.

#### 4.1.8.1. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de la densidad en los materiales de ortopedia después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del antepié

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o plantillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados después de ser sometidos a compresión mecánica en la zona del **antepié** para determinar la densidad de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una densidad media de  $0,273 \pm 0,077$  ver Tabla 4.9, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,595**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2 (N=7) presentan una densidad media en la zona del **antepié** de  $0,272 \pm 0,075$ , ver Tabla 4.9, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,545**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una densidad media en la zona del **antepié** de  $0,273 \pm 0,080$  ver Tabla 4.9, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,654**) por lo que se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.9.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su densidad en tres muestra de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del antepié.

		d post A1	d post A2	d post A3
N		7	7	7
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	,27300	,27271	,2734
	Desviación típica	,077526	,075288	,08042
Diferencias más extremas	Absoluta	,291	,302	,277
	Positiva	,160	,186	,155
	Negativa	-,291	-,302	-,277
Z de Kolmogorov-Smirnov		,769	,799	,734
Sig. asintót. (bilateral)		,595	,545	,654

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos  
Abreviaturas: A1, primera muestra; A2, segunda muestra; A3, tercera muestra. d, densidad; Post, después de someter a la muestra del material a compresiones mecánicas.

#### 4.1.8.2. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de densidad en los materiales de ortopedia después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del mediopié

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o plantillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados después de ser sometidos a compresión mecánica en la zona del **mediopié** para determinar la densidad de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una densidad media de  $0,216 \pm 0,090$  ver Tabla 4.10, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,876**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2 (N=7) presentan una densidad media en la zona del **mediopié** de  $0,216 \pm 0,090$ , ver Tabla 4.10, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,924**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una densidad media en la zona del **mediopié** de  $0,219 \pm 0,091$ , ver Tabla 4.10, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,956**) por lo que se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.10.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su densidad en tres muestra de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del mediopié.

		d post M1	d post M2	d post M3
N		7	7	7
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	,21671	,2166	,21971
	Desviación típica	,090325	,09039	,091168
Diferencias más extremas	Absoluta	,223	,207	,193
	Positiva	,124	,131	,126
	Negativa	-,223	-,207	-,193
Z de Kolmogorov-Smirnov	,591	,549	,511	
Sig. asintót. (bilateral)	,876	,924	,956	

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos. Abreviaturas: M1, primera muestra; M2, segunda muestra; M3, tercera muestra. d, densidad; Post, después de someter a la muestra del material a compresiones mecánicas.

#### 4.1.8.3. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de la densidad de los resultados en los materiales de ortopedia después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del retropié

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o plantillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados después de ser sometidos a compresión mecánica en la zona del **retropié** para determinar la densidad de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una densidad media de  $0,220 \pm 0,091$  ver Tabla 4.11, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,982**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2 (N=7) presentan una densidad media en la zona del **retropié** de  $0,222 \pm 0,091$ , ver Tabla 4.11, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,973**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una densidad media en la zona del **retropié** de  $0,224 \pm 0,089$ , ver Tabla 4.11, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,957**) por lo que se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.11.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su densidad en tres muestra de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del retropié.

		d post R1	d post R2	d post R3
N		7	7	7
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	,22071	,22214	,22443
	Desviación típica	,091327	,091321	,089194
Diferencias más extremas	Absoluta	,176	,183	,193
	Positiva	,124	,123	,118
	Negativa	-,176	-,183	-,193
Z de Kolmogorov-Smirnov		,466	,484	,510
Sig. Asintót. (bilateral)		,982	,973	,957

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos. Abreviaturas: R1, primera muestra; R2, segunda muestra; R3, tercera muestra. d, densidad; Post, después de someter a la muestra del material a compresiones mecánicas.

#### **4.1.9. Análisis de fiabilidad de la densidad de todos los materiales antes y después de ser sometidos a ciclos de compresión**

##### **4.1.9.1. Análisis de fiabilidad de la densidad pre-estrés**

Los datos de fiabilidad obtenidos en la medición de la densidad de los materiales, antes de ser sometidos a ciclos de compresión, formados por el ICC y el SEM, están representados en la Tabla 4.12. Todos presentaron un ICC  $> 0,90$ . Siguiendo las recomendaciones de que las mediciones clínicas con coeficientes de fiabilidad superiores a 0,90 mejoran la probabilidad de que la medición sea válida, (Portney, 2009). Habiéndonos marcado en nuestro estudio un ICC=0,90 como una medición muy fiable.

Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores: SEM  $< 0,000$ . para todos los materiales.

##### **4.1.9.2. Análisis de fiabilidad de la densidad post-estrés en Antepié**

Los datos de fiabilidad obtenidos en cada medición de la densidad en antepié en los diferentes materiales de ortopedia, mediante el ICC y el SEM están representados en la Tabla 4.12.

Todos presentaron un ICC  $> 0,90$ . Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores: SEM= 0,000, para todos los materiales, en el post-estrés mecánico.

**Tabla 4.12.** Fiabilidad en la medición de la densidad en cada material, antes y después de ser sometidos a ciclos de compresión en antepié, mediopié y retropié.

IC 95%				
Densidad	ICC	Límite inferior	Límite superior	SEM
Pre-estrés	1,000	1,000	1,000	0,000
Post.estrés antepié	0,999	0,996	1,000	0,000
Post estrés mediopié	1,000	0,999	1,000	0,000
Post estrés retropié	1,000	0,999	1,000	0,000

Abreviaturas: ICC, Coeficiente de Correlación Intraclase; SEM, Error estándar de medición; IC, Intervalo de confianza.

#### 4.1.9.3. Análisis de fiabilidad de la densidad post-estrés en Mediopié

Los datos de fiabilidad obtenidos en cada medición de la densidad en mediopié en los diferentes materiales de ortopedia, mediante el ICC y el SEM están representados en la Tabla 4.12. Todos presentaron un  $ICC > 0,90$ .

Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores:  $SEM < 0,000$ .

#### 4.1.9.4. Análisis post-estrés en Retropié

Los datos de fiabilidad obtenidos en cada medición de la densidad en realizada a los espesores en la zona del retropié en los diferentes materiales de ortopedia, realizados mediante el ICC y el SEM están representados en la Tabla 4.12.

Todos presentaron un  $ICC > 0,90$ . Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores:  $SEM < 0,000$ .

#### 4.1.10.1. Prueba T diferencias con EVA 20 para la medición de la densidad

Se han analizado si existen diferencias significativas en los resultados obtenidos entre los materiales estudiados, cuando se midió la **densidad** antes y después de someterlos a ciclos de compresión en la zona del antepié, mediopié y retropié hasta que la zona del antepié perdiera el 50% de su espesor inicial. Ver Tabla 4.13.

En el material EVA 20° se comprobó que la densidad inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas fué  $0,184 \pm 0,002 \text{ g/cm}^3$  y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la densidad fue  $0,320 \pm 0,002 \text{ g/cm}^3$ , por lo que ha aumentado su densidad de forma significativa ( $P=0,000$ ).

Igualmente existen diferencias significativas entre la densidad del EVA 20° antes de someterla a compresiones mecánicas siendo de  $0,184 \pm 0,002$ , con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $0,270 \pm 0,004$ , ( $P=0,001$ ), y en el retropié con un valor de densidad  $0,275 \pm 0,002$ , ( $P=0,000$ ).

También hemos encontrado, que después de estrés, que la densidad en la zona del antepié con un valor de  $0,320 \pm 0,002 \text{ g/cm}^3$  presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $0,270 \pm 0,004$ , siendo significativamente más densa la del antepié ( $P= 0,002$ ) y con la zona de retropié con un valor de  $0,275 \pm 0,002$ , ( $P=0,002$ ) y que la zona del mediopié no presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de densidad de  $0,275 \pm 0,002$ , teniendo las dos una densidad similar, ( $P=0,286$ ) y menor que en antepié.

**Tabla 4.13.** En la que se muestra el valor de la densidad de EVA 20, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: densidad-pre y densidad-post en antepié, mediopié y retropié. La densidad se midió en g/cm<sup>3</sup>.

Densidad	M±SD	Den-pre	Den. Post-antepié	Den. Post-mediopié	Den. Post-retropié
Densidad-pre	0,184 ±0,002				
Densidad Postantepié	0,320 ±0,002	0,000			
Densidad postmediopié	0,270 ±0,004	0,001	0,002		
Densidad-postretropié	0,275 ±0,002	0,000	0,002	0,286	

Abreviaturas: EVA 20°. Etil vinil acetato; Den, Densidad; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.1.10.2. Prueba T diferencias con EVA 35 para la medición de la densidad

En el material de EVA 35° hemos comprobado que la densidad inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $0,170 \pm 0,001$  g/cm<sup>3</sup> y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la densidad es de  $0,348 \pm 0,007$  g/cm<sup>3</sup>, por lo que ha aumentado su densidad de forma significativa ( $P=0,000$ ). Ver Tabla 4.14

Igualmente existen diferencias significativas entre la densidad del EVA 35° antes de someterla a compresiones mecánicas siendo de  $0,170 \pm 0,001$ , con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $0,191 \pm 0,002$ , ( $P=0,010$ ), y en el retropié con un valor de densidad  $0,206 \pm 0,002$ , ( $P=0,001$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de EVA 35° a compresiones mecánicas, hemos encontrado que la densidad en la zona del antepié con un valor de  $0,348 \pm 0,007$  g/cm<sup>3</sup> presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $0,191 \pm 0,010$ , siendo significativamente más densa la del antepié

( $P=0,001$ ) y que la zona del mediopié no presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de densidad de  $0,206 \pm 0,002$ , teniendo las dos una densidad similar, ( $P=0,035$ ).

Cuando observamos los resultados al comparar la densidad después de las compresiones mecánicas en la zona del antepié con un resultado de  $0,348 \pm 0,007$  con la zona del retropié cuyo valor es de  $0,206 \pm 0,002$ , comprobamos que existen diferencias significativas ( $P=0,001$ ), teniendo más densidad la parte del antepié.

**Tabla 4.14.** En la que se muestra el valor de la densidad de EVA 35, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: densidad-pre y densidad-post en antepié, mediopié y retropié. La densidad se midió en  $\text{g/cm}^3$ .

Densidad	M $\pm$ SD	Den-pre	Den. Post-antepié	Den. Post-mediopié	Den. Post-retropié
Densidad-pre	0,170 $\pm 0,001$				
Densidad Postantepié	0,348 $\pm 0,007$	0,000			
Densidad postmediopié	0,191 $\pm 0,002$	0,010	0,001		
Densidad-postretropié	0,206 $\pm 0,002$	0,001	0,001	0,035	

Abreviaturas: EVA 35°. Etil vinil acetato; Den, Densidad; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.1.10.3. Prueba T diferencias con EVA 45 para la medición de la densidad

En el material de EVA 45° hemos comprobado que la densidad inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $0,150 \pm 0,000 \text{ g/cm}^3$  y tras someterlo a 100.000 ciclo des presiones mecánicas no llega a perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la densidad es de  $0,320 \pm 0,003 \text{ g/cm}^3$ , por lo que ha aumentado su densidad de forma significativa ( $P=0,000$ ). Ver Tabla 4.15.

Igualmente existen diferencias significativas entre la densidad del EVA 45° antes de someterla a compresiones mecánicas siendo de  $0,150 \pm 0,000$ , con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $0,273 \pm 0,002$ , ( $P=0,000$ ), y en el retropié con un valor de densidad  $0,283 \pm 0,001$ , ( $P=0,000$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de EVA 45° a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la densidad en la zona del antepié con un valor de  $0,320 \pm 0,003$  g/cm<sup>3</sup> presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $0,273 \pm 0,002$ , siendo significativamente más densa la del antepié ( $P= 0,004$ ) y que la zona del mediopié presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de densidad de  $0,283 \pm 0,001$ , ( $P=0,041$ ).

Cuando observamos los resultados de comparar la densidad después de las compresiones mecánicas en la zona del antepié con un resultado de  $0,320 \pm 0,003$  con la zona del retropié cuyo valor es de  $0,283 \pm 0,002$ , comprobamos que existen diferencias significativas ( $P=0,005$ ), teniendo más densidad la parte del antepié.

**Tabla 4.15.** En la que se muestra el valor de la densidad de EVA 45, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: densidad-pre y densidad-post en antepié, mediopié y retropié. La densidad se midió en g/cm<sup>3</sup>.

Densidad	M±SD	Den-pre	Den. Post-antepié	Den. Post-mediopié	Den. Post-retropié
Densidad-pre	0,150 ±0,000				
Densidad Postantepié	0,320 ±0,003	0,000			
Densidad postmediopié	0,273 ±0,002	0,000	0,004		
Densidad-postretropié	0,283 ±0,001	0,000	0,005	0,041	

Abreviaturas: EVA 45°. Etil vinil acetato; Den, Densidad; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.10.4. Prueba T diferencias con Plastazote para la medición de la densidad

En el material de Plastazote hemos comprobado que la densidad inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $0,042 \pm 0,002 \text{ g/cm}^3$  y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la densidad es de  $0,140 \pm 0,004 \text{ g/cm}^3$ , por lo que ha aumentado su densidad de forma significativa ( $P=0,000$ ). Ver Tabla 4.16.

Igualmente existen diferencias significativas entre la densidad del Plastazote antes de someterla a compresiones mecánicas siendo de  $0,042 \pm 0,002$ , con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $0,059 \pm 0,002$ , ( $P=0,018$ ), y en el retropié con un valor de densidad  $0,060 \pm 0,003$ , ( $P=0,020$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de Plastazote a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la densidad en la zona del antepié con un valor de  $0,140 \pm 0,004 \text{ g/cm}^3$  presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $0,059 \pm 0,002$ , siendo significativamente más densa la del antepié ( $P= 0,002$ ) y que la zona del mediopié no presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de densidad de  $0,060 \pm 0,003$ , teniendo las dos una densidad similar, ( $P=0,225$ ).

Cuando observamos los resultados al comparar la densidad después de las compresiones mecánicas en la zona del antepié con un resultado de  $0,140 \pm 0,004$  con la zona del retropié cuyo valor es de  $0,060 \pm 0,003$ , comprobamos que existen diferencias significativas ( $P=0,003$ ), teniendo más densidad la parte del antepié.

**Tabla 4.16.** En la que se muestra el valor de la densidad de Plastazote, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: densidad-pre y densidad-post en antepié, mediopié y retropié. La densidad se midió en g/cm<sup>3</sup>.

Densidad	M±SD	Den-pre	Den. Post-antepié	Den. Post-mediopié	Den. Post-retropié
Densidad-pre	0,042 ±0,002				
Densidad Postantepié	0,140 ±0,004	0,000			
Densidad postmediopié	0,059 ±0,002	0,018	0,002		
Densidad-postretropié	0,060 ±0,003	0,020	0,003	0,225	

Abreviaturas: Den, Densidad; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.1.10.5. Prueba T diferencias con Pelite para la medición de la densidad

En el material de Pelite hemos comprobado que la densidad inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $0,141 \pm 0,001$  g/cm<sup>3</sup> y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la densidad es de  $0,204 \pm 0,003$  g/cm<sup>3</sup>, por lo que ha aumentado su densidad de forma significativa ( $P=0,001$ ). Ver Tabla 4.17.

Igualmente existen diferencias significativas entre la densidad del Pelite antes de someterla a compresiones mecánicas siendo de  $0,141 \pm 0,001$ , con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $0,151 \pm 0,002$ , ( $P=0,029$ ), y en el retropié con un valor de densidad  $0,155 \pm 0,003$ , ( $P=0,021$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de Pelite a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la densidad en la zona del antepié con un valor de  $0,204 \pm 0,003$  g/cm<sup>3</sup>

presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $0,151 \pm 0,002$ , siendo significativamente más densa la del antepié ( $P=0,004$ ) y que la zona del mediopié también presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de densidad de  $0,155 \pm 0,003$ , ( $P=0,220$ ).

Cuando observamos los resultados al comparar la densidad después de las compresiones mecánicas en la zona del antepié con un resultado de  $0,204 \pm 0,003$  con la zona del retropié cuyo valor es de  $0,155 \pm 0,003$ , comprobamos que existen diferencias significativas ( $P=0,005$ ), teniendo más densidad la parte del antepié.

**Tabla 4.17.** En la que se muestra el valor de la densidad de Pelite, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: densidad-pre y densidad-post en antepié, mediopié y retropié. La densidad se midió en  $\text{g/cm}^3$ .

Densidad	M $\pm$ SD	Den-pre	Den. Post-antepié	Den. Post-mediopié	Den. Post-retropié
Densidad-pre	0,141 $\pm 0,001$				
Densidad Postantepié	0,204 $\pm 0,003$	0,001			
Densidad postmediopié	0,151 $\pm 0,002$	0,029	0,004		
Densidad-postretropié	0,155 $\pm 0,003$	0,021	0,005	0,020	

Abreviaturas: Den, Densidad; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.1.10.6. Prueba T diferencias con Poron-8 para la medición de la densidad

En el material Poron-8 hemos comprobado que la densidad inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $0,252 \pm 0,002 \text{ g/cm}^3$  y tras someterlo a 100.000 ciclos de presiones mecánicas no llega a perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la densidad es de  $0,250 \pm 0,003 \text{ g/cm}^3$ , por lo que no ha aumentado su densidad de forma significativa ( $P=0,478$ ). Ver Tabla 4.18.

Igualmente no existen diferencias significativas entre la densidad del Poron-8 antes de someterla a compresiones mecánicas siendo de  $0,252 \pm 0,002$ , con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $0,249 \pm 0,002$ , ( $P=0,383$ ), y en el retropié con un valor de densidad  $0,248 \pm 0,003$ , ( $P=0,187$ ).

También hemos encontrado que la densidad en la zona del antepié con un valor de  $0,250 \pm 0,003$  g/cm<sup>3</sup> no presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $0,249 \pm 0,002$ , ( $P=0,840$ ), ni con la zona del retropié con un valor de densidad de  $0,248 \pm 0,003$ , ( $P=0,199$ ).

Cuando observamos los resultados al comparar la densidad después de las compresiones mecánicas en la zona del mediopié con un resultado de  $0,249 \pm 0,002$  con la zona del retropié cuyo valor es de  $0,248 \pm 0,003$ , comprobamos que no existen diferencias significativas ( $P=0,785$ ).

**Tabla 4.18.** En la que se muestra el valor de la densidad de Poron-8, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: densidad-pre y densidad-post en antepié, mediopié y retropié. La densidad se midió en g/cm<sup>3</sup>.

Densidad	M±SD	Den-pre	Den. Post-antepié	Den. Post-mediopié	Den. Post-retropié
Densidad-pre	0,252 ±0,002				
Densidad Postantepié	0,250 ±0,003	0,478			
Densidad postmediopié	0,249 ±0,002	0,383	0,840		
Densidad-postretropié	0,248 ±0,003	0,187	0,199	0,785	

Abreviaturas: Den, Densidad; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.1.10.7. Prueba T diferencias con Poron-15 para la medición de la densidad

En el material Poron-15 hemos comprobado que la densidad inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $0,330 \pm 0,002$  g/cm<sup>3</sup> y tras

someterlo a 100.000 ciclos de presiones mecánicas no llega a perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la densidad es de  $0,329 \pm 0,003 \text{ g/cm}^3$ , por lo que no ha aumentado su densidad de forma significativa ( $P=0,742$ ). Ver Tabla 4.19.

Igualmente no existen diferencias significativas entre la densidad del Poron-15 antes de someterla a compresiones mecánicas siendo de  $0,330 \pm 0,002$ , con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $0,328 \pm 0,004$ , ( $P=0,751$ ), y en el retropié con un valor de densidad  $0,328 \pm 0,002$ , ( $P=0,423$ ).

También hemos encontrado que la densidad en la zona del antepié con un valor de  $0,329 \pm 0,003 \text{ g/cm}^3$  no presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $0,328 \pm 0,004$ , ( $P=0,840$ ), ni con la zona del retropié con un valor de densidad de  $0,328 \pm 0,002$ , ( $P=0,423$ ).

Cuando observamos los resultados al comparar la densidad después de las compresiones mecánicas en la zona del mediopié con un resultado de  $0,328 \pm 0,004$  con la zona del retropié cuyo valor es de  $0,328 \pm 0,002$ , comprobamos que no existen diferencias significativas ( $P=0,728$ ).

**Tabla 4.19.** En la que se muestra el valor de la densidad de Poron-15, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: densidad-pre y densidad-post en antepié, mediopié y retropié. La densidad se midió en  $\text{g/cm}^3$ .

Densidad	M $\pm$ SD	Den-pre	Den. Post-antepié	Den. Post-mediopié	Den. Post-retropié
Densidad-pre	0,330 $\pm 0,002$				
Densidad Postantepié	0,329 $\pm 0,003$	0,742			
Densidad postmediopié	0,328 $\pm 0,004$	0,751	0,840		
Densidad-postretropié	0,328 $\pm 0,002$	0,423	0,423	0,728	

Abreviaturas: Den, Densidad; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

## 4.2. Resultado de la medición de la dureza en los siete materiales estudiados, antes y después de realizar los ciclos de estrés a compresión

En todos los ensayos se midió la dureza en (°Shore A).

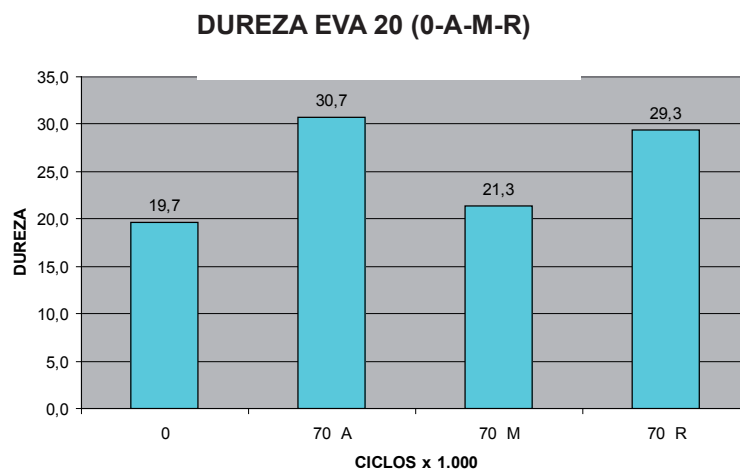
### 4.2.1. Dureza de EVA20 de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la dureza del material de ortopedia denominado EVA 20 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas, siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos hasta llegar a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 70.000 ciclos, se ha vuelto a medir la dureza en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.20 y se detalla en la Figura 4.8.

**Tabla 4.20.** Dureza del material EVA 20, antes y después de ser sometido a 70.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Ciclos	Dureza 0 ciclos	Dureza a 70.000 en zona antepie	Dureza a 70.000 en zona mediopie	Dureza a 70.000 en zona retropié
M-1	20	32	20	30
M-2	21	30	22	30
M-3	18	30	22	28
Media	19,7	30,7	21,3	29,3

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada.



**Figura 4.8.** Dureza del material EVA 20, a 0 ciclos y a 70.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié. La dureza se midió en °Shore A.

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; 0, Eva 0 ciclos; 70 A; Eva sometido a 70.000 ciclos en la zona del antepié; 70 M; Eva sometido a 70.000 ciclos en la zona del mediopié; 70 R, Eva sometido a 70.000 ciclos en la zona del retropié.

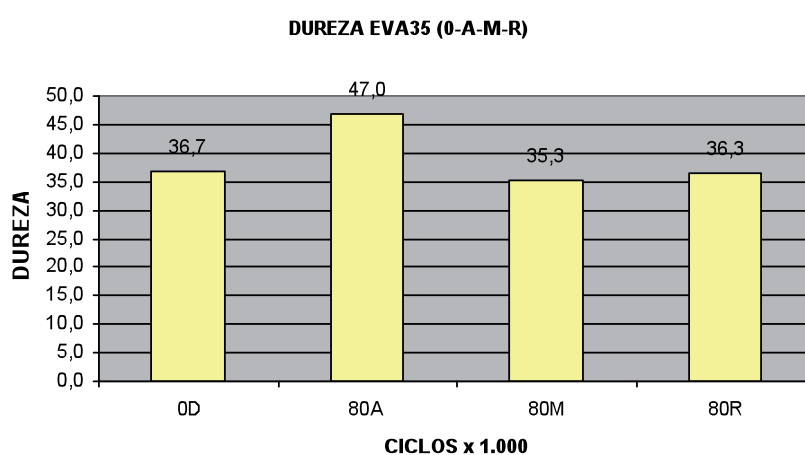
#### 4.2.2. Dureza de EVA35 de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la dureza del material de ortopedia denominado EVA 35 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos hasta llegar a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 80.000 ciclos, se ha vuelto a medir la dureza en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.21 y se detalla en la Figura 4.9.

**Tabla 4.21.** Dureza del material EVA 35, antes y después de ser sometido a 80.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Ciclos	Dureza 0 ciclos	Dureza a 80.000 en zona antepié	Dureza a 80.000 en zona mediopie	Dureza a 80.000 en zona retropié
M-1	36	47	35	36
M-2	37	46	36	36
M-3	37	48	35	37
Media	36,7	47,0	35,3	36,3

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada.



**Figura 4.9.** Dureza del material EVA 35, a 0 ciclos y a 80.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié. La dureza se midió en °Shore A.

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; 0, Eva 0 ciclos; 80 A; Eva sometido a 80.000 ciclos en la zona del antepié; 80 M; Eva sometido a 80.000 ciclos en la zona del mediopie; 80 R, Eva sometido a 80.000 ciclos en la zona del retropié.

#### 4.2.3. Dureza de EVA45 de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

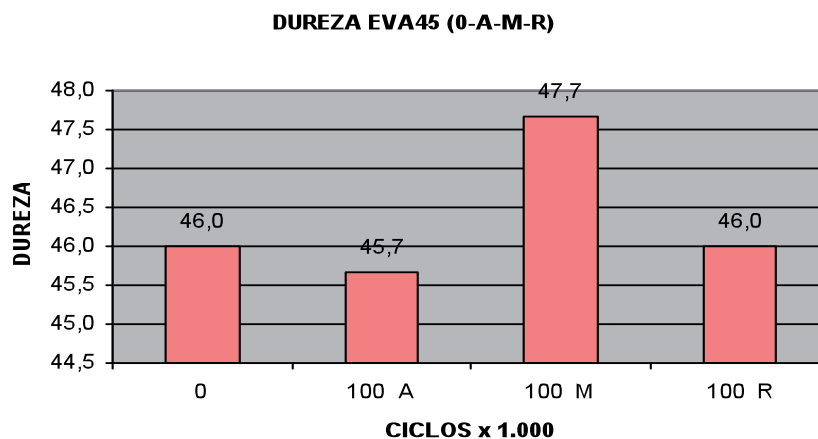
Se ha realizado la medición de la dureza del material de ortopedia denominado EVA 45 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos, este material no llega a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, cuando llegamos a los 100.000 ciclos, se ha vuelto a medir la dureza en las mismas tres muestras en

las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.22 y se detalla en la Figura 4.10.

**Tabla 4.22.** Dureza del material EVA 45, antes y después de ser sometido a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Ciclos	Dureza 0 ciclos	Dureza a 100.000 en zona antepié	Dureza a 100.000 en zona mediopie	Dureza a 100.000 en zona retropié
M-1	46	45	48	45
M-2	45	46	48	46
M-3	47	46	47	47
Media	46,0	45,7	47,7	46,0

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada.



**Figura 4.10.** Dureza del material EVA 45, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopie y retropié. La dureza se midió en °Shore A.

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; 0, Eva 0 ciclos; 100 A; Eva sometido a 100.000 ciclos en la zona del antepié; 100 M; Eva sometido a 100.000 ciclos en la zona del mediopie; 100 R, Eva sometido a 100.000 ciclos en la zona del retropié.

#### 4.2.4. Dureza de Plastazote de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

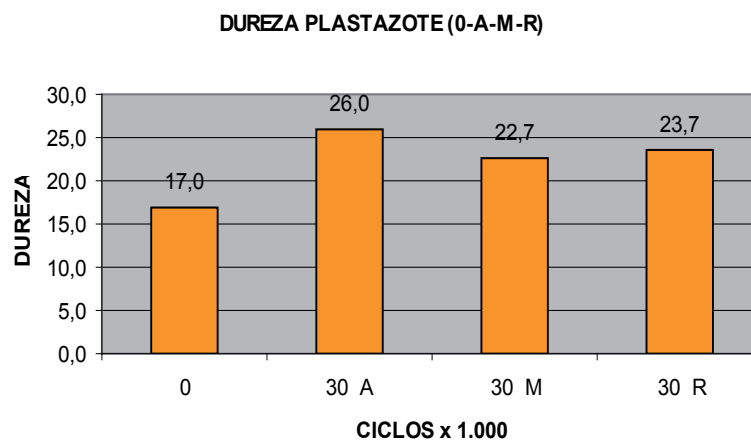
Se ha realizado la medición de la dureza del material de ortopedia denominado Plastazote en tres muestras antes de ser sometido a compresiones mecánicas siendo

su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopie y retropié cada 10.000 ciclos hasta llegar a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 30.000 ciclos, se ha vuelto a medir la dureza en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopie y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.23 y se detalla en la Figura 4.11.

**Tabla 4.23.** Dureza del material Plastazote, antes y después de ser sometido a 30.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopie y retropié.

Ciclos	Dureza 0 ciclos	Dureza a 30.000 en zona antepie	Dureza a 30.000 en zona mediopie	Dureza a 30.000 en zona retropié
M-1	16	28	22	24
M-2	18	26	24	25
M-3	17	24	22	22
Media	17,0	26,0	22,7	23,7

Abreviaturas: M, muestra analizada.



**Figura 4.11.** Dureza del material Plastazote, a 0 ciclos y a 30.000 ciclos de compresión en zona del antepie, mediopie y retropié. La dureza se midió en °Shore A.

Abreviaturas: 0, Plastazote 0 ciclos; 30 A; Plastazote sometido a 30.000 ciclos en la zona del antepie; 30 M; Plastazote sometido a 30.000 ciclos en la zona del mediopie; 30 R, Plastazote sometido a 30.000 ciclos en la zona del retropié.

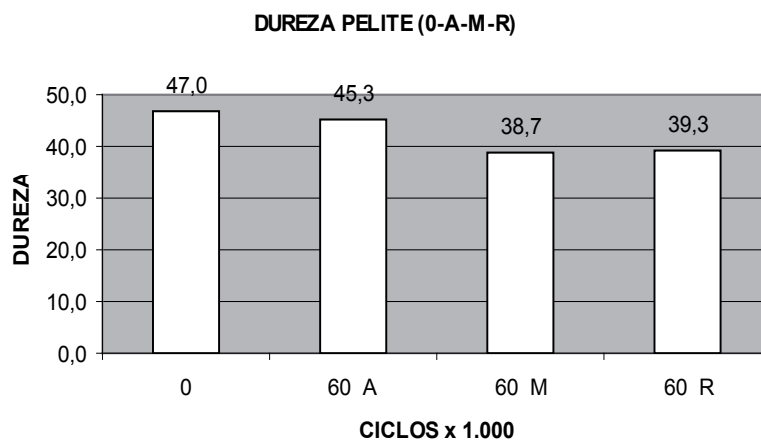
#### 4.2.5. Dureza de Pelite de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la dureza del material de ortopedia denominado Pelite en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopie y retropié cada 10.000 ciclos hasta llegar a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 60.000 ciclos, se ha vuelto a medir la dureza en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopie y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.24 y se detalla en la Figura 4.12.

**Tabla 4.24.** Dureza del material Pelite, antes y después de ser sometido a 60.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopie y retropié.

Ciclos	Dureza 0 ciclos	Dureza a 60.000 en zona antepie	Dureza a 60.000 en zona mediopie	Dureza a 60.000 en zona retropié
M-1	48	47	40	38
M-2	47	44	38	40
M-3	46	45	38	40
Media	47,0	45,3	38,7	39,3

Abreviaturas: M, muestra analizada.



**Figura 4.12.** Dureza del material Pelite, a 0 ciclos y a 60.000 ciclos de compresión en zona del antepie, mediopie y retropié. La dureza se midió en °Shore A.

Abreviaturas: 0, Pelite 0 ciclos; 60 A; Pelite sometido a 60.000 ciclos en la zona del antepie; 60 M; Pelite sometido a 60.000 ciclos en la zona del mediopie; 60 R, Pelite sometido a 60.000 ciclos en la zona del retropié.

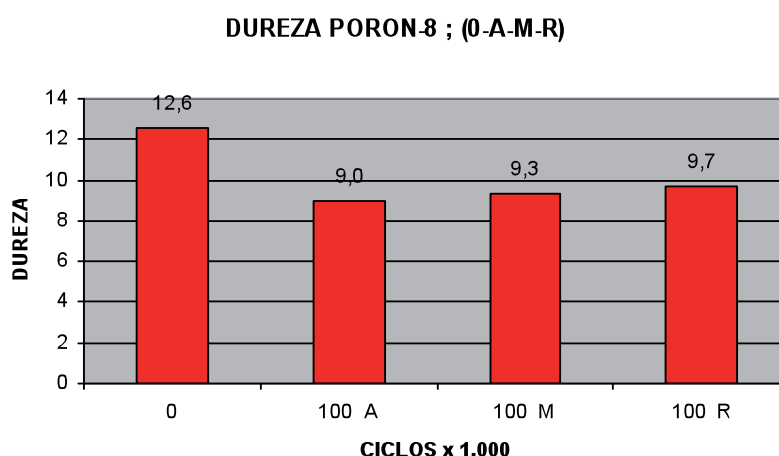
#### 4.2.6. Dureza de Poron-8 de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la dureza del material de ortopedia denominado Poron-8 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos, este material no llega a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, cuando llegamos a los 100.000 ciclos, se ha vuelto a medir la dureza en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.25 y se detalla en la Figura 4.13.

**Tabla 4.25.** Dureza del material Poron-8, antes y después de ser sometido a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Ciclos	Dureza 0 ciclos	Dureza a 100.000 en zona antepié	Dureza a 100.000 en zona mediopie	Dureza a 100.000 en zona retropié
M-1	12	10	10	10
M-2	14	8	9	10
M-3	12	9	9	9
Media	12,6	9,0	9,3	9,7

Abreviaturas: M, muestra analizada.



**Figura 4.13.** Dureza del material Poron-8, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopie y retropié. La dureza se midió en °Shore A. Abreviaturas: 0, Poron-8 0 ciclos; 100 A; Poron-8 sometido a 100.000 ciclos en la zona del antepié; 100 M; Poron-8 sometido a 100.000 ciclos en la zona del mediopie; 100 R, Poron-8 sometido a 100.000 ciclos en la zona del retropié.

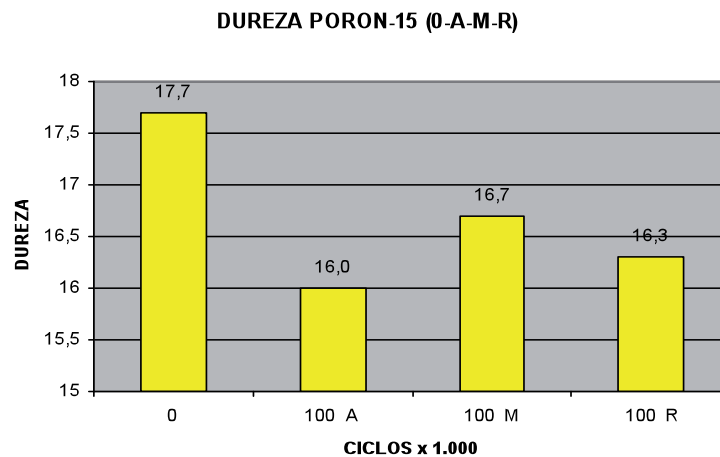
#### 4.2.7. Dureza de Poron-15 de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la dureza del material de ortopedia denominado Poron-15 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos, este material no llega a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, cuando llegamos a los 100.000 ciclos, se ha vuelto a medir la dureza en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.26 y se detalla en la Figura 4.14.

**Tabla 4.26.** Dureza del material Poron-15, antes y después de ser sometido a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Ciclos	Dureza 0 ciclos	Dureza a 100.000 en zona antepie	Dureza a 100.000 en zona mediopie	Dureza a 100.000 en zona retropié
M-1	19	15	15	16
M-2	17	17	18	17
M-3	17	16	17	16
Media	17,7	16,0	16,7	16,3

Abreviaturas: M, muestra analizada.



**Figura 4.14.** Dureza del material Poron-15, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié. La dureza se midió en °Shore A.  
Abreviaturas: 0, Poron-15, 0 ciclos; 100 A; Poron-15 sometido a 100.000 ciclos en la zona del antepié; 100 M; Poron-15 sometido a 100.000 ciclos en la zona del mediopie; 100 R, Poron-15 sometido a 100.000 ciclos en la zona del retropié.

#### 4.2.8. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de la dureza en los materiales estudiados antes de ser sometidos a compresiones mecánicas

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o palmillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados antes de realizar las compresiones mecánicas para determinar la dureza de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una dureza media de  $27,28 \pm 15,15$ , ver Tabla 4.27, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,548**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2(N=7) presentan una dureza media de  $28,28 \pm 13,86$ , ver Tabla 4.27, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,471**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una dureza media de  $28,14 \pm 15,32$ , ver Tabla 4.27, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,670**), por lo que se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.27.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su dureza en tres muestra de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados, antes de ser sometidos a compresiones mecánicas.

		dureza pre 1	dureza pre 2	dureza pre 3
N		7	7	7
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	27,28571	28,28571	28,14286
	Desviación típica	15,151615	13,864995	15,323496
Diferencias más extremas	Absoluta	,301	,320	,274
	Positiva	,301	,320	,274
	Negativa	-,177	-,187	-,169
Z de Kolmogorov-Smirnov		,798	,846	,725
Sig. asintót. (bilateral)		,548	,471	,670

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos.

Abreviaturas: Pre, antes de someter la muestra del material a compresiones mecánicas; 1, primera muestra; 2, segunda muestra; 3, tercera muestra.

#### 4.2.8.1. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de la dureza en los materiales estudiados después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del antepié

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o palmillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados después de ser sometidos a compresión mecánica en la zona del antepié para determinar la dureza de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una dureza media de  $31,57 \pm 14,93$  ver Tabla 4.28, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,969$ ), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2(N=7) presentan una dureza media en la zona del antepié de  $31,00 \pm 14,79$ , ver, Tabla 4.28, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,820$ ), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una dureza media en la zona del antepié de  $31,85 \pm 16,18$ , ver, Tabla 4.28, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,886$ ) por lo que se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.28.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su dureza en tres muestra de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del antepié.

		du post A1	du post A2	du post A3
N		7	7	7
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	31,57143	31,00000	31,85714
	Desviación típica	14,931590	14,798649	16,180529
Diferencias más extremas	Absoluta	,186	,239	,220
	Positiva	,152	,155	,131
	Negativa	-,186	-,239	-,220
Z de Kolmogorov-Smirnov		,492	,632	,583
Sig. asintót. (bilateral)		,969	,820	,886

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos. Abreviaturas: du, dureza; Post, después de someter la muestra del material a compresiones mecánicas; 1, primera muestra; 2, segunda muestra; 3, tercera muestra.

#### 4.2.8.2. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de la dureza en los materiales de ortopedia después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del mediopié

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o plantillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados después de ser sometidos a compresión mecánica en la zona del **mediopié** para determinar la dureza de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una dureza media de  $26,57 \pm 13,08$  ver Tabla 4.29, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,923**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2(N=7) presentan una dureza media en la zona del mediopié de  $28,00 \pm 14,03$ , ver Tabla 4.29, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,972**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una dureza media en la zona del mediopié de  $27,42 \pm 14,18$ , ver Tabla 4.29, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,886**) por lo que se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.29.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su dureza en tres muestra de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del mediopié.

		du post M1	du post M2	du post M3
N		7	7	7
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	26,57143	28,00000	27,42857
	Desviación típica	13,087617	14,035669	14,187520
Diferencias más extremas	Absoluta	,208	,184	,220
	Positiva	,208	,184	,220
	Negativa	-,169	-,144	-,132
Z de Kolmogorov-Smirnov		,550	,486	,583
Sig. asintót. (bilateral)		,923	,972	,886

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos.

Abreviaturas: du, dureza; Post, después de someter la muestra del material a compresiones mecánicas; 1, primera muestra; 2, segunda muestra; 3, tercera muestra.

#### 4.2.8.3. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de la dureza en los materiales de ortopedia después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del retropié

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o palmillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados después de ser sometidos a compresión mecánica en la zona del **retropié** para determinar la dureza de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una dureza media de  $28,28 \pm 12,29$  ver Tabla 4.30, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,992**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2(N=7) presentan una dureza media en la zona del retropié de  $29,42 \pm 13,23$ , ver Tabla 4.30, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=1,000**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una dureza media en la zona del retropié de  $28,57 \pm 13,92$ , ver Tabla 4.30, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,996**) por lo que se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.30.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su dureza en tres muestra de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del retropié.

		du post R1	du post R2	du post R3
N		7	7	7
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	28,28571	29,42857	28,57143
	Desviación típica	12,297890	13,239551	13,926679
Diferencias más extremas	Absoluta	,163	,119	,156
	Positiva	,127	,112	,110
	Negativa	-,163	-,119	-,156
Z de Kolmogorov-Smirnov		,432	,314	,413
Sig. asintót. (bilateral)		,992	1,000	,996

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos.

Abreviaturas: du, dureza; Post, después de someter la muestra del material a compresiones mecánicas; 1, primera muestra; 2, segunda muestra; 3, tercera muestra.

#### 4.2.9. Análisis de fiabilidad de la dureza de todos los materiales antes y después de ser sometidos a ciclos de compresión

##### 4.2.9.1. Análisis de fiabilidad de la dureza Pre-estrés

Los datos de fiabilidad obtenidos en la medición de la dureza de los materiales, antes de ser sometidos a ciclos de compresión, formados por el ICC y el SEM, están representados en la Tabla 4.31. Todos presentaron un ICC > 0,90. Siguiendo las recomendaciones de que las mediciones clínicas con coeficientes de fiabilidad superiores a 0,90 mejoran la probabilidad de que la medición sea válida, (Portney, 2009). Habiéndonos marcado en nuestro estudio un ICC  $\geq$  0,90 como una medición muy fiable.

Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores: SEM < 0,022. para todos los materiales.

##### 4.2.9.2. Análisis de fiabilidad de la dureza en Antepié

Los datos de fiabilidad obtenidos en cada medición de la dureza en **antepié**, en los diferentes materiales de ortopedia, formados por el ICC y el SEM están representados en la Tabla 4.31.

Todos presentaron un ICC > 0,90. Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores: SEM < 0,04, para todos los materiales, en el post-estrés mecánico.

**Tabla 4.31.** Fiabilidad en la medición de la dureza en cada material, antes y después de ser sometidos a ciclos de compresión en antepié, mediopie y retropié.

IC 95%				
Dureza	ICC	Límite inferior	Límite superior	SEM
Pre-estrés	0,994	0,979	0,999	0,0226
Post.estrés antepie	0,994	0,976	0,999	0,0147
Post estrés mediopie	0,996	0,985	0,999	0,0326
Post estrés retropié	0,997	0,989	0,999	0,0190

Abreviaturas: ICC, Coeficiente de Correlación Intraclase; SEM, Error estándar de medición; IC, Intervalo de confianza.

#### 4.2.9.3. Análisis de fiabilidad de la dureza en Mediopié

Los datos de fiabilidad obtenidos en cada medición de la dureza en **mediopié** en los diferentes materiales de ortopedia, realizados mediante el ICC y el SEM están representados en la Tabla 4.31 Todos presentaron un  $ICC > 0,90$ .

Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores:  $SEM < 0,05$ .

#### 4.2.9.4. Análisis de fiabilidad de la dureza en Retropié

Los datos de fiabilidad obtenidos en cada medición de la dureza en **retropié** en los diferentes materiales de ortopedia, realizados mediante el ICC y el SEM están representados en la Tabla 4.31.

Todos presentaron un  $ICC > 0,90$ . Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores:  $SEM < 0,02$ .

#### 4.2.10.1. Prueba T diferencias con EVA 20 para la medición de la dureza

Se han analizado si existen diferencias significativas en los resultados obtenidos entre los materiales estudiados cuando se midió la **dureza** antes y después de someterlos a ciclos de compresión en la zona del antepié, mediopié y retropié hasta que la zona del antepié perdiera el 50% de su espesor inicial. Ver Tabla 4.32.

En el material EVA 20° hemos comprobado que la dureza inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $19,00 \pm 1,00$  (° Shore A) y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la dureza es de  $30,67 \pm 1,15$  (° Shore A), por lo que ha aumentado su dureza de forma significativa ( $P=0,010$ ).

Igualmente existen diferencias significativas entre la dureza del EVA 20° antes de someterla a compresiones mecánicas siendo de  $19,00 \pm 1,00$ , (° Shore A) con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $21,33 \pm 1,155$ (° Shore A) ( $p=0,020$ ), y en el retropié con un valor de dureza  $29,33 \pm 1,155$ (° Shore A) ( $P=0,013$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de EVA 20° a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la dureza en la zona del antepié con un valor de  $30,67 \pm 1,15$ (° Shore A) presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $21,33 \pm 1$ (° Shore A), siendo significativamente más dura la del antepié ( $P= 0,020$ ) y que la zona del mediopié presenta a su vez diferencias con la zona del retropié con un valor de dureza de  $29,33 \pm 1,15$  (° Shore A), siendo significativamente más dura la zona del retropié ( $P=0,020$ ).

Cuando observamos los resultados al comparar la dureza después de las compresiones mecánicas en la zona del antepié con un resultado de  $30,67 \pm 1,15$ (° Shore A) con la zona del retropié cuyo valor es de  $29,33 \pm 1,15$ (° Shore A), comprobamos que no existen diferencias significativas ( $P=0,184$ ), por lo que la dureza en ambas regiones son similares.

**Tabla 4.32.** En la que se muestra el valor de la dureza de EVA 20, en la prueba de muestras relacionadas (Relacionando: dureza-pre y dureza-post en antepié, mediopié y retropié. La dureza se midió en° Shore A).

Dureza	M±SD	Dure-pre	Dure. Post-antepié	Dure. Post-mediopié	Dure. Post-retropié
Dure-pre	19,00 ±1,00				
Dure-post-antepié	30,67 ±1,15	0,010			
Dure-post-mediopié	21,33 ±1,15	0,020	0,020		
Dure-post-retropié	29,33 ±1,15	0,013	0,184	0,020	

Abreviaturas: EVA 20°. Etil vinil acetato;Dure, dureza; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P<0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.2.10.2. Prueba T diferencias con EVA 35

En el material EVA 35 hemos comprobado que la dureza inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $36,67 \pm 2,30$  (° Shore A) y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la dureza es de  $47,00 \pm 1,00$ , (° Shore A) por lo que ha aumentado su dureza de forma significativa ( $P=0,019$ ). Ver Tabla 4.33.

No existen diferencias significativas entre la dureza del EVA 35° antes de someterla a compresiones mecánicas siendo de  $36,67 \pm 2,30$  (° Shore A) con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $35,33 \pm 0,57$  (° Shore A), ( $P=0,383$ )), y en el retropié con un valor de dureza  $36,33 \pm 0,57$  (° Shore A), ( $P=0,808$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de EVA 35° a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la dureza en la zona del antepié con un valor de  $47,00 \pm 1,00$  (° Shore A) presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $35,33 \pm 0,57$  (° Shore A), siendo significativamente más dura la del antepié ( $P=0,006$ ) y con la zona del retropié con un valor de  $36,33 \pm 0,57$  (° Shore A), siendo significativamente más dura la zona del antepié ( $P=0,001$ ).

Cuando observamos los resultados al comparar la dureza después de las compresiones mecánicas en la zona del mediopié con un resultado de  $35,33 \pm 0,57$  (° Shore A) con la zona del retropié cuyo valor es de  $36,33 \pm 0,57$  (° Shore A), comprobamos que no existen diferencias significativas ( $P=0,225$ ), por lo que la dureza en ambas regiones son similares.

**Tabla 4.33.** Dureza del material de ortopedia EVA 35° antes y después de someterlo a compresiones mecánicas en las zonas del antepié, mediopié y retropié.

Dureza	M±SD	Dure-pre	Dure. Post-antepié	Dure. Post-mediopié	Dure. Post-retropié
Dure-pre	36,67 ±2,30				
Dure-post-antepié	47,00 ±1,00	0,019			
Dure-post-mediopié	35,33 ±0,57	0,383	0,006		
Dure-post-retropié	36,33 ±0,57	0,808	0,001	0,225	

Abreviaturas: EVA 35°. Etil vinil acetato; Dure, dureza; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.2.10.3. Prueba T diferencias con EVA 45

En el material EVA 45 hemos comprobado que la dureza inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $46,00 \pm 3,46$  (° Shore A) y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la dureza es de  $45,67 \pm 4,04$ , (° Shore A) por lo que ha disminuido su dureza de forma no significativa ( $P=0,918$ ). Ver Tabla 4.34.

No existen diferencias significativas entre la dureza del EVA 45° antes de someterla a compresiones mecánicas siendo de  $46,00 \pm 3,46$  (° Shore A) con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $48,00 \pm 3,46$  (° Shore A), ( $P=0,622$ ), y en el retropié con un valor de  $46,67 \pm 2,30$  (° Shore A), ( $P=0,840$ ).

Cuando observamos los resultados al comparar la dureza después de las compresiones mecánicas en la zona del mediopié con un resultado de  $48,00 \pm 3,46$  (° Shore A) con la zona del retropié cuyo valor es de  $46,67 \pm 2,30$  (° Shore A), comprobamos que no existen diferencias significativas ( $P=0,184$ ), por lo que la dureza en ambas regiones son similares.

**Tabla 4.34.** Dureza del material de ortopedia EVA 45° antes y después de someterlo a compresiones mecánicas en las zonas del antepié, mediopié y retropié.

Dureza	M±SD	Dure-pre	Dure. Post-antepié	Dure. Post-mediopié	Dure. Post-retropié
Dure-pre	46,00 ±3,464				
Dure-post-antepié	45,67 ±4,041	0,918			
Dure-post-mediopié	48,00 ±3,464	0,622	0,250		
Dure-post-retropié	46,67 ±2,309	0,840	0,580	0,184	

Abreviaturas: EVA 45°. Etil vinil acetato; Dure, dureza; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.2.10.4. Prueba T diferencias con Plastazote

En el material Plastazote hemos comprobado que la dureza inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $16,67 \pm 1,15$  (° Shore A) y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la dureza es de  $26,00 \pm 2,00$ , (° Shore A) por lo que ha aumentado su dureza de forma significativa ( $P=0,020$ ). Ver Tabla 4.35.

Existen diferencias significativas entre la dureza del Plastazote antes de someterle a compresiones mecánicas siendo su dureza de  $16,67 \pm 1,15$  (° Shore A) con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $22,67 \pm 1,15$  (° Shore A), ( $P=0,020$ ), y en el retropié con un valor de  $23,67 \pm 1,52$  (° Shore A), ( $P=0,007$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de Plastazote a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la dureza en la zona del antepié con un valor de  $26,00 \pm 2,00$  (° Shore A) no presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $22,67 \pm 1,15$  (° Shore A), siendo más dura la del antepié ( $P= 0,130$ ) y con la zona

del retropié con un valor de  $23,67 \pm 1,52$  ( $^{\circ}$  Shore A), siendo más dura la zona del antepié ( $P=0,118$ ).

Cuando observamos los resultados al comparar la dureza después de las compresiones mecánicas en la zona del mediopié con un resultado de  $22,67 \pm 1,15$  ( $^{\circ}$  Shore A) con la zona del retropié cuyo valor es de  $23,67 \pm 1,52$  ( $^{\circ}$  Shore A), comprobamos que no existen diferencias significativas ( $P=0,225$ ), por lo que la dureza en ambas regiones son similares.

**Tabla 4.35.** Dureza del material de ortopedia Plastazote antes y después de someterlo a compresiones mecánicas en las zonas del antepié, mediopié y retropié.

Dureza	M $\pm$ SD	Dure-pre	Dure. Post-antepié	Dure. Post-mediopié	Dure. Post-retropié
Dure-pre	16,67 $\pm 1,155$				
Dure-post-antepié	26,00 $\pm 2,000$	0,020			
Dure-post-mediopié	22,67 $\pm 1,155$	0,020	0,130		
Dure-post-retropié	23,67 $\pm 1,528$	0,007	0,118	0,225	

Abreviaturas: Dure, dureza; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.2.10.5. Prueba T diferencias con Pelite

En el material Pelite hemos comprobado que la dureza inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $46,67 \pm 1,15$  ( $^{\circ}$  Shore A) y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la dureza es de  $45,33 \pm 1,52$ , ( $^{\circ}$  Shore A) su dureza no varía de forma significativa ( $P=0,456$ ). Ver Tabla 4.36.

Existen diferencias significativas entre la dureza del Pelite antes de someterle a compresiones mecánicas siendo su dureza de  $46,67 \pm 1,15$  (° Shore A) con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $38,67 \pm 1,15$  (° Shore A), ( $P=0,020$ ), y en el retropié con un valor de  $39,33 \pm 1,15$  (° Shore A), ( $P=0,008$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de Pelite a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la dureza en la zona del antepié con un valor de  $45,33 \pm 1,52$  (° Shore A) presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $38,67 \pm 1,15$  (° Shore A), ( $P=0,002$ ) y con la zona del retropié con un valor de  $39,33 \pm 1,15$  (° Shore A), no presenta diferencias significativas ( $P=0,059$ ).

Cuando observamos los resultados al comparar la dureza después de las compresiones mecánicas en la zona del mediopié con un resultado de  $38,67 \pm 1,15$  (° Shore A) con la zona del retropié cuyo valor es de  $39,33 \pm 1,15$  (° Shore A), comprobamos que no existen diferencias significativas ( $P=0,667$ ), por lo que la dureza en ambas regiones son similares.

**Tabla 4.36.** Dureza del material de ortopedia Pelite antes y después de someterlo a compresiones mecánicas en las zonas del antepié, mediopié y retropié.

Dureza	M $\pm$ SD	Dure-pre	Dure. Post-antepié	Dure. Post-mediopié	Dure. Post-retropié
Dure-pre	46,67 $\pm 1,155$				
Dure-post-antepié	45,33 $\pm 1,528$	0,456			
Dure-post-mediopié	38,67 $\pm 1,155$	0,020	0,002		
Dure-post-retropié	39,33 $\pm 1,155$	0,008	0,059	0,667	

Abreviaturas: Dure, dureza; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.2.10.6. Prueba T diferencias con Poron-8

En el material Poron-8 hemos comprobado que la dureza inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $12,67 \pm 1,15$  (° Shore A) y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la dureza es de  $9,00 \pm 1,00$ , (° Shore A) su dureza disminuye de forma significativa ( $P=0,035$ ). Ver Tabla 4.37.

Si existen diferencias significativas entre la dureza del Poron-8 antes de someterle a compresiones mecánicas siendo su dureza de  $12,67 \pm 1,15$  (° Shore A) con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $9,33 \pm 0,57$  (° Shore A), ( $P=0,045$ ), y no existen diferencias significativas con el retropié con un valor de  $9,67 \pm 0,57$  (° Shore A), ( $P=0,065$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de Poron-8 a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la dureza en la zona del antepié con un valor de  $9,00 \pm 1,00$  (° Shore A) no presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de dureza de  $9,33 \pm 0,57$  (° Shore A), ( $P=0,423$ ) y con la zona del retropié con un valor de dureza  $9,67 \pm 0,57$  (° Shore A), no presenta diferencias significativas. ( $P=0,423$ )

Cuando observamos los resultados al comparar la dureza después de las compresiones mecánicas en la zona del mediopié con un resultado de  $9,33 \pm 0,57$  (° Shore A) con la zona del retropié cuyo valor es de  $9,67 \pm 0,57$  (° Shore A), comprobamos que no existen diferencias significativas ( $P=0,423$ ), por lo que la dureza en ambas regiones son similares.

**Tabla 4.37.** Dureza del material de ortopedia Poron-8 antes y después de someterlo a compresiones mecánicas en las zonas del antepié, mediopié y retropié.

Dureza	M±SD	Dure-pre	Dure. Post-antepié	Dure. Post-mediopié	Dure. Post-retropié
Dure-pre	12,67 ±1,155				
Dure-post-antepié	9,00 ±1,000	0,035			
Dure-post-mediopié	9,33 ±0,577	0,045	0,423		
Dure-post-retropié	9,67 ±0,577	0,065	0,423	0,423	

Abreviaturas: Dure, dureza; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.2.10.7. Prueba T diferencias con Poron-15

En el material Poron-15 hemos comprobado que la dureza inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $17,67 \pm 1,15$  (° Shore A) y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la dureza es de  $16,00 \pm 1,00$ , (° Shore A) su dureza sí varía de forma significativa ( $P=0,038$ ). Ver Tabla 4.38.

No existen diferencias significativas entre la dureza del Poron-15 antes de someterlo a compresiones mecánicas siendo su dureza de  $17,67 \pm 1,15$  (° Shore A) con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $16,67 \pm 1,52$  (° Shore A), ( $P=0,225$ ), y tampoco existen diferencias significativas con el retropié con un valor de  $16,33 \pm 0,057$  (° Shore A), ( $P=0,057$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de Poron-15 a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la dureza en la zona del antepié con un valor de  $16,00 \pm 1,00$  (° Shore A) no presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un

valor de dureza de  $16,67 \pm 1,52$  ( $^{\circ}$  Shore A), ( $P= 0,225$ ) y con la zona del retropié con un valor de dureza  $16,33 \pm 0,57$  ( $^{\circ}$  Shore A), ( $P=0,057$ ) no presenta diferencias significativas.

Cuando observamos los resultados al comparar la dureza después de las compresiones mecánicas en la zona del mediopié con un resultado de  $16,67 \pm 1,52$  ( $^{\circ}$  Shore A) con la zona del retropié cuyo valor es de  $16,33 \pm 0,57$  ( $^{\circ}$  Shore A), comprobamos que no existen diferencias significativas ( $P=0,423$ ), por lo que la dureza en ambas regiones son similares.

**Tabla 4.38.** Dureza del material de ortopedia Poron-15 antes y después de someterlo a compresiones mecánicas en las zonas del antepié, mediopié y retropié.

Dureza	M $\pm$ SD	Dure-pre	Dure. Post-antepié	Dure. Post-mediopié	Dure. Post-retropié
Dure-pre	17,67 $\pm 1,155$				
Dure-post-antepié	16,00 $\pm 1,000$	0,038			
Dure-post-mediopié	16,67 $\pm 1,528$	0,225	0,184		
Dure-post-retropié	16,33 $\pm 0,577$	0,057	0,667	0,423	

Abreviaturas: Dure, dureza; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

### 4.3. Resultado de la medición de la resiliencia de los siete materiales estudiados antes y después de realizar los ciclos de estrés a compresión

En todos los ensayos se midió la resiliencia en % de rebote.

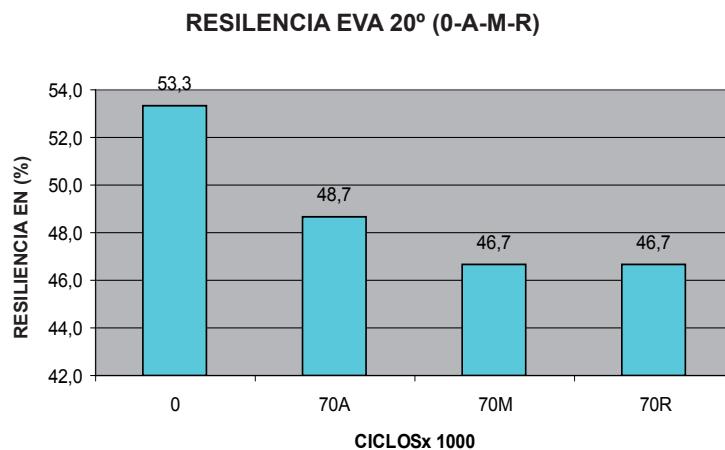
#### 4.3.1. Resiliencia de EVA-20 de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la resiliencia del material de ortopedia denominado EVA 20 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas, siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos hasta llegar a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 70.000 ciclos, se ha vuelto a medir la resiliencia en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.39 y se detalla en la Figura 4.15.

**Tabla 4.39.** Resiliencia del material EVA 20, antes y después de ser sometido a 70.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié. Medida en % de rebote.

Ciclos	Resi. 0 ciclos	Resi. a 70.000 en zona antepié	Resi. a 70.000 en zona mediopié	Resi. a 70.000 en zona retropié
M-1	54	50	48	48
M-2	54	48	46	46
M-3	52	48	46	46
Media	53,3	48,7	46,7	46,7

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada; Resi, Resiliencia.



**Figura 4.15.** Resiliencia del material EVA 20, a 0 ciclos y a 70.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; 0, Eva 0 ciclos; 70 A; Eva sometido a 70.000 ciclos en la zona del antepié; 70 M; Eva sometido a 70.000 ciclos en la zona del mediopié; 70 R, Eva sometido a 70.000 ciclos en la zona del retropié.

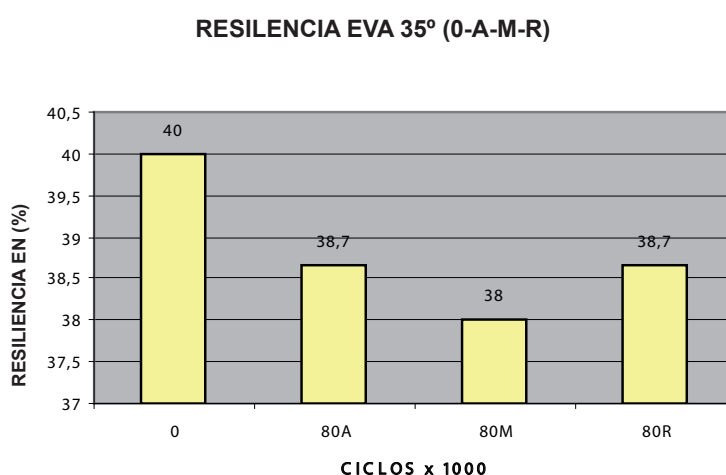
#### 4.3.2. Resiliencia de EVA-35 de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la resiliencia del material de ortopedia denominado EVA 35 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas, siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos hasta llegar a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 80.000 ciclos, se ha vuelto a medir la resiliencia en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.40 y se detalla en la Figura 4.16.

**Tabla 4.40.** Resiliencia del material EVA 35, antes y después de ser sometido a 80.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié. Medida en % de rebote.

Ciclos	Resi. 0 ciclos	Resi. a 80.000 en zona antepie	Resi. a 80.000 en zona mediopie	Resi. a 80.000 en zona retropié
M-1	38	40	36	40
M-2	40	38	38	38
M-3	42	38	40	38
Media	40	38,7	38	38,7

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada; Resi, Resiliencia.



**Figura 4.16.** Resiliencia del material EVA 35, a 0 ciclos y a 80.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; 0, Eva 0 ciclos; 80 A; Eva sometido a 80.000 ciclos en la zona del antepie; 80 M; Eva sometido a 80.000 ciclos en la zona del mediopie; 80 R, Eva sometido a 80.000 ciclos en la zona del retropié.

### 4.3.3. Resiliencia de EVA-45 de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

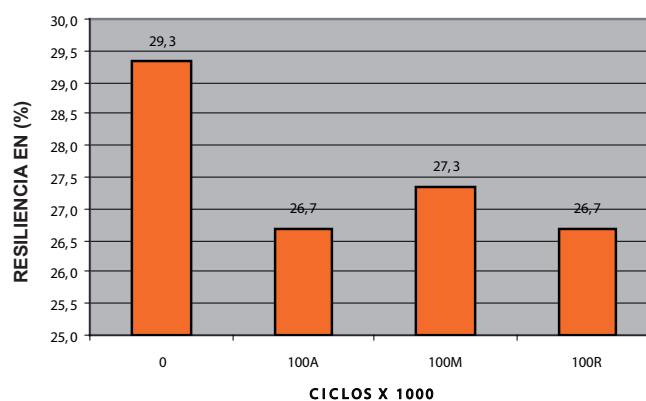
Se ha realizado la medición de la resiliencia del material de ortopedia denominado EVA 45 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas, siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos, este material no ha llegado a perder el 50% de su espesor inicial a los 100.000 ciclos en la zona del antepié, se ha vuelto a medir la resiliencia en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.41 y se detalla en la Figura 4.17.

**Tabla 4.41.** Resiliencia del material EVA 45, antes y después de ser sometido a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié. Medida en % de rebote.

Ciclos	Resi. 0 ciclos	Resi. a 100.000 en zona antepié	Resi. a 100.000 en zona mediopié	Resi. a 100.000 en zona retropié
M-1	28	28	28	26
M-2	30	26	28	28
M-3	30	26	26	26
Media	29,3	26,7	27,3	26,7

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada; Resi, Resiliencia.

**RESILIENCIA EVA 45° (0-A-M-R)**



**Figura 4.17.** Resiliencia del material EVA 45, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; 0, Eva 0 ciclos; 1000 A; Eva sometido a 100.000 ciclos en la zona del antepié; 100 M; Eva sometido a 100.000 ciclos en la zona del mediopie; 100 R, Eva sometido a 100.000 ciclos en la zona del retropié.

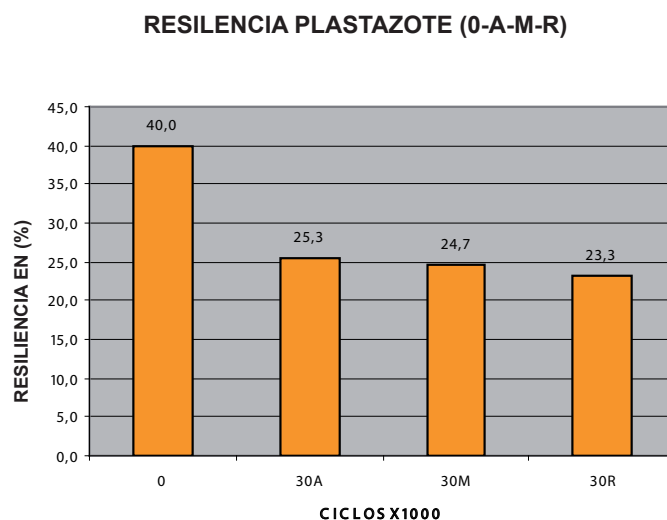
#### 4.3.4. Resiliencia de Plastazote de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la resiliencia del material de ortopedia denominado Plastazote en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas, siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos hasta llegar a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 30.000 ciclos, se ha vuelto a medir la resiliencia en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.42 y se detalla en la Figura 4.18.

**Tabla 4.42.** Resiliencia del material Plastazote, antes y después de ser sometido a 30.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié. Medida en % de rebote.

Ciclos	Resi. 0 ciclos	Resi. a 30.000 en zona antepié	Resi. a 30.000 en zona mediopie	Resi. a 30.000 en zona retropié
M-1	40	24	26	24
M-2	40	26	24	22
M-3	40	26	24	24
Media	40,0	25,3	24,7	23,3

Abreviaturas: M, muestra analizada; Resi, Resiliencia.



**Figura 4.18.** Resiliencia del material Plastazote, a 0 ciclos y a 30.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Abreviaturas: 0, Plastazote 0 ciclos; 30 A; Plastazote sometido a 30.000 ciclos en la zona del antepié; 30 M; Plastazote sometido a 30.000 ciclos en la zona del mediopie; 30 R, Plastazote sometido a 30.000 ciclos en la zona del retropié.

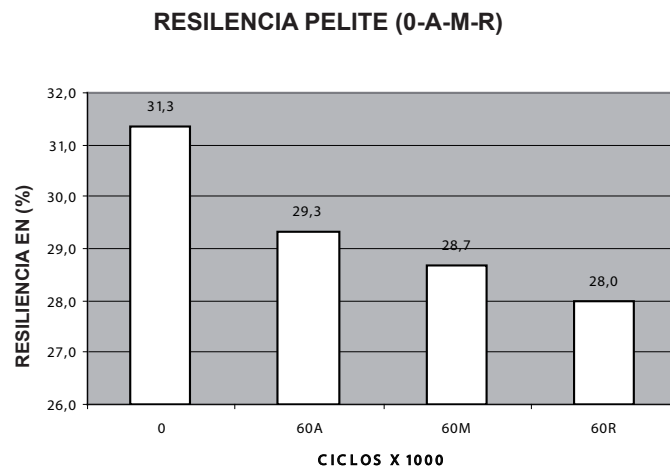
#### 4.3.5. Resiliencia de Pelite de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la resiliencia del material de ortopedia denominado Pelite en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas, siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos hasta llegar a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 60.000 ciclos, se ha vuelto a medir la resiliencia en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.43 y se detalla en la Figura 4.19.

**Tabla 4.43.** Resiliencia del material Pelite, antes y después de ser sometido a 60.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié. Medida en % de rebote.

Ciclos	Resi. 0 ciclos	Resi. a 60.000 en zona antepié	Resi. a 60.000 en zona mediopié	Resi. a 60.000 en zona retropié
M-1	30,0	28,0	28,0	28,0
M-2	32,0	30,0	28,0	28,0
M-3	32,0	30,0	30,0	28,0
Media	31,3	29,3	28,7	28,0

Abreviaturas: M, muestra analizada; Resi, Resiliencia.



**Figura 4.19.** Resiliencia del material Pelite, a 0 ciclos y a 60.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Abreviaturas: 0, Pelite 0 ciclos; 60 A; Pelite sometido a 60.000 ciclos en la zona del antepié; 60 M; Pelite sometido a 60.000 ciclos en la zona del mediopie; 60 R, Pelite sometido a 60.000 ciclos en la zona del retropié.

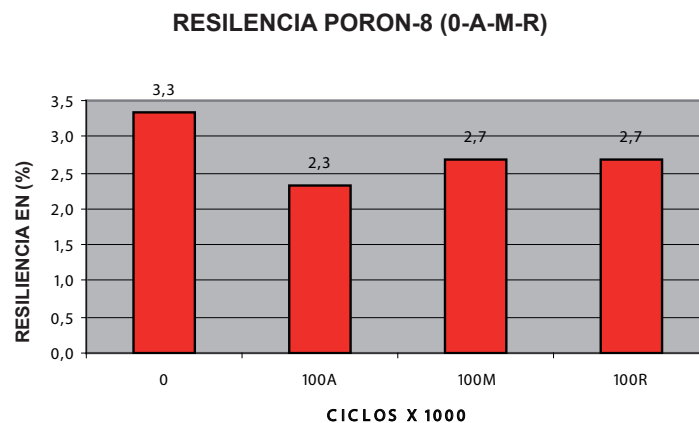
#### 4.3.6. Resiliencia de Poron-8 de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la resiliencia del material de ortopedia denominado Poron-8 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas, siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos, este material no llega a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, cuando se llegó a los 100.000 ciclos, se ha vuelto a medir la resiliencia en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.44 y se detalla en la Figura 4.20.

**Tabla 4.44.** Resiliencia del material Poron-8, antes y después de ser sometido a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié. Medida en % de rebote.

Ciclos	Resi. 0 ciclos	Resi. a 100.000 en zona antepié	Resi. a 100.000 en zona mediopie	Resi. a 100.000 en zona retropié
M-1	3	2	3	2
M-2	4	3	3	3
M-3	3	2	2	3
Media	3,3	2,3	2,7	2,7

Abreviaturas: M, muestra analizada; Resi, Resiliencia.



**Figura 4.20.** Resiliencia del material Poron-8, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Abreviaturas: 0, Poron-8 a 0 ciclos; 100 A; Poron-8 sometido a 100.000 ciclos en la zona del antepié; 100 M; Poron-8 sometido a 100.000 ciclos en la zona del mediopie; 100 R, Poron-8 sometido a 100.000 ciclos en la zona del retropié.

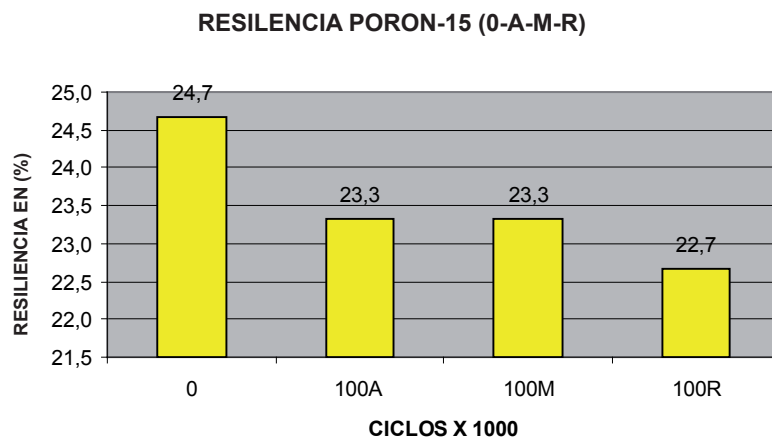
#### 4.3.7. Resiliencia de Poron-15 de 5 mm de espesor inicial, antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la resiliencia del material de ortopedia denominado Poron-15 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas, siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos, este material no llega a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, cuando se llegó a los 100.000 ciclos, se ha vuelto a medir la resiliencia en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.45 y se detalla en la Figura 4.21.

**Tabla 4.45.** Resiliencia del material Poron-15, antes y después de ser sometido a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié. Medida en % de rebote.

Ciclos	Resi. 0 ciclos	Resi. a 100.000 en zona antepié	Resi. a 100.000 en zona mediopié	Resi. a 100.000 en zona retropié
M-1	24	22	24	24
M-2	26	24	24	22
M-3	24	24	22	22
Media	24,7	23,3	23,3	22,7

Abreviaturas: M, muestra analizada; Resi, Resiliencia.



**Figura 4.21.** Resiliencia del material Poron-15, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Abreviaturas: 0, Poron-15 a 0 ciclos; 100 A; Poron-15 sometido a 100.000 ciclos en la zona del antepié; 100 M; Poron-15 sometido a 100.000 ciclos en la zona del mediopié; 100 R, Poron-15 sometido a 100.000 ciclos en la zona del retropié.

#### 4.3.8. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de resiliencia en los materiales estudiados antes de ser sometidos a compresiones mecánicas

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o palmillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados antes de realizar las compresiones mecánicas para determinar la resiliencia de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una resiliencia media de 31,000 ± 15,821, ver Tabla 4.46, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,968**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2(N=7) presentan una resiliencia media de 32,285 ± 15,467 ver Tabla 4.46, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,784**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una resiliencia media de 31,857 ± 15,667, ver Tabla 4.46, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,758**), por lo que se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.46.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su resiliencia en tres muestra de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados, antes de ser sometidos a compresiones mecánicas.

		Resiliencia pre 1	Resiliencia pre 2	Resiliencia pre 3
N		7	7	7
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	31,000	32,285	31,857
	Desviación típica	15,821	15,467	15,667
Diferencias más extremas	Absoluta	,186	,199	,167
	Positiva	,142	,166	,116
	Negativa	,186	,199	,167
Z de Kolmogorov-Smirnov		,493	,527	,442
Sig. asintót. (bilateral)		,968	,784	,758

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos.  
Abreviaturas: Pre, antes de someter la muestra del material a compresiones mecánicas; 1, primera muestra; 2, segunda muestra; 3, tercera muestra.

#### 4.3.8.1. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de resiliencia en los materiales de ortopedia después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del antepié

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o plantillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados después de realizar las compresiones mecánicas para determinar la resiliencia de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una resiliencia media de  $27,714 \pm 15,030$ , ver Tabla 4.47, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,920$ ), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2(N=7) presentan una resiliencia media de  $27,857 \pm 13,861$  ver Tabla 4.47 no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,784$ ), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una resiliencia media de  $27,714 \pm 14,162$ , ver Tabla 4.47, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,758$ ), por lo que se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.47.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su resiliencia en tres muestras de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados, después de ser sometidos a compresiones mecánicas, en la zona del antepié.

	Resiliencia post A1	Resiliencia post A2	Resiliencia post A3	
N	7	7	7	
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	27,714	27,857	27,714
	Desviación típica	15,030	13,861	14,162
	Absoluta	,209	,248	,254
	Positiva	,207	,153	,150
	Negativa	,209	,248	,254
Z de Kolmogorov-Smirnov	,553	,655	,671	
Sig. asintót. (bilateral)	,920	,784	,758	

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos.

Abreviaturas: Post, después de someter la muestra del material a compresiones mecánicas; A1, primera muestra; A2, segunda muestra; A3, tercera muestra.

#### 4.3.8.2. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de resiliencia en los materiales de ortopedia después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del mediopie

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o plantillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados después de realizar las compresiones mecánicas para determinar la resiliencia de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una resiliencia media de  $27,571 \pm 13,587$ , ver Tabla 4.48, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,759$ ), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2(N=7) presentan una resiliencia media de  $27,285 \pm 13,400$  ver Tabla 4.48, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,730$ ), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una resiliencia media de  $27,142 \pm 14,135$ , ver Tabla 4.48, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,902$ ), por lo que se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.48.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su resiliencia en tres muestra de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados, después de ser sometidos a compresiones mecánicas, en la zona del mediopie.

		Resiliencia post M1	Resiliencia post M2	Resiliencia post M3
N		7	7	7
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	27,571	27,285	27,142
	Desviación típica	13,587	13,400	14,135
	Absoluta	,253	,260	,215
	Positiva	,202	,193	,134
	Negativa	,253	,260	,215
Z de Kolmogorov-Smirnov		,671	,689	,569
Sig. asintót. (bilateral)		,759	,730	,902

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos.  
Abreviaturas: Post, después de someter la muestra del material a compresiones mecánicas; M1, primera muestra; M2, segunda muestra; M3, tercera muestra.

#### 4.3.8.3. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de resiliencia en los materiales de ortopedia después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del retropié

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o plantillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados después de realizar las compresiones mecánicas para determinar la resiliencia de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una resiliencia media de  $27,428 \pm 14,455$ , ver Tabla 4.49, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,716**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2(N=7) presentan una resiliencia media de  $26,714 \pm 13,597$  ver Tabla 4.49, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,882**), por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una resiliencia media de  $26,714 \pm 14,499$ , ver Tabla 4.49, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,885**), por lo que se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.49.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su resiliencia en tres muestras de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados, después de ser sometidos a compresiones mecánicas, en la zona del retropié.

		Resiliencia post R1	Resiliencia post R2	Resiliencia post R3
N		7	7	7
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	27,428	26,714	26,714
	Desviación típica	14,455	13,597	14,499
	Absoluta	,263	,222	,221
	Positiva	,199	,177	,176
	Negativa	,263	,222	,221
Z de Kolmogorov-Smirnov		,697	,586	,584
Sig. asintót. (bilateral)		,716	,882	,885

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos.  
Abreviaturas: Post, después de someter la muestra del material a compresiones mecánicas; R1, primera muestra; R2, segunda muestra; R3, tercera muestra.

### 4.3.9. Análisis de fiabilidad de la resiliencia de todos los materiales. Antes y después de ser sometidos a ciclos de compresión

#### 4.3.9.1. Análisis de fiabilidad de la resiliencia Pre-estrés

Los datos de fiabilidad obtenidos en la medición de la resiliencia de los materiales, antes de ser sometidos a ciclos de compresión, formados por el ICC y el SEM, están representados en la Tabla 4.50 Todos presentaron un ICC > 0,90. Siguiendo las recomendaciones de que las mediciones clínicas con coeficientes de fiabilidad superiores a 0,90 mejoran la probabilidad de que la medición sea válida, (Port Ney, 2009). Habiéndonos marcado en nuestro estudio un ICC=0,90 como una medición muy fiable.

Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores: SEM=0,036, para todos los materiales.

#### 4.3.9.2. Análisis de fiabilidad de la resiliencia Post-estrés Antepié

Los datos de fiabilidad obtenidos en cada medición de la resiliencia en la zona de antepié, en los diferentes materiales de ortopedia, formados por el ICC y el SEM están representados en la Tabla 4.50.

Todos presentaron un ICC > 0,90. Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores: SEM= 0,035, para todos los materiales, en el post-estrés mecánico en la zona del antepié.

**Tabla 4.50.** Fiabilidad en la medición de la resiliencia en cada material, antes y después de ser sometidos a ciclos de compresión en antepié, mediopié y retropié.

IC 95%				
Resiliencia	ICC	Limite inferior	Límite superior	SEM
Pre-estrés	,998	,983	,999	0,036
Post-estrés antepié	,998	,992	1,000	0,035
Post-estrés mediopie	,997	,988	,999	0,047
Post- estrés retropié	,998	,994	1,000	0,042

Abreviaturas: ICC, Coeficiente de Correlación Intraclase; SEM, Error estándar de medición; IC, Intervalo de confianza.

#### 4.3.9.3. Análisis de fiabilidad de la resiliencia Post-estrés Mediopié

Los datos de fiabilidad obtenidos en cada medición de resiliencia en la zona del **mediopié** en los diferentes materiales de ortopedia, realizados mediante el ICC y el SEM están representados en la Tabla 4.50. Todos presentaron un ICC > 0,90.

Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores: SEM=0,047.

#### 4.3.9.4. Análisis de fiabilidad de la resiliencia Post-estrés Retropié

Los datos de fiabilidad obtenidos en cada medición de resiliencia realizada en la zona del **retropié** en los diferentes materiales de ortopedia, realizados mediante el ICC y el SEM están representados en la Tabla 4.50.

Todos presentaron un ICC > 0,90. Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores: SEM= 0,042.

#### 4.3.10.1. Prueba T diferencias con EVA 20 para la medición de la resiliencia

Se han analizado si existen diferencias significativas en los resultados obtenidos entre los materiales estudiados cuando se midió la **resiliencia** antes y después de someterlos a ciclos de compresión en la zona de antepié, mediopié y retropié hasta que la zona de antepié perdiera el 50% de su espesor inicial. Ver Tabla 4.46.

En el material EVA 20° hemos comprobado que la resiliencia inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $53,333 \pm 1,154$  % de rebote y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la resiliencia es de  $48,666 \pm 1,159$  % de rebote, por lo que ha disminuido su resiliencia de forma significativa ( $P=0,023$ ).

Igualmente existen diferencias significativas entre la resiliencia del EVA 20° antes de someterla a compresiones mecánicas siendo de  $53,333 \pm 1,154$ , con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $46,700 \pm 1,126$ , ( $P=0,010$ ), y en el retropié con un valor de densidad  $46,633 \pm 1,184$ , ( $P=0,011$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material EVA 20° a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la resiliencia en la zona del antepié con un valor de  $48,666 \pm 1,159$  presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $46,700 \pm 1,126$ , ( $P=0,000$ ) y con la zona del retropié, con un valor de  $46,633 \pm 1,184$  ( $P=0,000$ ) siendo significativamente más resiliente la del antepié.

Y que la zona del mediopié con un valor de  $46,700 \pm 1,126$  no presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de resiliencia de  $46,633 \pm 1,184$ , teniendo las dos una resiliencia similar, ( $P=0,184$ ).

**Tabla 4.46.** En la que se muestra el valor de la resiliencia de EVA 20, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: resiliencia-pre y resiliencia-post en antepié, mediopié y retropié. La resiliencia se midió en % de rebote.

Resiliencia	M $\pm$ SD	Resi.pre	Resi. Post-antepié	Resi. Post-mediopié	Resi. Post-retropié
Resi.pre	53,333 $\pm 1,154$				
Resi. Postantepié	48,666 $\pm 1,159$	0,023			
Resi. postmediopié	46,700 $\pm 1,126$	0,010	0,000		
Resi. Postretropié	46,633 $\pm 1,184$	0,011	0,000	0,184	

Abreviaturas: EVA 20°. Etil vinil acetato; Resi, Resiliencia; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.3.10.2. Prueba T diferencias con EVA 35 para la medición de la resiliencia

Se han analizado si existen diferencias significativas en los resultados obtenidos entre los materiales de ortopedia cuando se midió la **resiliencia** antes y después de someterlos a ciclos de compresión en la zona del antepié, mediopié y retropié hasta que la zona del antepié perdiera el 50% de su espesor inicial. Ver Tabla 4.47.

En el material EVA 35° hemos comprobado que la resiliencia inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $40,000 \pm 2,000$  % de rebote y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la resiliencia es de  $38,666 \pm 1,154$  % de rebote, por lo que no ha disminuido su resiliencia de forma significativa ( $P=0,529$ ).

Igualmente no existen diferencias significativas entre la resiliencia del EVA 35° antes de someterla a compresiones mecánicas siendo de  $40,000 \pm 2,000$ , con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $38,000 \pm 2,000$ , ( $P=0,529$ ), y en el retropié con un valor de densidad  $38,666 \pm 1,154$ , ( $P=0,529$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material EVA 35° a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la resiliencia en la zona del antepié con un valor de  $38,666 \pm 1,154$  no presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $38,000 \pm 2,000$ , ( $P=0,742$ ) ni con la zona del retropié, con un valor de  $38,666 \pm 1,154$  ( $P=0,742$ ). Las tres zonas tienen una resiliencia similar.

Y que la zona del mediopié con un valor de  $38,000 \pm 2,000$  no presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de resiliencia de  $38,666 \pm 1,154$ , teniendo las dos una resiliencia similar, ( $P=0,742$ ).

**Tabla 4.47.** En la que se muestra el valor de la resiliencia de EVA 35, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: resiliencia-pre y resiliencia-post en antepié, mediopié y retropié. La resiliencia se midió en % de rebote.

Resiliencia	M±SD	Resi.pre	Resi. Post-antepié	Resi. Post-mediopié	Resi. Post-retropié
Resi.pre	40,000 ±2,000				
Resi. Postantepié	38,666 ±1,154	0,529			
Resi. postmediopié	38,000 ±2,000	0,529	0,742		
Resi. Postretropié	38,666 ±1,154	0,529	0,742	0,742	

Abreviaturas: EVA 35°. Etil vinil acetato; Resi, Resiliencia; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.3.10.3. Prueba T diferencias con EVA 45 para la medición de la resiliencia

Se han analizado si existen diferencias significativas en los resultados obtenidos entre los materiales de ortopedia cuando se midió la **resiliencia** antes y después de someterlos a ciclos de compresión en la zona del antepié, mediopié y retropié hasta que la zona del antepié perdiera el 50% de su espesor inicial. Ver Tabla 4.48.

En el material EVA 45° hemos comprobado que la resiliencia inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $29,333 \pm 1,154$  % de rebote y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la resiliencia es de  $26,666 \pm 1,154$  % de rebote, por lo que no ha disminuido su resiliencia de forma significativa ( $P=0,184$ ).

Igualmente no existen diferencias significativas entre la resiliencia del EVA 45° antes de someterla a compresiones mecánicas siendo de  $29,333 \pm 1,154$ , con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $27,333 \pm 1,154$ , ( $P=0,225$ ), y en el retropié con un valor de densidad  $26,666 \pm 1,154$ , ( $P=0,057$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material EVA 45° a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la resiliencia en la zona del antepié con un valor de  $26,666 \pm 1,154$  no presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $27,333 \pm 1,154$ , ( $P=0,423$ ) ni con la zona del retropié, con un valor de  $26,666 \pm 1,154$  ( $P=1,000$ ). Las tres zonas tienen una resiliencia similar.

Y que la zona del mediopié con un valor de  $27,333 \pm 1,154$  no presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de resiliencia de  $26,666 \pm 1,154$ , teniendo las dos una resiliencia similar, ( $P=0,423$ ).

**Tabla 4.48.** En la que se muestra el valor de la resiliencia de EVA 45, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: resiliencia-pre y resiliencia-post en antepié, mediopié y retropié. La resiliencia se midió en % de rebote.

Resiliencia	M $\pm$ SD	Resi.pre	Resi. Post-antepié	Resi. Post-mediopié	Resi. Post-retropié
Resi.pre	29,333 $\pm 1,154$				
Resi. postantepié	26,666 $\pm 1,154$	0,184			
Resi. postmediopié	27,333 $\pm 1,154$	0,225	0,423		
Resi. postretropié	26,666 $\pm 1,154$	0,057	1,000	0,423	

Abreviaturas: EVA 45°. Etil vinil acetato; Resi, Resiliencia; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.3.10.4. Prueba T diferencias con Plastazote para la medición de la resiliencia

Se han analizado si existen diferencias significativas en los resultados obtenidos entre los materiales de ortopedia cuando se midió la **resiliencia** antes y después de someterlos a ciclos de compresión en la zona del antepié, mediopié y retropié hasta que la zona del antepié perdiera el 50% de su espesor inicial. Ver Tabla 4.49.

En el material Plastazote hemos comprobado que la resiliencia inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $40,000 \pm 0,000$ , % de rebote y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la resiliencia es de  $25,333 \pm 1,154$  % de rebote, por lo que ha disminuido su resiliencia de forma significativa ( $P=0,002$ ).

Igualmente existen diferencias significativas entre la resiliencia del Plastazote antes de someterla a compresiones mecánicas siendo de  $40,000 \pm 0,000$ , con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $24,666 \pm 1,154$ , ( $P=0,002$ ), y en el retropié con un valor de resiliencia  $23,333 \pm 1,154$ , ( $P=0,002$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material Plastazote a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la resiliencia en la zona del antepié con un valor de  $25,333 \pm 1,154$  no presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $24,666 \pm 1,154$ , ( $P=0,667$ ) ni con la zona del retropié, con un valor de  $23,333 \pm 1,154$  ( $P=0,225$ ). Las tres zonas tienen una resiliencia similar.

Y que la zona del mediopié con un valor de  $24,666 \pm 1,154$  no presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de resiliencia de  $23,333 \pm 1,154$ , teniendo las dos una resiliencia similar, ( $P=0,184$ ).

**Tabla 4.49.** En la que se muestra el valor de la resiliencia de Plastazote, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: resiliencia-pre y resiliencia-post en antepié, mediopié y retropié. La resiliencia se midió en % de rebote.

Resiliencia	M $\pm$ SD	Resi.pre	Resi. Post-antepié	Resi. Post-mediopié	Resi. Post-retropié
Resi.pre	40,000 $\pm 0,000$				
Resi. Postantepié	25,333 $\pm 1,154$	0,002			
Resi. postmediopié	24,666 $\pm 1,154$	0,002	0,667		
Resi. Postretropié	23,333 $\pm 1,154$	0,002	0,225	0,184	

Abreviaturas: Resi, Resiliencia; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.3.10.5. Prueba T diferencias con Pelite para la medición de la resiliencia

Se han analizado si existen diferencias significativas en los resultados obtenidos entre los materiales de ortopedia cuando se midió la **resiliencia** antes y después de someterlos a ciclos de compresión en la zona del antepié, mediopié y retropié hasta que la zona del antepié perdiera el 50% de su espesor inicial. Ver Tabla 4.50.

En el material Pelite hemos comprobado que la resiliencia inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $31,333 \pm 1,154$ , % de rebote y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la resiliencia es de  $29,333 \pm 1,159$  % de rebote, por lo que ha disminuido su resiliencia de forma significativa ( $P=0,001$ ).

También existen diferencias significativas entre la resiliencia del Pelite antes de someterla a compresiones mecánicas siendo este valor de  $31,333 \pm 1,154$ , con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $28,666 \pm 1,154$ , ( $P=0,037$ ), y en el retropié con un valor de resiliencia  $28,000 \pm 0,000$ , ( $P=0,038$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material Pelite a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la resiliencia en la zona del antepié con un valor de  $29,333 \pm 1,159$  no presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $28,666 \pm 1,154$ , ( $P=0,451$ ) ni con la zona del retropié, con un valor de  $28,000 \pm 0,000$  ( $P=0,185$ ). Las tres zonas tienen una resiliencia similar.

Y que la zona del mediopié con un valor de  $28,666 \pm 1,154$  no presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de resiliencia de  $28,000 \pm 0,000$ , teniendo las dos una resiliencia similar, ( $P=0,423$ ).

**Tabla 4.50.** En la que se muestra el valor de la resiliencia de Pelite, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: resiliencia-pre y resiliencia-post en antepié, mediopié y retropié. La resiliencia se midió en % de rebote.

Resiliencia	M±SD	Resi.pre	Resi. Post-antepié	Resi. Post-mediopié	Resi. Post-retropié
Resi.pre	31,333 ±1,154				
Resi. postantepié	29,333 ±1,159	0,001			
Resi. postmediopié	28,666 ±1,154	0,037	0,451		
Resi. postretropié	28,000 ±1,000	0,038	0,185	0,423	

Abreviaturas: Resi, Resiliencia; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.3.10.6. Prueba T diferencias con Poron-8 para la medición de la resiliencia

Se han analizado si existen diferencias significativas en los resultados obtenidos entre los materiales de ortopedia cuando se midió la **resiliencia** antes y después de someterlos a ciclos de compresión en la zona del antepié, mediopié y retropié hasta que la zona del antepié perdiera el 50% de su espesor inicial. Ver Tabla 4.51.

En el material de Poron-8 hemos comprobado que la resiliencia inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $3,333 \pm 0,577$ , % de rebote y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la resiliencia es de  $2,333 \pm 0,585$  % de rebote, por lo que ha disminuido su resiliencia de forma significativa ( $P=0,003$ ).

No existen diferencias significativas entre la resiliencia del Poron-8 antes de someterla a compresiones mecánicas siendo este valor de  $3,333 \pm 0,577$ , con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $2,666 \pm 0,577$ , ( $P=0,184$ ), y en el retropié con un valor de resiliencia  $2,666 \pm 0,577$ , ( $P=0,184$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material Poron-8 a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la resiliencia en la zona del antepié con un valor de  $2,333 \pm 0,585$  no presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $2,666 \pm 0,577$ , ( $P=0,362$ ) ni con la zona del retropié, con un valor de  $2,666 \pm 0,577$  ( $P=0,477$ ). Las tres zonas tienen una resiliencia similar.

Y que la zona del mediopié con un valor de  $2,666 \pm 0,577$  no presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de resiliencia de  $2,666 \pm 0,577$ , teniendo las dos una resiliencia similar, ( $P=1,000$ ).

**Tabla 4.51.** En la que se muestra el valor de la resiliencia de Poron-8, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: resiliencia-pre y resiliencia-post en antepié, mediopié y retropié. La resiliencia se midió en % de rebote.

Resiliencia	M±SD	Resi.pre	Resi. Post-antepié	Resi. Post-mediopié	Resi. Post-retropié
Resi.pre	3,333 ±0,577				
Resi. postantepié	2,333 ±0,585	0,003			
Resi. postmediopié	2,666 ±0,577	0,184	0,362		
Resi. postretropié	2,666 ±0,577	0,184	0,477	1,000	

Abreviaturas: Resi, Resiliencia; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.3.10.7. Prueba T diferencias con Poron-15 para la medición de la resiliencia

Se han analizado si existen diferencias significativas en los resultados obtenidos entre los materiales de ortopedia cuando se midió la **resiliencia** antes y después de someterlos a ciclos de compresión en la zona del antepié, mediopié y retropié hasta que la zona del antepié perdiera el 50% de su espesor inicial. Ver Tabla 4.52.

En el material de Poron-15 hemos comprobado que la resiliencia inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $24,666 \pm 1,154$ , % de rebote y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la resiliencia es de  $23,333 \pm 1,154$  % de rebote, por lo que no ha variado su resiliencia de forma significativa ( $P=0,184$ ).

No existen diferencias significativas entre la resiliencia del Poron-15 antes de someterla a compresiones mecánicas siendo este valor de  $24,666 \pm 1,154$ , con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $23,333 \pm 1,154$ , ( $P=0,184$ ), y en el retropié con un valor de resiliencia  $22,666 \pm 1,154$ , ( $P=0,225$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material Poron-15 a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la resiliencia en la zona del antepié con un valor de  $23,333 \pm 1,154$  no presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $23,333 \pm 1,154$ , ( $P=1,000$ ) ni con la zona del retropié, con un valor de  $22,666 \pm 1,154$  ( $P=0,677$ ). Las tres zonas tienen una resiliencia similar.

Y que la zona del mediopié con un valor de  $23,333 \pm 1,154$  no presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de resiliencia de  $22,666 \pm 1,154$ , teniendo las dos una resiliencia similar, ( $P=0,423$ ).

**Tabla 4.52.** En la que se muestra el valor de la resiliencia de Poron-15, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: resiliencia-pre y resiliencia-post en antepié, mediopié y retropié. La resiliencia se midió en % de rebote.

Resiliencia	M $\pm$ SD	Resi.pre	Resi. Post-antepié	Resi. Post-mediopié	Resi. Post-retropié
Resi.pre	24,666 $\pm 1,154$				
Resi. postantepié	23,333 $\pm 1,154$	0,184			
Resi. postmediopié	23,333 $\pm 1,154$	0,184	1,000		
Resi. postretropié	22,666 $\pm 1,154$	0,225	0,677	0,423	

Abreviaturas: Resi, Resiliencia; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.4. Resultado de la medida de la histéresis en los siete materiales estudiados, antes y después de realizar los ciclos de estrés a compresión

En todos los ensayos se midió la histéresis en (KJ/m<sup>3</sup>).

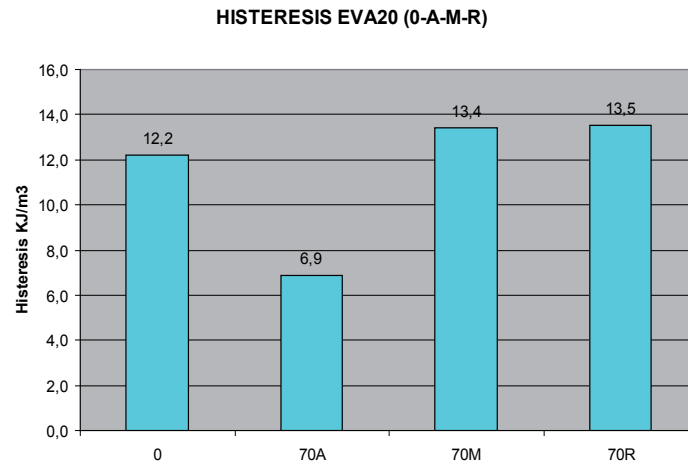
##### 4.4.1. Histéresis de EVA20 de 5 mm de espesor inicial antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la histéresis del material de ortopedia denominado EVA 20 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas, siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos hasta llegar a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 70.000 ciclos, se ha vuelto a medir la histéresis en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.53 y se detalla en la Figura 4.22.

**Tabla 4.53.** Histeresis del material EVA 20, antes y después de ser sometido a 70.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié. Medida (KJ/m<sup>3</sup>).

Ciclos	Histe. 0 ciclos	Histe. a 70.000 en zona antepié	Histe. a 70.000 en zona mediopie	Histe. a 70.000 en zona retropié
M-1	13,2	7,8	13,7	13,8
M-2	11,7	6,2	13,4	13,6
M-3	11,6	6,9	13,2	13,2
Media	12,2	7,0	13,4	13,5

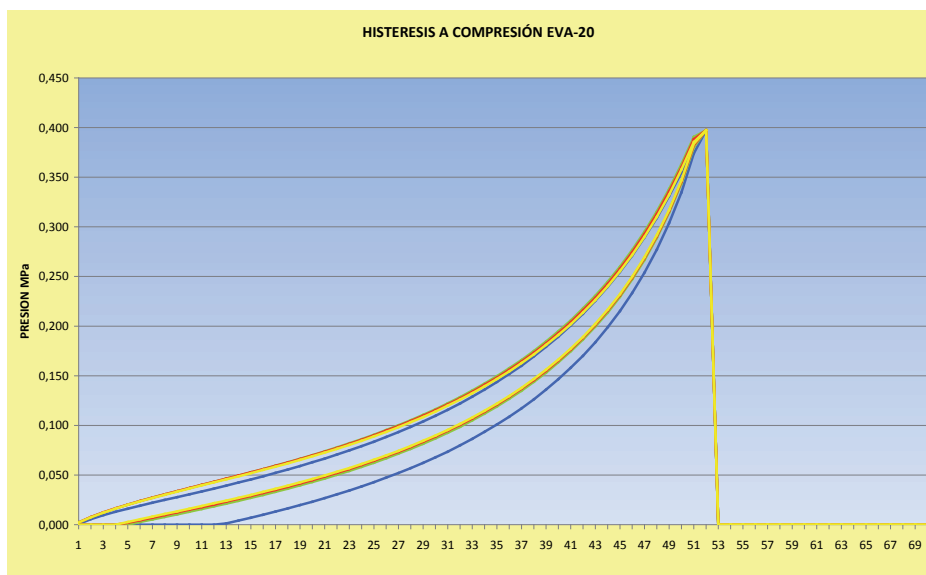
Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada; Histe, Histéresis.



**Figura 4.22.** Histéresis del material EVA 20, a 0 ciclos y a 70.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; 0, Eva 0 ciclos; 70 A; Eva sometido a 70.000 ciclos en la zona del antepié; 70 M; Eva sometido a 70.000 ciclos en la zona del mediopie; 70 R, Eva sometido a 70.000 ciclos en la zona del retropié. (KJ/m<sup>3</sup>) Kilojulios por metro cúbico.

En la Figura 4.23 se indica las gráficas de histéresis que se han obtenido para el material EVA-20 antes de someterlo a estrés mecánico, se aprecian cuatro trazados y tomamos el trazado en tinta roja que es el cuarto trazado, donde se considera que el material ya se ha estabilizado, siempre el primer registro suele tener una magnitud mayor, según el efecto Moullin.



**Figura 4.23.** Se indican los cuatro ciclos de Histeresis del material EVA20°. Abreviaturas: EVA, Etil vinil acetato; MPa, Megapascal. En abcisas (0,1mm).

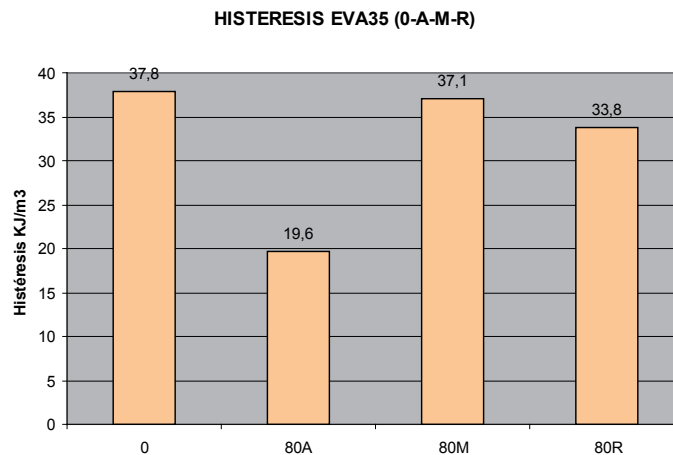
#### 4.4.2. Histéresis de EVA35 de 5 mm de espesor inicial antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la histéresis del material de ortopedia denominado EVA 35 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas, siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopie y retropié cada 10.000 ciclos hasta llegar a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 80.000 ciclos, se ha vuelto a medir la histéresis en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopie y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.54 y se detalla en la Figura 4.24.

**Tabla 4.54.** Histéresis del material EVA 35, antes y después de ser sometido a 80.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopie y retropié. Medida (KJ/m<sup>3</sup>).

Ciclos	Histe. 0 ciclos	Histe. a 80.000 en zona antepie	Histe. a 80.000 en zona mediopie	Histe. a 80.000 en zona retropié
M-1	38,2	20,0	37,4	32,9
M-2	37,6	19,4	37,2	33,1
M-3	37,5	19,6	36,8	33,8
Media	37,8	19,7	37,1	33,2

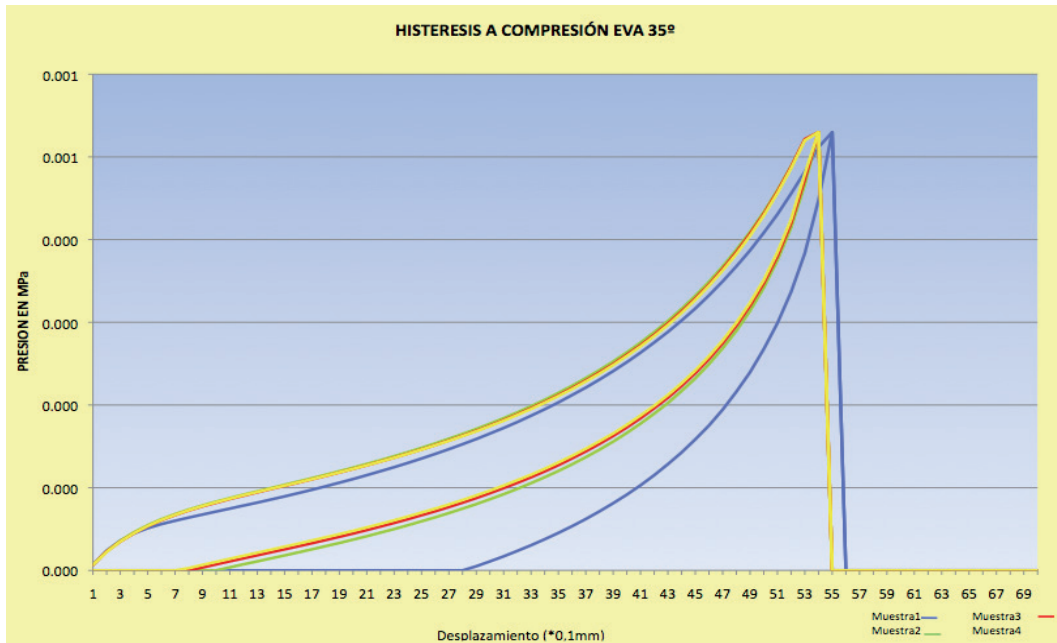
Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada; Histe, Histéresis.



**Figura 4.24.** Histeresis del material EVA 35, a 0 ciclos y a 80.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopie y retropié.

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; 0, Eva 0 ciclos; 80 A; Eva sometido a 80.000 ciclos en la zona del antepie; 80 M; Eva sometido a 80.000 ciclos en la zona del mediopie; 80 R, Eva sometido a 80.000 ciclos en la zona del retropié. (KJ/m<sup>3</sup>) Kilojulios por metro cúbico.

En la Figura 4.25 se indica las gráficas de histéresis que se han obtenido para el material EVA-35 antes de someterlo a estrés mecánico, se aprecian cuatro trazados y tomamos el cuarto trazado en tinta roja que es en el que se considera que el material ya se ha estabilizado.



**Figura 4.25.** Se indican los cuatro ciclos de Histeresis del material EVA35°. Abreviaturas: EVA, Etil vinil acetato; MPa, Megapascal. En abcisas (0,1mm).

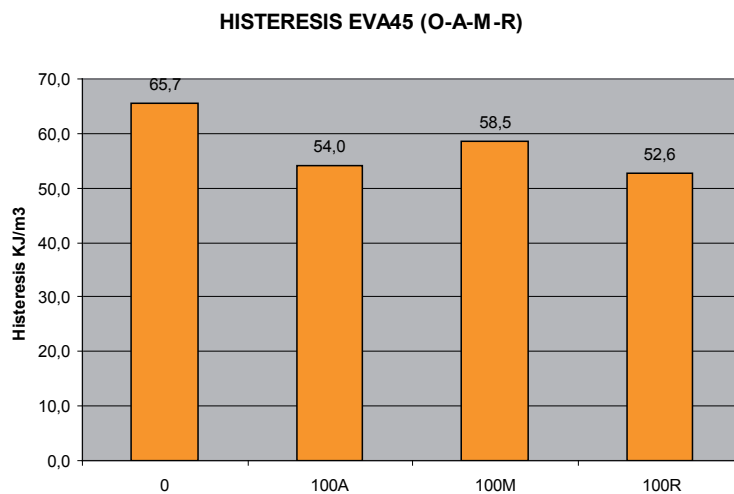
#### 4.4.3. Histéresis de EVA45 de 5 mm de espesor inicial antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la histéresis del material de ortopedia denominado EVA 45 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas, siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos no llega a perder el 50% de su espesor inicial, a los 100.000 ciclos, se ha vuelto a medir la histéresis en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.55 y se detalla en la Figura 4.26.

**Tabla 4.55.** Histéresis del material EVA 45, antes y después de ser sometido a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopie y retropié. Medida (KJ/m<sup>3</sup>).

Ciclos	Histe. 0 ciclos	Histe. a 100.000 en zona antepie	Histe. a 100.000 en zona mediopie	Histe. a 100.000 en zona retropié
M-1	65,4	53,2	58,8	52,4
M-2	65,6	54,6	58,1	53,4
M-3	66,0	54,1	58,5	52,1
Media	65,7	54,1	58,5	52,6

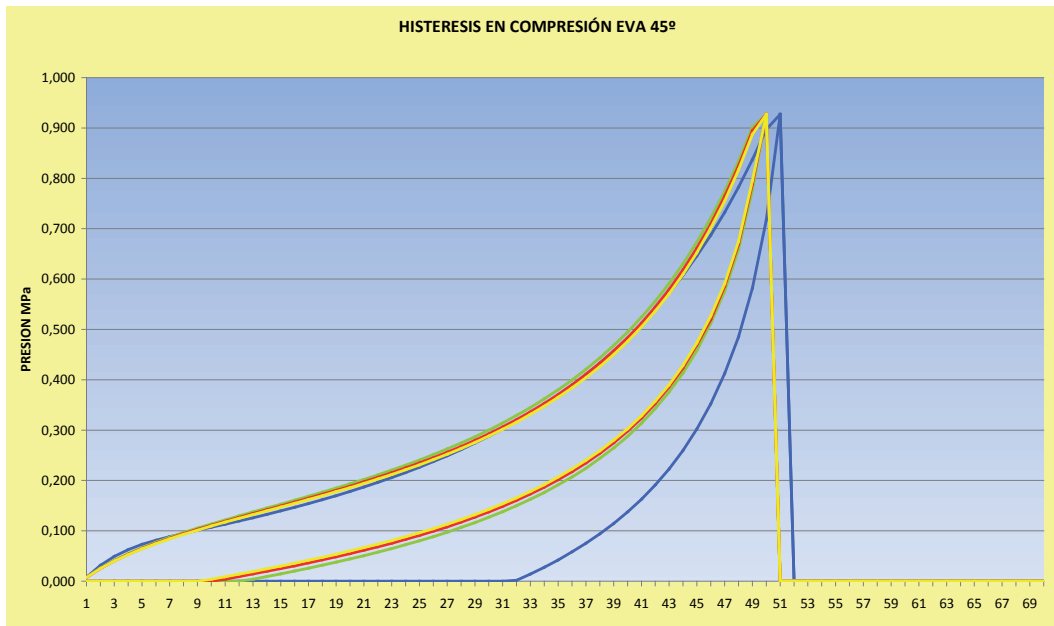
Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada; Histe, Histéresis.



**Figura 4.26.** Histeresis del material EVA 45, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopie y retropié.

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; 0, Eva 0 ciclos; 100 A; Eva sometido a 100.000 ciclos en la zona del antepié; 100 M; Eva sometido a 100.000 ciclos en la zona del mediopie; 100 R, Eva sometido a 100.000 ciclos en la zona del retropié. (KJ/m<sup>3</sup>) Kilojulios por metro cúbico.

En la Figura 4.27 se indica las gráficas de histéresis que se han obtenido para el material EVA-45 antes de someterlo a estrés mecánico, se aprecian cuatro trazados y tomamos el cuarto trazado en tinta roja que es en el que se considera que el material ya se ha estabilizado.



**Figura 4.27.** Se indican los cuatro ciclos de Histeresis del material EVA45°. Abreviaturas: EVA, Etil vinil acetato; MPa, Megapascal. En abscisas (0,1mm).

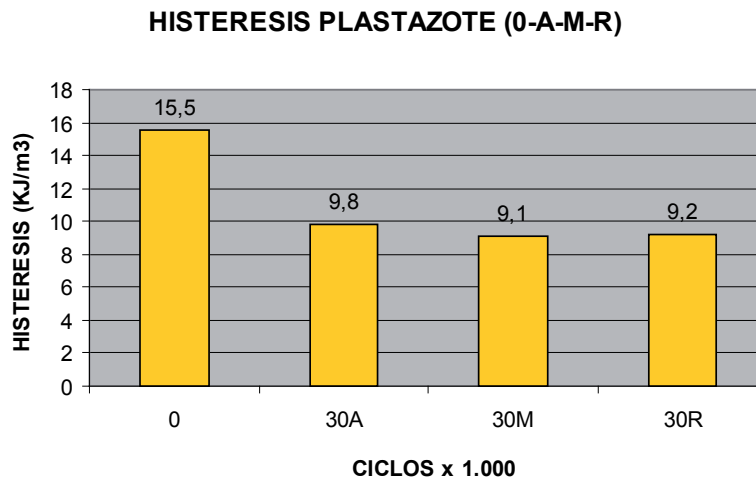
#### 4.4.4. Histéresis de Plastazote de 5 mm de espesor inicial antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la histéresis del material de ortopedia denominado Plastazote en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas, siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos hasta llegar a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 30.000 ciclos, se ha vuelto a medir la histéresis en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.56 y se detalla en la Figura 4.28.

**Tabla 4.56.** Histéresis del material PLASTAZOTE, antes y después de ser sometido a 30.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié. Medida (KJ/m<sup>3</sup>).

Ciclos	Histe. 0 ciclos	Histe. a 30.000 en zona antepié	Histe. a 30.000 en zona mediopie	Histe. a 30.000 en zona retropié
M-1	16,0	9,8	9,4	8,9
M-2	15,4	9,7	9,2	9,2
M-3	15,3	9,9	8,8	9,5
Media	15,6	9,8	9,1	9,2

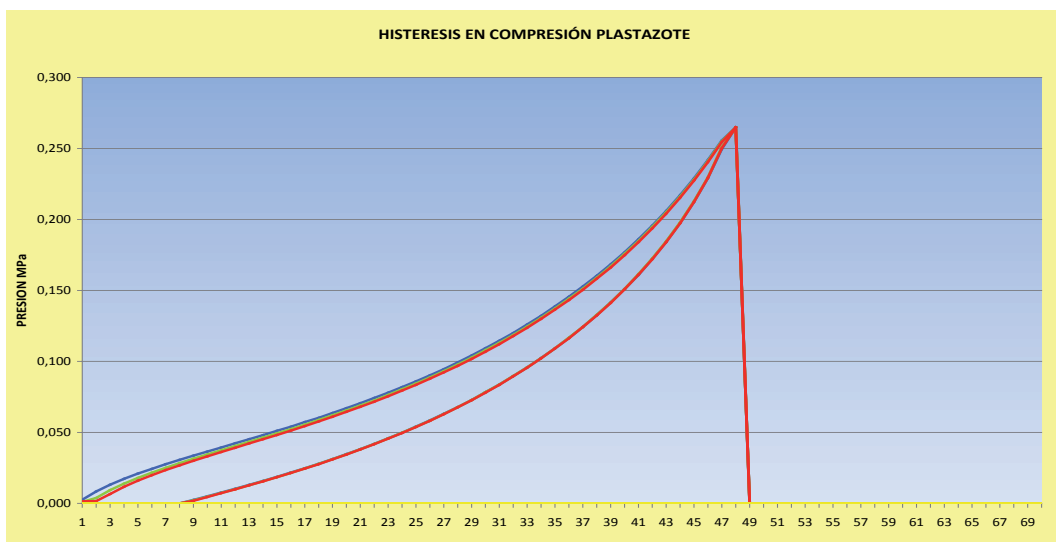
Abreviaturas: M, muestra analizada;. Histe, Histéresis.



**Figura 4.28.** Histeresis del material Plastazote, a 0 ciclos y a 30.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopie y retropié.

Abreviaturas: 0, Eva 0 ciclos; 30 A; Plastazote sometido a 30.000 ciclos en la zona del antepie; 30 M; Plastazote sometido a 30.000 ciclos en la zona del mediopie; 30 R, Plastazote sometido a 30.000 ciclos en la zona del retropié. (KJ/m<sup>3</sup>) Kilojulios por metro cúbico.

En la Figura 4.29 se indica las gráficas de histéresis que se han obtenido para el material Plastazote antes de someterlo a estrés mecánico, se aprecian cuatro trazados y tomamos el cuarto trazado en tinta roja que es en el que se considera que el material ya se ha estabilizado.



**Figura 4.29.** Se indican los cuatro ciclos de Histeresis del material Plastazote. Abreviaturas: MPa, Megapascal. En abscisas (0,1mm).

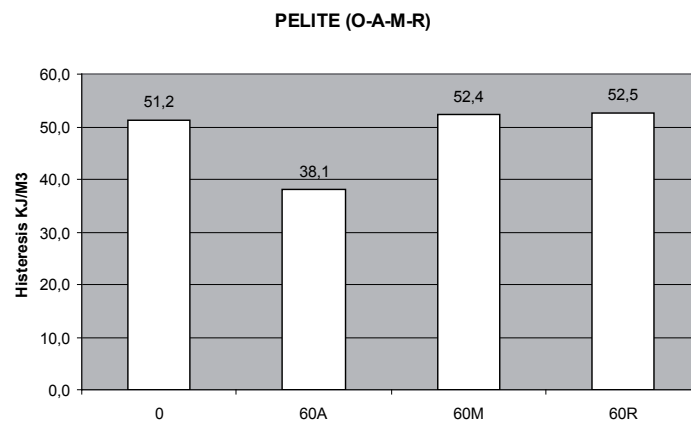
#### 4.4.5. Histéresis de Pelite de 5 mm de espesor inicial antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la histéresis del material de ortopedia denominado Pelite en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas, siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos hasta llegar a perder el 50% de su espesor inicial en la zona del antepié, que en este material ha sido tras someterlo a 60.000 ciclos, se ha vuelto a medir la histéresis en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.57 y se detalla en la Figura 4.30.

**Tabla 4.57.** Histéresis del material Pelite, antes y después de ser sometido a 60.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié. Medida ( $\text{KJ/m}^3$ ).

Ciclos	Histe. 0 ciclos	Histe. a 60.000 en zona antepie	Histe. a 60.000 en zona mediopie	Histe. a 60.000 en zona retropié
M-1	51,2	39,9	52,2	52,7
M-2	50,0	36,3	52,4	52,8
M-3	52,3	38,1	52,5	52,2
Media	51,2	38,1	52,4	52,5

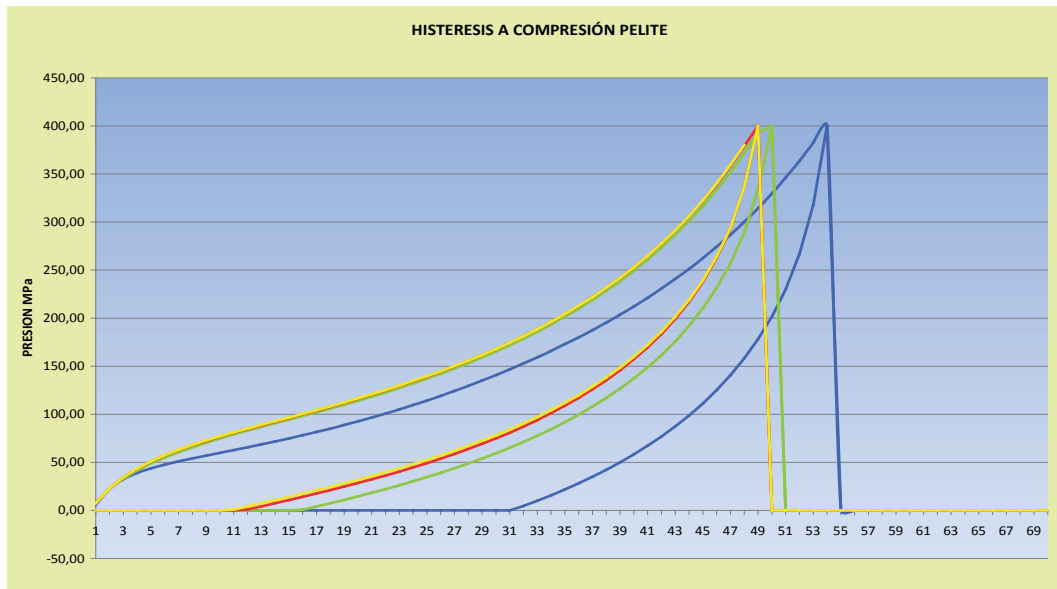
Abreviaturas: M, muestra analizada; SD, desviación estándar. Histe, Histéresis.



**Figura 4.30.** Histeresis del material Pelite, a 0 ciclos y a 60.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Abreviaturas: 0, Pelite 0 ciclos; 30 A; Pelite sometido a 60.000 ciclos en la zona del antepié; 60 M; Pelite sometido a 60.000 ciclos en la zona del mediopié; 60 R, Pelite sometido a 60.000 ciclos en la zona del retropié. ( $\text{KJ/m}^3$ ) Kilojulios por metro cúbico.

En la Figura 4.31 se indica las gráficas de histéresis que se han obtenido para el material Pelite antes de someterlo a estrés mecánico, se aprecian cuatro trazados y tomamos el cuarto trazado en tinta roja que es en el que se considera que el material ya se ha estabilizado.



**Figura 4.31.** Se indican los cuatro ciclos de Histéresis del material Pelite. Abreviaturas: MPa, Megapascal. En abscisas (0,1mm).

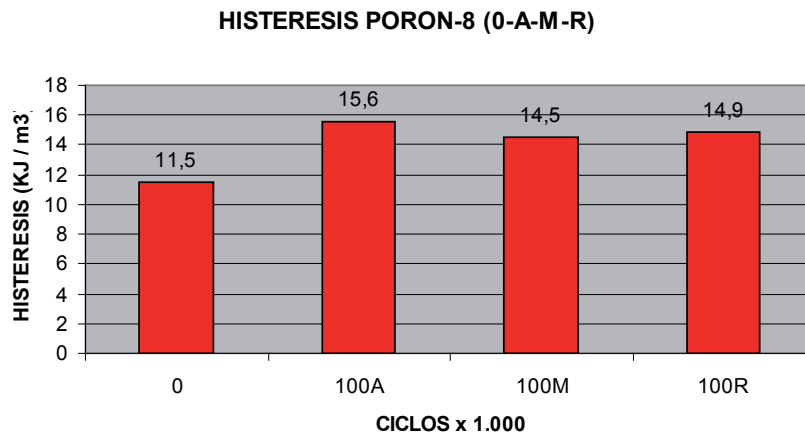
#### 4.4.6. Histéresis de Poron-8 de 5 mm de espesor inicial antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la histéresis del material de ortopedia denominado Poron-8 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas, siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos no llega a perder el 50% de su espesor inicial, a los 100.000 ciclos, se ha vuelto a medir la histéresis en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.58 y se detalla en la Figura 4.32.

**Tabla 4.58.** Histéresis del material PORON-8, antes y después de ser sometido a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié. Medida (KJ/m<sup>3</sup>).

Ciclos	Histe. 0 ciclos	Histe. a 100.000 en zona antepié	Histe. a 100.000 en zona mediopie	Histe. a 100.000 en zona retropié
M-1	11,6	15,7	14,4	14,8
M-2	11,4	15,4	14,6	15,2
M-3	11,4	15,7	14,5	14,8
Media	11,5	15,6	14,5	14,9

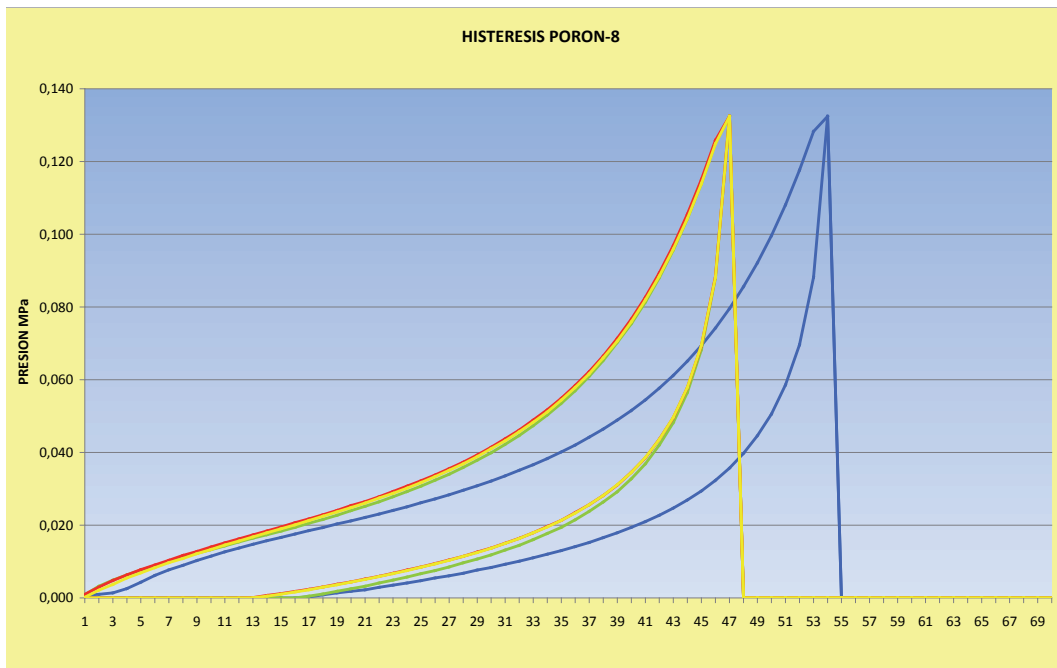
Abreviaturas: M, muestra analizada; SD, desviación estándar. Histe, Histéresis.



**Figura 4.32.** Histeresis del material Poron-8, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Abreviaturas: 0, Poron-8, 0 ciclos; 100 A; Poron-8 sometido a 100.000 ciclos en la zona del antepié; 100 M; Poron-8 sometido a 100.000 ciclos en la zona del mediopie; 100 R, Poron-8 sometido a 100.000 ciclos en la zona del retropié. (KJ/m<sup>3</sup>) Kilojulios por metro cúbico.

En la Figura 4.33 se indica las gráficas de histéresis que se han obtenido para el material Poron-8 antes de someterlo a estrés mecánico, se aprecian cuatro trazados y tomamos el cuarto trazado en tinta roja que es en el que se considera que el material ya se ha estabilizado.



**Figura 4.33.** Se indican los cuatro ciclos de Histeresis del material Poron-8. La presión la medimos en Megapascuales. Abreviaturas: MPa, Megapascal. En abcisas (0,1mm).

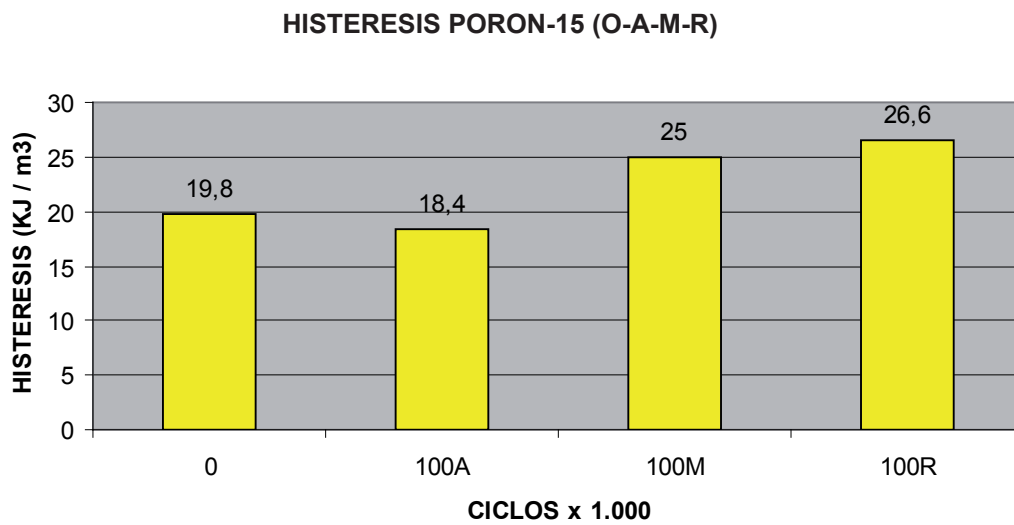
#### 4.4.7. Histéresis de Poron-15 de 5 mm de espesor inicial antes y después de estrés

Se ha realizado la medición de la histéresis del material de ortopedia denominado Poron-15 en tres muestras antes de ser sometido a las compresiones mecánicas, siendo su espesor inicial de 5 mm. Tras someter este material a compresiones mecánicas en la zona del antepié, mediopié y retropié cada 10.000 ciclos no llega a perder el 50% de su espesor inicial, a los 100.000 ciclos, se ha vuelto a medir la histéresis en las mismas tres muestras en las zonas correspondientes al antepié, mediopié y retropié, siendo los resultados los que se muestran en la Tabla 4.59 y se detalla en la Figura 4.34.

**Tabla 4.59.** Histéresis del material PORON-15, antes y después de ser sometido a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié. Medida (KJ/m<sup>3</sup>).

Ciclos	Histe. 0 ciclos	Histe. a 100.000 en zona antepié	Histe. a 100.000 en zona mediopie	Histe. a 100.000 en zona retropié
M-1	19,5	18,	25,2	28,0
M-2	20,8	18,4	24,9	27,2
M-3	19,2	18,5	25,0	24,8
Media	19,8	18,4	25,0	26,6

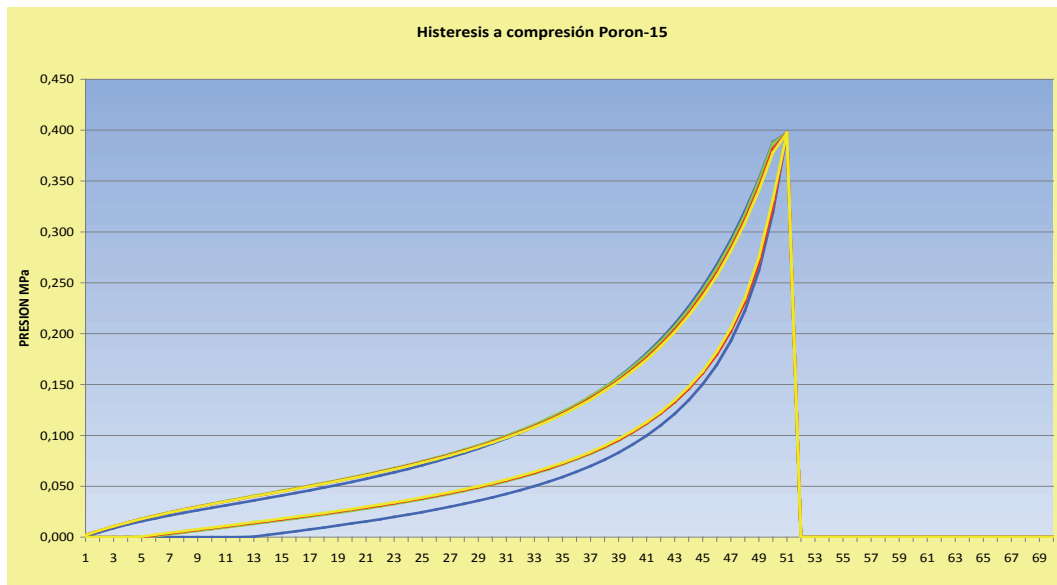
Abreviaturas: M, muestra analizada; SD, desviación estándar. Histe, Histéresis.



**Figura 4.34.** Histeresis del material Poron-15, a 0 ciclos y a 100.000 ciclos de compresión en zona del antepié, mediopié y retropié.

Abreviaturas: 0, Poron-15, 0 ciclos; 100 A; Poron-15 sometido a 100.000 ciclos en la zona del antepié; 100 M; Poron-15 sometido a 100.000 ciclos en la zona del mediopie; 100 R, Poron-15 sometido a 100.000 ciclos en la zona del retropié. (KJ/m<sup>3</sup>) Kilojulios por metro cúbico.

En la Figura 4.35 se indica las gráficas de histéresis que se han obtenido para el material Poron-15 antes de someterlo a estrés mecánico, se aprecian cuatro trazados y tomamos el cuarto trazado en tinta roja que es en el que se considera que el material ya se ha estabilizado.



**Figura 4.35.** Se indican los cuatro ciclos de Histeresis del material Poron-15. La presión la medimos en Megapascasles.

Abreviaturas: MPa, Megapascal. En abcisas (0,1mm).

#### 4.4.8. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de histeresis en los materiales de ortopedia antes de ser sometidos a compresiones mecánicas

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o palmillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados antes de realizar las compresiones mecánicas para determinar la histeresis de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una histeresis media de  $30,714 \pm 21,176$ , ver Tabla 4.60, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,672$ ), se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2(N=7) presentan una histeresis media de  $30,367 \pm 21,237$  ver Tabla 4.60, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,793$ ), se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una histéresis media de  $30,466 \pm 21,857$ , ver Tabla 4.60 no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,692$ ), se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.60.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su resiliencia en tres muestra de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados, antes de ser sometidos a compresiones mecánicas.

		Histéresis pre 1	Histéresis pre 2	Histéresis pre 3
N		7	7	7
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	30,714	30,367	30,466
	Desviación típica	21,176	21,237	21,857
Diferencias más extremas	Absoluta	,273	,245	,269
	Positiva	,273	,245	,269
	Negativa	,183	,186	,191
Z de Kolmogorov-Smirnov		,723	,649	,712
Sig. asintót. (bilateral)		,672	,793	,692

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos.  
Abreviaturas: Pre, antes de someter la muestra del material a compresiones mecánicas; 1, primera muestra; 2, segunda muestra; 3, tercera muestra.

#### 4.4.8.1. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de histéresis en los materiales de ortopedia después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del antepié

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o palmillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados después de realizar las compresiones mecánicas para determinar la histéresis de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una histéresis media de 24,274

$\pm 18,352$ , ver Tabla 4.61, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,531**), se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2(N=7) presentan una histéresis media de  $23,071 \pm 17,541$  ver Tabla 4.61, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,567**), se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una histéresis media de  $23,253 \pm 16,867$ , ver Tabla 4.61, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,556**), se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.61.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su histéresis en tres muestra de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados, después de ser sometidos a compresiones mecánicas, en la zona del antepie.

	Histéresis post A1	Histéresis post A2	Histéresis post A3	
N	7	7	7	
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	24,274	23,071	23,253
	Desviación típica	18,352	17,541	16,867
	Absoluta	,306	,297	,300
	Positiva	,306	,297	,300
	Negativa	,184	,168	,166
Z de Kolmogorov-Smirnov	,808	,786	,793	
Sig. asintót. (bilateral)	,531	,567	,556	

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos.

Abreviaturas: Post, después de someter la muestra del material a compresiones mecánicas; A1, primera muestra; A2, segunda muestra; A3, tercera muestra.

#### 4.4.8.2. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de histéresis en los materiales de ortopedia después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del mediopie

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o palmillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados después de realizar las compresiones mecánicas para determinar la histéresis de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una histéresis media de  $32,428 \pm 18,232$ , ver tabla 1, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,866**), ver Tabla 4.62, por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2(N=7) presentan una histéresis media de  $31,685 \pm 18,089$  ver Tabla 4.62, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,895**), se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una histéresis media de  $31,440 \pm 18,326$ , ver Tabla 4.62, no siendo dichos valores estadísticamente significativos (**P=0,919**), se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.62.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su histéresis en tres muestra de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados, después de ser sometidos a compresiones mecánicas, en la zona del mediopie.

	Histéresis post M1	Histéresis post M2	Histéresispost M3
N	7	7	7
Parámetros normales <sup>a,b</sup>			
Media	32,428	31,685	31,440
Desviación típica	18,232	18,089	18,326
Absoluta	,226	,218	,209
Positiva	,226	,218	,209
Negativa	,162	,168	,162
Z de Kolmogorov-Smirnov	,599	,576	,553
Sig. asintót. (bilateral)	,866	,895	,919

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos. Abreviaturas: Post, después de someter la muestra del material a compresiones mecánicas; M1, primera muestra; M2, segunda muestra; M3, tercera muestra.

#### 4.4.8.3. Resultados para la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de histéresis en los materiales de ortopedia después de ser sometidos a compresiones mecánicas en la zona del retropié

Los resultados obtenidos tras realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov en tres muestras o palmillas ortopédicas en cada uno de los 7 materiales de ortopedia estudiados después de realizar las compresiones mecánicas para determinar la histéresis de las muestras, presentan para la muestra 1 (N=7) una histéresis media de  $30,647 \pm 15,438$ , ver Tabla 4.63, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,975$ ), se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 2(N=7) presentan una histéresis media de  $30,857 \pm 15,983$  ver Tabla 4.63, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,972$ ), se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

Los valores obtenidos para la Muestra 3 (N=7) presentan una histéresis media de  $29,843 \pm 16,214$ , ver Tabla 4.63, no siendo dichos valores estadísticamente significativos ( $P=0,954$ ), se establece que los resultados obtenidos presentan una **distribución normal**.

**Tabla 4.63.** Resultados de la prueba Kolmogorov-Smirnov tras medir su histéresis en tres muestra de cada uno de los siete materiales de ortopedia estudiados, después de ser sometidos a compresiones mecánicas, en la zona del retropié.

	Histéresis post R1	Histéresis post R2	Histéresis post R3	
N	7	7	7	
Parámetros normales <sup>a,b</sup>	Media	30,647	30,857	29,843
	Desviación típica	15,438	15,983	16,214
	Absoluta	,181	,184	,194
	Positiva	,181	,168	,194
	Negativa	,181	,184	,181
Z de Kolmogorov-Smirnov	,480	,487	,514	
Sig. asintót. (bilateral)	,975	,972	,954	

a. La distribución de contraste es la Normal. b. Se han calculado a partir de los datos.

Abreviaturas: Post, después de someter la muestra del material a compresiones mecánicas; R1, primera muestra; R2, segunda muestra; R3, tercera muestra.

#### **4.4.9. Análisis de fiabilidad de la histéresis de todos los materiales antes y después de ser sometidos a ciclos de compresión**

##### **4.4.9.1. Análisis de fiabilidad de la Histéresis Pre-estrés**

Los datos de fiabilidad obtenidos en la medición de la histéresis de los materiales, antes de ser sometidos a ciclos de compresión, formados por el ICC y el SEM, están representados en la Tabla 4.64 Todos presentaron un ICC  $> 0,90$ . Siguiendo las recomendaciones de que las mediciones clínicas con coeficientes de fiabilidad superiores a 0,90 mejoran la probabilidad de que la medición sea válida, (Portney, 2009). Habiéndonos marcado en nuestro estudio un ICC=0,90 como una medición muy fiable.

Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores: SEM=0,046, para todos los materiales.

##### **4.4.9.2. Análisis de fiabilidad de Histéresis Post-estrés Antepié**

Los datos de fiabilidad obtenidos en cada medición de la histéresis en la zona de antepié, en los diferentes materiales de ortopedia, formados por el ICC y el SEM están representados en la Tabla 4.64.

Todos presentaron un ICC  $> 0,90$ . Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores: SEM=0,037. Tabla 4.150, para todos los materiales, en el post-estrés mecánico en la zona del **antepié**.

**Tabla 4.64.** Fiabilidad en la medición de la histéresis en cada material, antes y después de ser sometidos a ciclos de compresión en antepié, mediopié y retropié.

IC 95%				
Histéresis	ICC	Limite inferior	Límite superior	SEM
Pre-estrés	1,000	0,999	1,000	0,046
Post.estrés antepié	0,999	0,995	1,000	0,037
Post estrés mediopie	0,999	0,996	1,000	0,039
Post estrés retropié	0,999	0,997	1,000	0,035

Abreviaturas: ICC, Coeficiente de Correlación Intraclase; SEM, Error estándar de medición; IC, Intervalo de confianza.

#### 4.4.9.3. Análisis de fiabilidad de Histéresis Post-estrés Mediopié

Los datos de fiabilidad obtenidos en cada medición de histéresis en la zona del **mediopié** en los diferentes materiales de ortopedia, realizados mediante el ICC y el SEM están representados en la Tabla 4.64. Todos presentaron un  $ICC > 0,90$ .

Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores:  $SEM=0,039$ .

#### 4.4.9.4. Análisis de fiabilidad de Histéresis Post-estrés Retropié

Los datos de fiabilidad obtenidos en cada medición de histéresis realizada en la zona del **retropié** en los diferentes materiales de ortopedia, realizados mediante el ICC y el SEM están representados en la Tabla 4.64.

Todos presentaron un  $ICC > 0,90$ . Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores:  $SEM= 0,035$ .

#### 4.4.10.1. Prueba T diferencias con EVA 20 para la medición de la histéresis

Se han analizado si existen diferencias significativas en los resultados obtenidos entre los materiales de ortopedia cuando se midió la **histéresis** antes y después de someterlos a ciclos de compresión en la zona del antepié, mediopié y retropié hasta que la zona del antepié perdiera el 50% de su espesor inicial. Ver Tabla 4.65.

En el material EVA 20° hemos comprobado que la histéresis inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $12,151 \pm 0,921$  (KJ/m<sup>3</sup>) y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la histéresis es de  $6,933 \pm 0,850$  (KJ/m<sup>3</sup>), por lo que ha disminuido su histéresis de forma significativa (P=0,003).

Sin embargo no existen diferencias significativas entre la histéresis del EVA 20° antes de someterla a compresiones mecánicas siendo de  $12,151 \pm 0,921$ , con otras zonas del pie, cómo en el mediopié con un resultado de  $13,360 \pm 2,640$ , (P=0,392), y en el retropié con un valor de histéresis,  $13,533 \pm 2,760$  (P=0,363).

Tras someter las diferentes zonas del material de EVA 20° a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la histéresis en la zona del antepié con un valor de  $6,933 \pm 0,850$  (KJ/m<sup>3</sup>) presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $13,360 \pm 2,640$ , (P=0,025) y con la zona del retropié, con un valor de  $13,533 \pm 2,760$  (P=0,027) teniendo significativamente más histéresis las zona de mediopié y retropié.

Y que la zona del mediopié con un valor de  $13,360 \pm 2,640$  (KJ/m<sup>3</sup>) no presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de histéresis de  $13,533 \pm 2,760$ , teniendo las dos una histéresis similar, (P=0,129).

**Tabla 4.65.** En la que se muestra el valor de la histéresis de EVA 20, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: histéresis-pre y post en antepié, mediopié y retropié. La histéresis se midió en (KJ/m<sup>3</sup>).

Histéresis	M±SD	Histe.pre	Histe. Post-antepié	Histe. Post-mediopié	Histe. Post-retropié
Histe.pre	12,151 ±0,921				
Histe. Post antepié	6,933 ±0,850	0,003			
Histe. Post mediopié	13,360 ±2,640	0,392	0,025		
Histe. Post retropié	13,533 ±2,760	0,363	0,027	0,129	

Abreviaturas: EVA 20°. Etil vinil acetato; Histe, Histéresis; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.4.10.2. Prueba T diferencias con EVA 35 para la medición de la histéresis

En el material EVA 35° hemos comprobado que la histéresis inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $37,760 \pm 0,352$  (KJ/m<sup>3</sup>) y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la histéresis es de  $19,613 \pm 0,426$  (KJ/m<sup>3</sup>), por lo que ha disminuido su histéresis de forma significativa ( $P=0,000$ ). Ver Tabla 4.66.

Sin embargo no existen diferencias significativas entre la histéresis del EVA 35° antes de someterla a compresiones mecánicas siendo su valor de histéresis  $37,760 \pm 0,352$  con la zona del mediopié con un resultado de,  $37,133 \pm 5,120$  ( $P=0,844$ ), y si existe diferencia significativa con el retropié con un valor de histéresis,  $33,760 \pm 0,906$  ( $P=0,029$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de EVA 35° a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos

encontrado que la histéresis en la zona del antepié con un valor de  $19,613 \pm 0,426$  ( $\text{KJ/m}^3$ ) presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $37,133 \pm 5,120$ , ( $P=0,023$ ) y con la zona del retropié, con un valor de  $33,760 \pm 0,906$  ( $P=0,003$ ) teniendo significativamente más histéresis las zona de mediopié, seguida del retropié y menor la del antepié.

Y que la zona del mediopié con un valor de  $37,133 \pm 5,120$  ( $\text{KJ/m}^3$ ) no presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de histéresis de  $33,760 \pm 0,906$ , teniendo las dos una histéresis similar, ( $P=0,435$ ).

**Tabla 4.66.** En la que se muestra el valor de la histéresis de EVA 35, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: histéresis-pre y post en antepié, mediopié y retropié. La histéresis se midió en ( $\text{KJ/m}^3$ ).

Histéresis	M $\pm$ SD	Histe.pre	Histe. Post-antepié	Histe. Post-mediopié	Histe. Post-retropié
Histe.pre	37,760 $\pm 0,352$				
Histe. Post antepié	19,613 $\pm 0,426$	0,000			
Histe. Post mediopié	37,133 $\pm 0,512$	0,844	0,023		
Histe. Post retropié	33,760 $\pm 0,906$	0,029	0,003	0,435	

Abreviaturas: EVA 35°. Etil vinil acetato; Histe, Histéresis; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.4.10.3. Prueba T diferencias con EVA 45 para la medición de la histéresis

En el material EVA 45° hemos comprobado que la histéresis inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $65,666 \pm 0,315$  ( $\text{KJ/m}^3$ ) y tras someterlo a presiones mecánicas hasta los 100.000 ciclos, que no llega al 50% de su espesor en la zona del antepié, la histéresis es de  $54,053 \pm 0,382$  ( $\text{KJ/m}^3$ ), por lo que ha disminuido su histéresis de forma significativa ( $P=0,037$ ). Ver Tabla 4.67.

Existen diferencias significativas entre la histéresis del EVA 45° antes de someterla a compresiones mecánicas siendo su valor de histéresis  $65,666 \pm 0,315$  con la zona del mediopié con un resultado de  $58,493 \pm 0,253$  ( $P=0,001$ ), y también existe diferencia significativa con el retropié con un valor de histéresis  $52,593 \pm 0,166$  ( $P=0,000$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de EVA 45° a compresiones mecánicas, hemos encontrado que la histéresis en la zona del antepié con un valor de  $54,053 \pm 3,826$  ( $\text{KJ/m}^3$ ) no presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $58,493 \pm 0,253$ , ( $P=0,200$ ) y con la zona del retropié, con un valor de  $52,593 \pm 0,166$  ( $P=0,591$ ) teniendo las tres zonas una histéresis similar.

Y que la zona del mediopié con un valor de  $58,493 \pm 0,253$  ( $\text{KJ/m}^3$ ) si presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de histéresis de  $52,593 \pm 0,166$ , ( $P=0,000$ ).

**Tabla 4.67.** En la que se muestra el valor de la histéresis de EVA 45, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: histéresis-pre y post en antepié, mediopié y retropié. La histéresis se midió en ( $\text{KJ/m}^3$ ).

Histéresis	M $\pm$ SD	Histe.pre	Histe. Post-antepié	Histe. Post-mediopié	Histe. Post-retropié
Histe.pre	$65,666 \pm 0,315$				
Histe. Post antepié	$54,053 \pm 0,382$	0,037			
Histe. Post mediopié	$58,493 \pm 0,253$	0,001	0,200		
Histe. Post retropié	$52,593 \pm 0,166$	0,000	0,591	0,000	

Abreviaturas: EVA 45°. Etil vinil acetato; Histe, Histéresis; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.4.10.4. Prueba T diferencias con Plastazote para la medición de la histéresis

En el material Plastazote hemos comprobado que la histéresis inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $15,573 \pm 0,352$  (KJ/m<sup>3</sup>) y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la histéresis es de  $9,886 \pm 0,426$  (KJ/m<sup>3</sup>), por lo que ha disminuido su histéresis de forma significativa ( $P=0,007$ ). Ver Tabla 4.68.

Existen diferencias significativas entre la histéresis del Plastazote antes de someterla a compresiones mecánicas siendo su valor de histéresis  $15,573 \pm 0,352$  con la zona del mediopié con un resultado de  $9,140 \pm 0,512$  ( $P=0,018$ ), y con la zona del retropié con un valor de histéresis,  $9,226 \pm 0,906$  ( $P=0,010$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de Plastazote a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la histéresis en la zona del antepié con un valor de  $9,886 \pm 0,426$  (KJ/m<sup>3</sup>) presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $9,140 \pm 0,512$ , ( $P=0,000$ ) y con la zona del retropié, con un valor de  $9,226 \pm 0,906$  ( $P=0,007$ ) teniendo significativamente menos histéresis las zona de mediopié y retropié.

Y que la zona del mediopié con un valor de  $9,140 \pm 0,512$  (KJ/m<sup>3</sup>), no presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de histéresis de  $9,226 \pm 0,906$ , teniendo las dos zonas una histéresis similar, ( $P=0,925$ ).

**Tabla 4.68.** En la que se muestra el valor de la histéresis de Plastazote, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: histéresis-pre y post en antepié, mediopié y retropié. La histéresis se midió en (KJ/m<sup>3</sup>).

Histéresis	M±SD	Histe.pre	Histe. Post-antepié	Histe. Post-mediopié	Histe. Post-retropié
Histe.pre	15,573 ±0,352				
Histe. Post antepié	9,886 ±0,426	0,007			
Histe. Post mediopié	9,140 ±0,512	0,018	0,000		
Histe. Post retropié	9,226 ±0,906	0,010	0,007	0,925	

Abreviaturas: Histe, Histéresis; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.4.10.5. Prueba T diferencias con Pelite para la medición de la histéresis

En el material Pelite hemos comprobado que la histéresis inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $51,173 \pm 1,140$  (KJ/m<sup>3</sup>) y tras someterlo a presiones mecánicas tras perder el 50% de su espesor en la zona del antepié, la histéresis es de  $38,086 \pm 2,660$  (KJ/m<sup>3</sup>), por lo que ha disminuido su histéresis de forma significativa ( $P=0,010$ ). Ver Tabla 4.69.

No existen diferencias significativas entre la histéresis del Pelite antes de someterla a compresiones mecánicas siendo su valor de histéresis  $51,173 \pm 1,140$  con la zona del mediopié con un resultado de  $52,493 \pm 0,200$ , ( $P=0,210$ ), y con la zona del retropié con un valor de histéresis,  $52,493 \pm 0,200$  ( $P=0,210$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de Pelite a compresiones mecánicas hasta que la zona del antepié ha perdido el 50% de su espesor inicial, hemos encontrado que la histéresis en la zona del antepié con un valor de  $38,086 \pm 2,660$  (KJ/

m<sup>3</sup>) presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $52,493 \pm 0,200$ , ( $P=0,013$ ) y con la zona del retropié, con un valor de  $52,493 \pm 0,200$  ( $P=0,013$ ) teniendo significativamente más histéresis las zona de mediopié y retropié.

Y que la zona del mediopié con un valor de  $52,493 \pm 0,200$  (KJ/m<sup>3</sup>) no presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de histéresis de  $52,493 \pm 0,200$ , teniendo las dos zonas una histéresis similar, ( $P=0,725$ ).

**Tabla 4.69.** En la que se muestra el valor de la histéresis de Pelite, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: histéresis-pre y post en antepié, mediopié y retropié. La histéresis se midió en (KJ/m<sup>3</sup>).

Histéresis	M±SD	Histe.pre	Histe. Post-antepié	Histe. Post-mediopié	Histe. Post-retropié
Histe.pre	51,173 ±1,140				
Histe. Post antepié	38,086 ±2,660	0,010			
Histe. Post mediopié	52,493 ±0,200	0,210	0,013		
Histe. Post retropié	52,493 ±0,200	0,210	0,013	0,725	

Abreviaturas: Histe, Histéresis; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.4.10.6. Prueba T diferencias con Poron-8 para la medición de la histéresis

En el material Poron-8 hemos comprobado que la histéresis inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $11,475 \pm 0,111$  (KJ/m<sup>3</sup>) y tras someterlo a presiones mecánicas hasta los 100.000 ciclos, que no llega al 50% de su espesor en la zona del antepié, la histéresis es de  $15,700 \pm 0,006$  (KJ/m<sup>3</sup>), por lo que ha disminuido su histéresis de forma significativa ( $P=0,000$ ). Ver Tabla 4.70

Existen diferencias significativas entre la histéresis de Poron-8 antes de someterla a compresiones mecánicas siendo su valor de histéresis  $11,475 \pm 0,111$  con la zona del mediopié con un resultado de,  $14,480 \pm 0,040$  ( $P=0,001$ ), y también existe diferencia significativa con el retropié con un valor de histéresis  $14,820 \pm 0,055$  ( $P=0,000$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de Poron-8 a compresiones mecánicas, hemos encontrado que la histéresis en la zona del antepié con un valor de  $15,700 \pm 0,006$  ( $\text{KJ/m}^3$ ) presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $14,480 \pm 0,040$ , ( $P=0,000$ ) y con la zona del retropié, con un valor de  $14,820 \pm 0,055$  ( $P=0,000$ ) teniendo las tres zonas una histéresis similar, ligeramente superior la zona del antepié.

Y que la zona del mediopié con un valor de  $14,480 \pm 0,040$  ( $\text{KJ/m}^3$ ) si presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de histéresis de  $14,820 \pm 0,055$ , ( $P=0,006$ ).

**Tabla 4.70.** En la que se muestra el valor de la histéresis de Poron-8, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: histéresis-pre y post en antepié, mediopié y retropié. La histéresis se midió en ( $\text{KJ/m}^3$ ).

Histéresis	M $\pm$ SD	Histe.pre	Histe. Post-antepié	Histe. Post-mediopié	Histe. Post-retropié
Histe.pre	11,475 $\pm 0,111$				
Histe. Post antepié	15,700 $\pm 0,006$	0,000			
Histe. Post mediopié	14,480 $\pm 0,040$	0,001	0,000		
Histe. Post retropié	14,820 $\pm 0,055$	0,000	0,000	0,006	

Abreviaturas: Histe, Histéresis; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

#### 4.4.10.7. Prueba T diferencias con Poron-15 para la medición de la histéresis

En el material Poron-15 hemos comprobado que la histéresis inicial de este material antes de someterlo a compresiones mecánicas es de  $19,813 \pm 0,860$  (KJ/m<sup>3</sup>) y tras someterlo a presiones mecánicas hasta los 100.000 ciclos, que no llega al 50% de su espesor en la zona del antepié, la histéresis es de  $18,520 \pm 0,070$  (KJ/m<sup>3</sup>), por lo que no ha variado su histéresis de forma significativa ( $P=0,103$ ). Ver Tabla 4.71

Existen diferencias significativas entre la histéresis de Poron-15 antes de someterla a compresiones mecánicas siendo su valor de histéresis  $19,813 \pm 0,860$  con la zona del mediopié con un resultado de  $24,980 \pm 0,130$  ( $P=0,012$ ), y también existe diferencia significativa con el retropié con un valor de histéresis  $24,773 \pm 0,160$  ( $P=0,015$ ).

Tras someter las diferentes zonas del material de Poron-15 a compresiones mecánicas, hemos encontrado que la histéresis en la zona del antepié con un valor de  $18,520 \pm 0,070$  (KJ/m<sup>3</sup>) presenta diferencias significativas con la zona del mediopié con un valor de  $24,980 \pm 0,130$ , ( $P=0,001$ ) y no existe diferencia significativa con la zona del retropié, con un valor de  $24,773 \pm 0,160$  ( $P=0,081$ ).

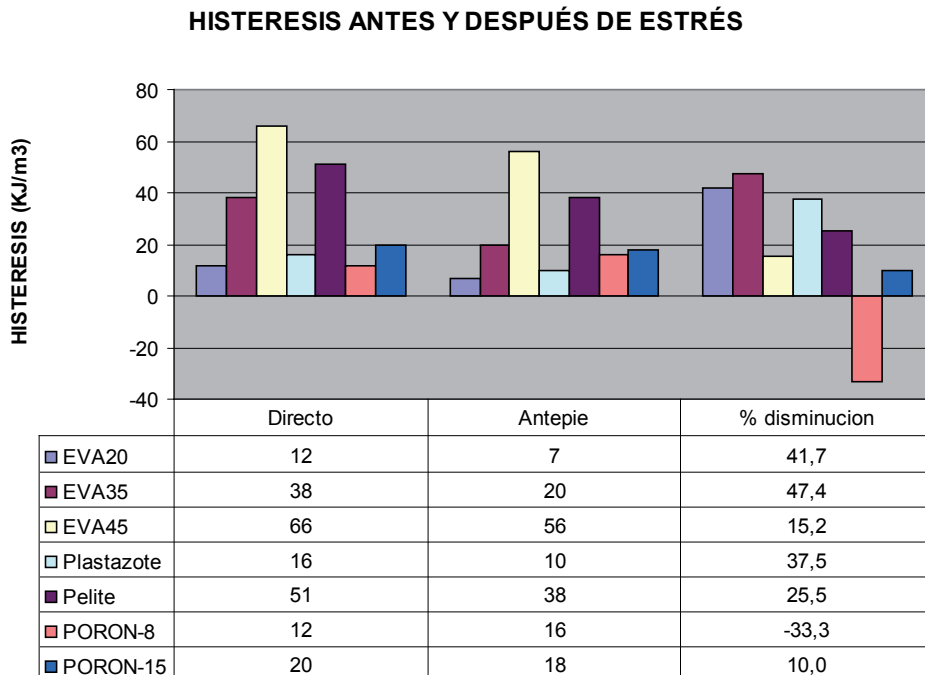
Y que la zona del mediopié con un valor de  $24,980 \pm 0,130$  (KJ/m<sup>3</sup>) no presenta diferencias significativas con la zona del retropié con un valor de histéresis de  $24,773 \pm 0,160$ , ( $P=0,916$ ).

**Tabla 4.71.** En la que se muestra el valor de la histéresis de Poron-15, en la prueba de muestras relacionadas. Relacionando: histéresis-pre y post en antepié, mediopié y retropié. La histéresis se midió en (KJ/m<sup>3</sup>).

Histéresis	M±SD	Histe.pre	Histe. Post-antepié	Histe. Post-mediopié	Histe. Post-retropié
Histe.pre	19,813 ±0,860				
Histe. Post antepié	18,520 ±0,070	0,103			
Histe. Post mediopié	24,980 ±0,130	0,012	0,001		
Histe. Post retropié	24,773 ±0,160	0,015	0,081	0,916	

Abreviaturas: Histe, Histéresis; Pre, previo a someterlo a compresiones mecánicas; Post, posterior a someterlo a compresiones mecánicas M, media; SD, desviación estándar. Estadísticamente significativo con un valor  $P < 0,05$ , con un intervalo de confianza del 95%.

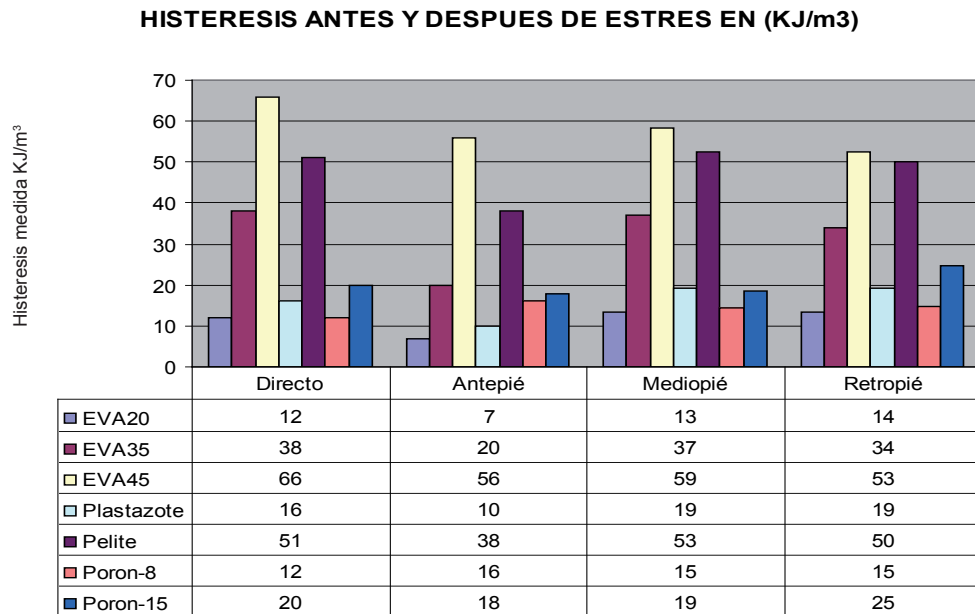
De los datos que obtuvimos al determinar los valores de histéresis de los siete materiales estudiados, antes y después de someterlos a los ciclos de estrés mecánico. Realizamos el gráfico que se muestra en la Figura 4.36, el resultado lo expresamos en (KJ/m<sup>3</sup>) de disminución o de aumento de la histéresis.



**Figura 4.36.** Diferencia de la histéresis medida antes y después de estrés, de los siete materiales, medida en (KJ/m<sup>3</sup>), en la zona de antepié. Y también la hemos expresado en (%).

Vemos en la Figura 4.60 que la disminución de histéresis es muy significativa para los materiales EVA20 y EVA35; 42 y 47% respectivamente. Plastazote y Pelite disminuyen en una cantidad similar ; 37 y 25% respectivamente. EVA45 disminuye menos, pero hay que tener en cuenta que este material a 100.000 ciclos no llega a la disminución de su espesor en un 50%. Poron 15, disminuye un 10%. Y el dato obtenido más llamativo es que el Poron-8 aumenta la Histéresis de forma muy significativa un 33%.

En la Figura 4.37 exponemos un gráfico donde se muestran los valores de histéresis de todos los materiales estudiados; antes de estrés y después de estrés en antepié, mediopié y retropié. El resultado lo expresamos en ( $\text{KJ/m}^3$ ) de disminución o de aumento de la histéresis.



**Figura 4.37.** Diferencia de la histéresis medida antes y después de estrés, de los siete materiales, medida en ( $\text{KJ/m}^3$ ), en la zona de antepié, mediopié y retropié.

#### 4.5. Resultado de la medición de la Compresión-set en los siete materiales estudiados, antes de realizar los ciclos de estrés a compresión

Se realizó el ensayo de compresión-set a los siete materiales estudiados, antes de someterlos a los ciclos de estrés mecánico. Este ensayo no lo pudimos realizar después del estrés mecánico, ya que las muestras troqueladas de las palmillas, se emplearon para determinar la histéresis.

Además para realizar este ensayo, es conveniente, utilizar muestras de 10 mm de espesor, cuando lo que se pretende es determinar la compresión set del material al

50% de disminución del espesor para una temperatura determinada. Y no disponíamos de muestras de este calibre sometidas a estrés mecánico.

Teniendo en cuenta este inconveniente, podemos decir que este ensayo realizado al principio de todo el trabajo experimental, nos dio una información muy necesaria para establecer las condiciones de trabajo de otros ensayos.

#### 4.5.1. Resultado de la medición de la compresión-set en los tres materiales de caucho-EVA

Se realizaron estos ensayos para comprobar la influencia de la temperatura en el comportamiento de los materiales que íbamos a estudiar. Se diseñó este ensayo a cuatro temperaturas distintas: 5-25-37 y 45°C. Los resultados obtenidos para los tres cauchos EVA, los podemos ver en la Figura 4. 38. Se emplearon cinco muestras para cada material, los datos representados son la media de estas cinco muestras.

**Para el material EVA 20° Shore A.** Los datos indican los mm que miden las muestras a las 24 horas de haberlas quitado del compresor. Ver Tabla 4.72 Para calcular el % de pérdida se aplica la ecuación [37] indicada en material y método. Este material antes de realizar este ensayo tenía un espesor de 9,8mm.

**Tabla 4.72.** Medidas en mm de las cinco muestras de EVA20° Shore A.

	M1	M2	M3	M4	M5	Media	Desv ti
EVA20 a 5°C	9,30	9,40	9,40	9,30	9,30	9,34	0,05
EVA20 a 25°C	9,30	9,20	9,10	9,20	9,20	9,20	0,06
EVA20 a 37°C	6,50	6,60	6,50	6,60	6,60	6,56	0,05
EVA20 a 45°C	6,10	5,97	5,99	6,00	5,98	6,01	0,05

Abreviaturas: M, Muestra; Desv ti, desviación típica; EVA etil vinil acetato.

**Para el material EVA 35° Shore A**, los datos indican los mm de espesor de las muestras, a las 24 horas de haberlas quitado del compresor, estos datos se indican en la Tabla 4.73. Este material antes de realizar este ensayo tenía un espesor de 10,5 mm.

**Tabla 4.73.** Medidas en mm de las cinco muestras de EVA35° Shore A.

	M1	M2	M3	M4	M5	Media	Desv ti
EVA35 a 5°C	10,20	10,20	10,20	10,30	10,20	10,20	0,04
EVA35 a 25°C	9,70	9,40	9,50	9,30	9,40	9,50	0,14
EVA35 a 37°C	6,80	6,70	6,80	6,80	6,80	6,80	0,04
EVA35 a 45°C	5,95	5,96	5,97	5,96	5,97	6,00	0,02

Abreviaturas: M, Muestra; Desv ti, desviación típica; EVA etil vinil acetato.

**Para el material EVA 45° Shore A**, los datos indican los mm de espesor de las muestras, a las 24 horas de haberlas quitado del compresor-set, estos datos se indican en la Tabla 4.74. Este material antes de realizar este ensayo tenía un espesor de 10,2 mm.

**Tabla 4.74.** Medidas en mm de las cinco muestras de EVA45° Shore A.

	M1	M2	M3	M4	M5	Media	Desv ti
EVA45 a 5°C	9,80	9,80	9,80	9,90	9,80	9,80	0,04
EVA45 a 25°C	8,90	8,90	9,10	8,90	8,90	8,90	0,08
EVA45 a 37°C	6,60	6,70	6,60	6,60	6,60	6,60	0,04
EVA45 a 45°C	5,90	6,50	5,90	6,80	6,20	6,30	0,35

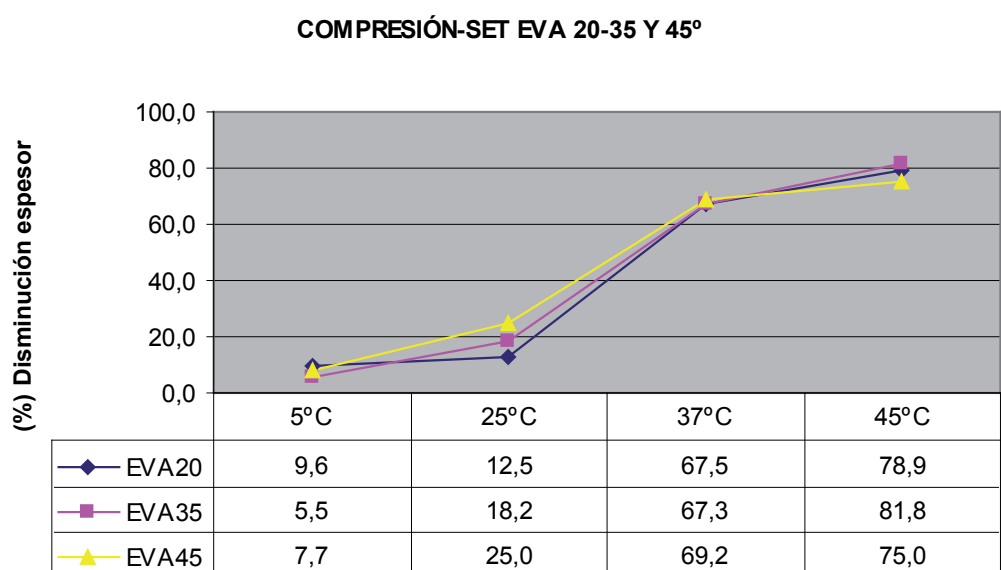
Abreviaturas: M, Muestra; Desv ti, desviación típica; EVA etil vinil acetato.

En la Tabla 4.75 se indican los valores de la compresión set de los tres cauchos EVA, expresados (%) de pérdida de espesor. Los resultados de estos ensayos, para los materiales Plastazote y Pelite, se muestran en la Figura 4.38.

**Tabla 4.75.** Compresión-set en (%) de los tres materiales caucho-EVA.

	5°C	25°C	37°C	45°C
EVA20	9,6	12,5	67,5	79,0
EVA35	5,5	18,2	67,3	81,8
EVA45	7,7	25,0	69,2	75,0

Abreviaturas: EVA etil vinil acetato °C, temperatura en grados centigrados.



**Figura 4.38.** Curvas de la compresión-set de los tres cauchos EVA, medida en (%) de disminución de su espesor, a cuatro temperaturas distintas. 5°C, 25°C, 37°C, 45°C.  
Abreviaturas: EVA20, etil vinil acetato, EVA20; 20° Shore A; EVA35, 35° Shore A; EVA45, 45° Shore A.

#### 4.5.2. Resultado de la medición de la compresión-set en los dos materiales de polietileno

Se realizaron estos ensayos midiendo la compresión set en cinco muestras por cada material, los datos representados son la media y la desviación típica de estas cinco muestras.

**Para el material Plastazote**, estos datos están indicados en la Tabla 4.76. Los datos indican los mm de espesor de las muestras, a las 24 horas de haberlas quitado del compresor-set. Este material antes de realizar este ensayo tenía un espesor de 10,0 mm.

**Tabla 4.76.** Medidas en mm de las cinco muestras de Plastazote.

	M1	M2	M3	M4	M5	Media	Desv ti
Plastazote a 5°C	9,51	9,49	9,51	9,50	9,51	9,50	0,01
Plastazote a 25°C	8,00	8,70	8,60	8,20	8,10	8,30	0,28
Plastazote a 37°C	6,59	6,58	6,58	6,59	6,58	6,60	0,01
Plastazote a 45°C	6,10	6,00	6,00	6,10	5,90	6,00	0,08

Abreviaturas: M, Muestra; Desv ti, desviación típica.

**Para el material Pelite**, los datos indican los mm de espesor de las muestras, a las 24 horas de haberlas quitado del compresor-set, estos datos se indican en la Tabla 4.77. Este material antes de realizar este ensayo tenía un espesor de 10,0 mm.

**Tabla 4.77.** Medidas en mm de las cinco muestras de Pelite.

	M1	M2	M3	M4	M5	Media	Desv ti
Pelite a 5°C	9,90	9,90	9,80	9,90	9,90	9,90	0,04
Pelite a 25°C	9,60	9,50	9,40	9,40	9,40	9,50	0,08
Pelite a 37°C	7,51	7,46	7,44	7,48	7,47	7,50	0,03
Pelite a 45°C	6,20	6,30	6,30	6,50	6,20	6,30	0,11

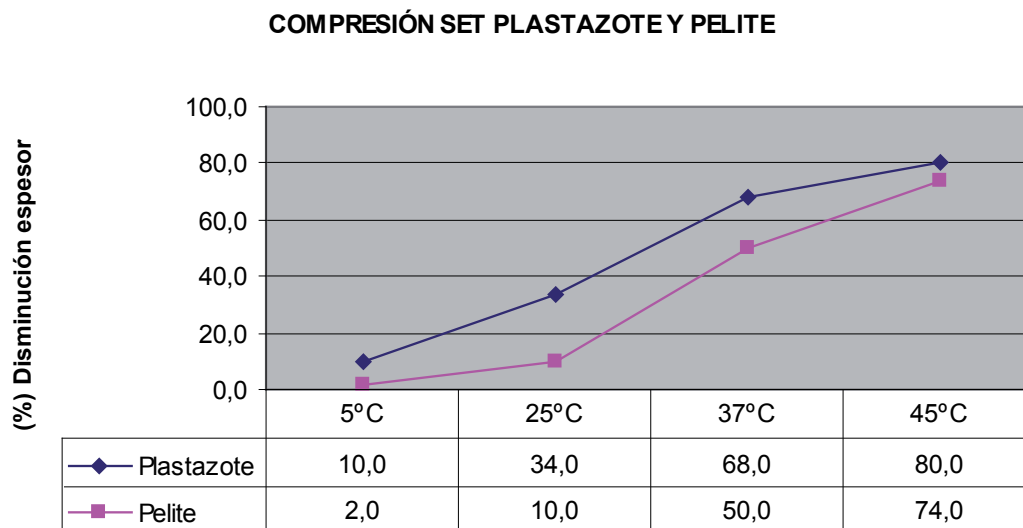
Abreviaturas: M, Muestra; Desv ti, desviación típica.

En la Tabla 4.78 se indican los valores de la compresión set de los dos materiales de Polietileno, expresados (%) de pérdida de espesor.

Los resultados de estos ensayos, para los materiales Plastazote y Pelite, los podemos ver en la Figura 4.39.

**Tabla 4.78.** Compresión-set en (%) de los dos materiales de Polietileno.

	5°C	25°C	37°C	45°C
PLASTAZOTE	10,0	34,0	68,0	80,0
PELITE	2,0	10,0	50,0	74,0



**Figura 4.39.** Curvas de la compresión-set de los materiales Plastazote y Pelite, medida en (%) de disminución de su espesor, a cuatro temperaturas distintas.

#### 4.5.3. Resultado de la medición de la compresión-set en los dos materiales de poliuretano

Se realizaron estos ensayos midiendo la compresión set en cinco muestras por cada material, los datos representados son la media de estas cinco muestras y la desviación típica.

**Para el material Poron-8** estos datos están indicados en la Tabla 4.79. Los datos indican los mm de espesor de las muestras, a las 24 horas de haberlas quitado del compresor-set. Este material antes de realizar este ensayo tenía un espesor de 10,3 mm.

**Tabla 4.79.** Medidas en mm de las cinco muestras de Poron-8.

	M1	M2	M3	M4	M5	Media	Desv ti
Poron-8 a 5°C	10,3	10,3	10,3	10,3	10,3	10,30	0,00
Poron-8 a 25°C	10,28	10,29	10,28	10,3	10,3	10,29	0,01
Poron-8 a 37°C	10,26	10,06	10,26	10,16	10,19	10,20	0,07
Poron-8 a 45°C	10,2	10,1	10,2	10,1	10,1	10,10	0,05

Abreviaturas: M, Muestra; Desv ti, desviación típica.

**Para el material Poron-15**, los datos indican los mm de espesor de las muestras, a las 24 horas de haberlas quitado del compresor-set, estos datos se indican en la Tabla 4.80. Este material antes de realizar este ensayo tenía un espesor de 9,9 mm.

**Tabla 4.80.** Medidas en mm de las cinco muestras de Poron-15.

	M1	M2	M3	M4	M5	Media	Desv ti
poron-15 a 5°C	9,9	9,9	9,9	9,9	9,9	9,90	0,00
poron-15 a 25°C	9,9	9,9	9,8	9,8	9,9	9,90	0,05
poron-15 a 37°C	9,87	9,88	9,79	9,86	9,80	9,80	0,04
poron-15 a 45°C	9,8	9,9	9,8	9,8	9,8	9,80	0,04

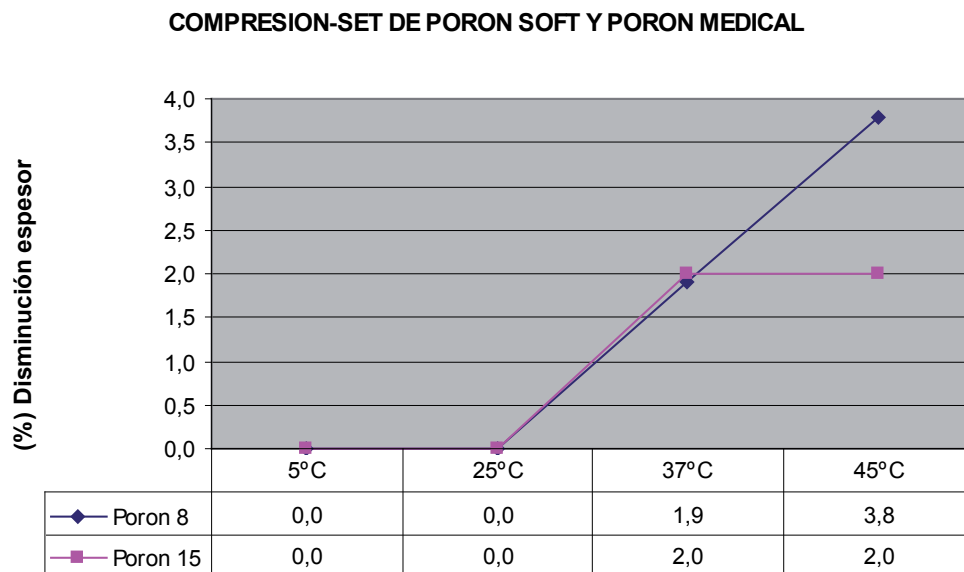
Abreviaturas: M, Muestra; Desv ti, desviación típica.

En la Tabla 4.81 se indican los valores de la compresión set de los dos materiales de Poliuretano, expresados (%) de pérdida de espesor.

Los resultados de estos ensayos, para los materiales Poron-8 y Poron-15, los podemos ver en la Figura 4.40.

**Tabla 4.81.** Compresión-set en (%) de los dos materiales de Poliuretano.

	5°C	25°C	37°C	45°C
PORON 8	0,0	0,0	1,9	3,8
PORON 15	0,0	0,0	2,0	2,0

**Figura 4.40.** Curvas de la compresión-set de los materiales Poron-8 y Poron-15, medida en (%) de disminución de su espesor, a cuatro temperaturas distintas.

#### 4.6. Resultado de la medición del módulo de compresión en los siete materiales estudiados, antes de realizar los ciclos de estrés a compresión

Se realizó este ensayo para calcular el módulo de compresión al 50% a los siete materiales estudiados, antes de someterlos a los ciclos de estrés mecánico. Este ensayo no lo pudimos realizar después de estrés mecánico, ya que las muestras troqueladas de las palmillas, se emplearon para determinar la histéresis.

Para realizar este ensayo es conveniente utilizar muestras de 10 mm de espesor, cuando lo que se pretende es determinar el módulo de compresión al 50%. Este ensayo nos sirvió para calibrar el dinamómetro, operación previa necesaria, para determinar la histéresis de cada material. Este módulo está relacionado con el módulo de elasticidad de los materiales, y nos da una información muy precisa de las características viscoelásticas del material, así como de su tenacidad, dureza y fragilidad.

#### 4.6.1. Resultado de la medición del módulo de compresión al 50% en los tres materiales de caucho EVA

Se realizaron estos ensayos midiendo la compresión, en tres muestras por cada material, los datos representados son la media y la desviación típica de estas tres muestras. Para el material EVA 20° Shore A, se indican estos datos en la Tabla 4.82. Los datos se expresaron en Newton (N). se hicieron cuatro ciclos hasta conseguir la estabilización del material y la medida que se toma corresponde al 4° ciclo, en cada figura se pueden ver los cuatro ciclos, porque cada uno se ha hecho el registro con un color diferente, aunque en ocasiones son registros tan parecidos, que queda uno encima de otro Este material antes de realizar este ensayo tenía un espesor de 9,8 mm.

**Tabla 4.82.** Medidas en Newton (N) de las tres muestras de EVA20° Shore A; EVA35° Shore A y EVA45° Shore A.

	M1	M2	M3	media	Desvi. típica
EVA-20°	270	269	269	269,3	0,5
EVA-35°	356	356	358	356,7	0,9
EVA-45°	583	580	582	581,7	1,2

Abreviaturas: M, Muestra; Desv ti, desviación típica; EVA etil vinil acetato.

Indicamos en la Figura 4.41 el registro del dinamómetro para el EVA20°, habiéndose realizado cuatro ciclos y tomando la lectura del 4° ciclo.

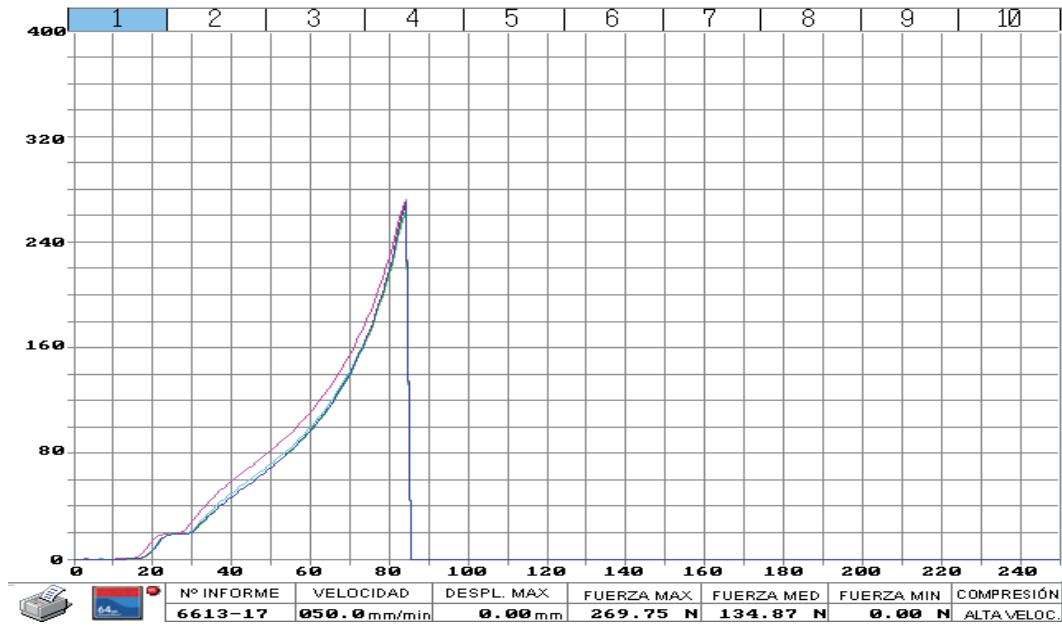


Figura 4.41. EVA20° 4º registro 269, 75 N, velocidad del registro, 50mm/min.

Para el material EVA 35° Shore A, los datos obtenidos en el dinamómetro se indican en la Tabla 4. 82 y las cuatro gráficas de registro se indican en la Figura 4.42. Este material antes de realizar este ensayo tenía un espesor de 10,5 mm.

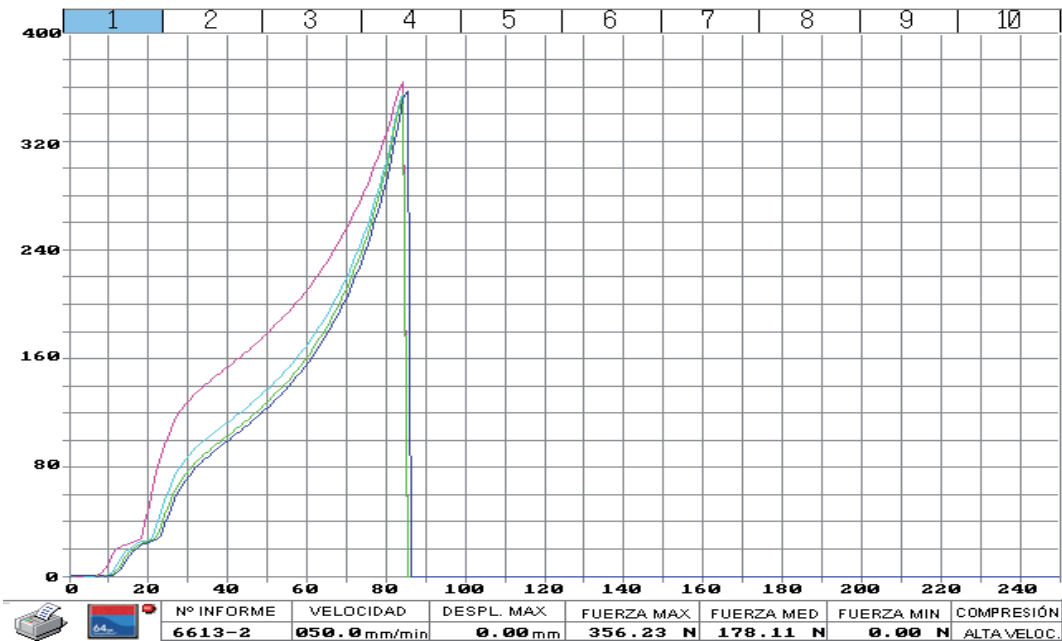


Figura 4.42. EVA-35 4º registro 356,23N, velocidad del registro, 50mm/min.

Para el material EVA 45° Shore A, los datos obtenidos en el dinamómetro se indican en la Tabla 4.82 y las cuatro gráficas de registro se indican en la Figura 4.43. Este material antes de realizar este ensayo tenía un espesor de 10,2 mm.

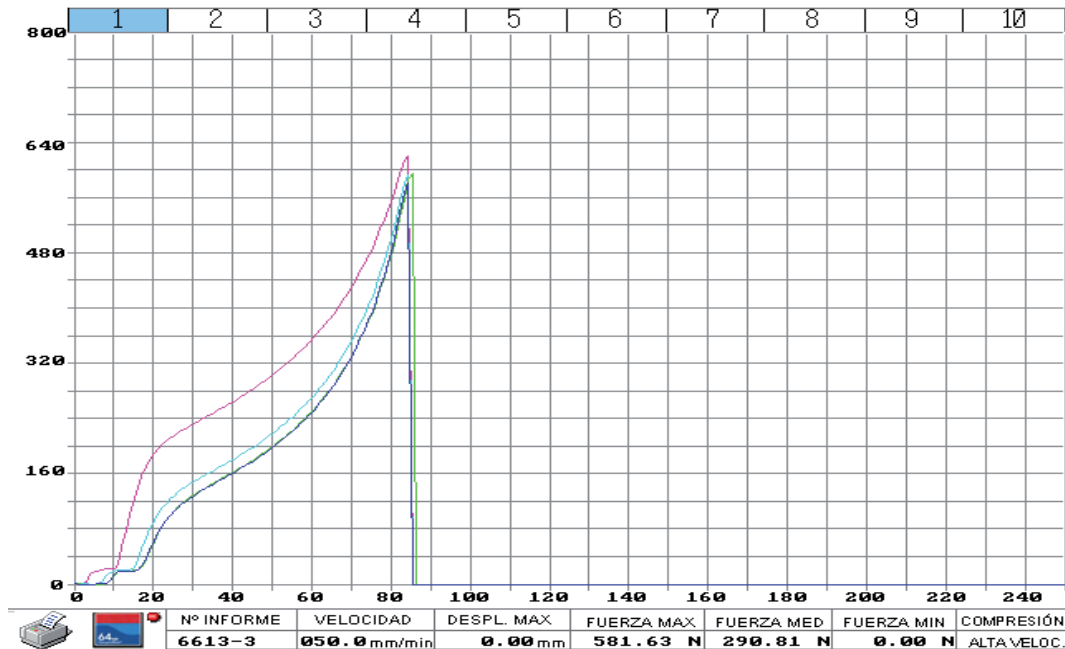


Figura 4.43. EVA45 4º registro. 581,63 N, velocidad del registro, 50mm/min.

#### 4.6.2. Resultado de la medición del módulo de compresión al 50%, en los dos materiales de polietileno

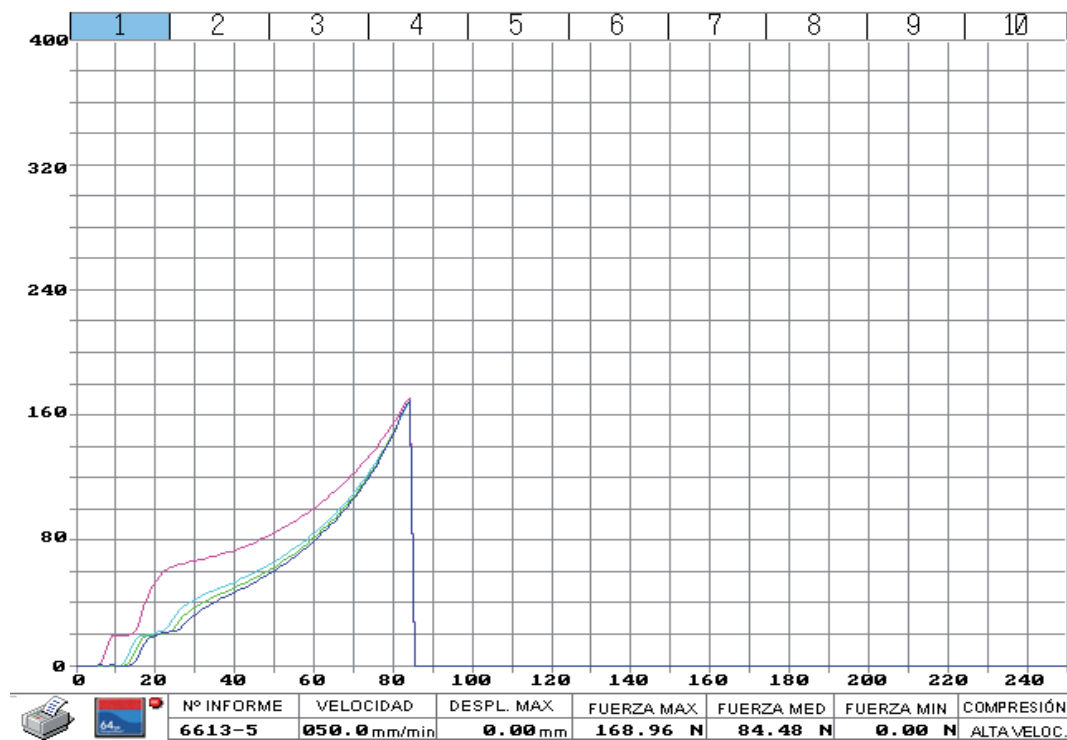
Se realizaron estos ensayos midiendo la compresión, en tres muestras por cada material, los datos representados son la media y la desviación típica de estas tres muestras. Para el material Plastazote, se indican estos datos en la Tabla 4.83 los datos se expresaron en Newton (N). Este material antes de realizar este ensayo tenía un espesor de 10,0 mm.

**Tabla 4.83.** Medidas en Newton (N) de las cinco muestras de Plastazote y Pelite.

	M1	M2	M3	media	Desvi típica
Plastazote	170	168	168	168,7	0,9
Pelite	468	466	460	466,3	3,7

Abreviaturas: M, Muestra; Desv ti, desviación típica.

Indicamos en la Figura 4.44 el registro del dinamómetro para el material Plastazote, habiéndose realizado cuatro ciclos y tomando la lectura del 4º ciclo.



**Figura 4.44.** Plastazote 4º registro 168,96 N, velocidad del registro, 50mm/min.

**Para el material Pelite**, los datos obtenidos en el dinamómetro se indican en la Tabla 4.83. Y las cuatro gráficas de registro se indican en la Figura 4.45. Este material antes de realizar este ensayo tenía un espesor de 10,0 mm.

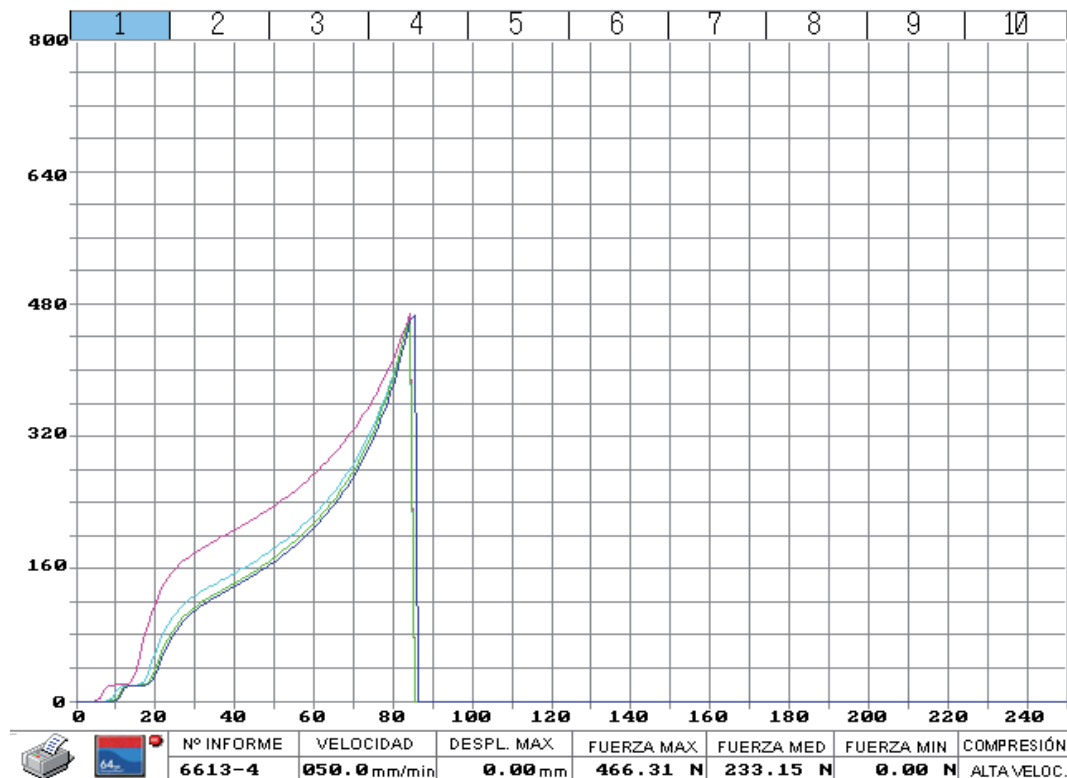


Figura 4.45. Pelite 4º registro 466,31 N, velocidad del registro, 50mm/min.

#### 4.6.3. Resultado de la medición del módulo de compresión al 50%, en los dos materiales de poliuretano

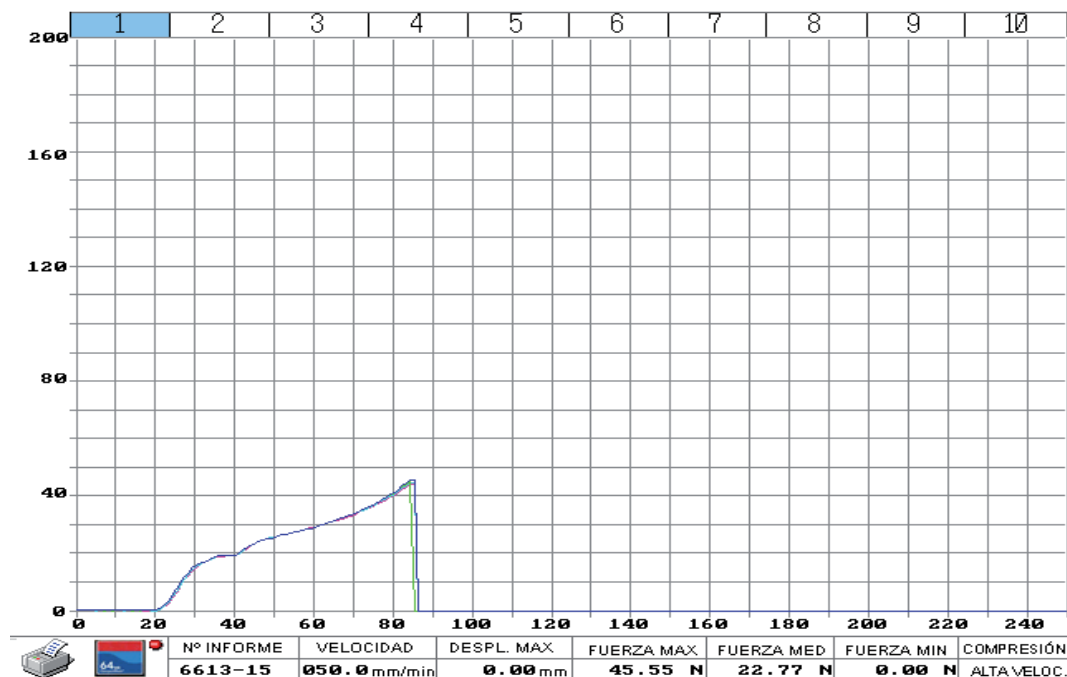
Se realizaron estos ensayos midiendo la compresión, en tres muestras por cada material, los datos representados son la media de estas tres muestras. Para el material Poron-8, se indican estos datos en la Tabla 4.84. Los datos se expresaron en Newton (N). Este material antes de realizar este ensayo tenía un espesor de 10,3 mm.

**Tabla 4.84.** Medidas en Newton (N) de las cinco muestras de Poron-8 y Poron-15.

	M1	M2	M3	medi	Desvi típica
Poron-8	45	44	45	44,7	0,5
Poron-15	110	111	110	110,3	0,5

Abreviaturas: M, Muestra; Desv ti, desviación típica.

Indicamos en la Figura 4.46 el registro del dinamómetro para el material Poron-8, habiéndose realizado cuatro ciclos y tomando la lectura del 4º ciclo.



**Figura 4.46.** Poron-8 4º registro 45,55 N, velocidad del registro, 50mm/min.

**Para el material Poron-15**, los datos obtenidos en el dinamómetro se indican en la Tabla 4.84. Y las cuatro gráficas de registro se indican en la Figura 4.47. Este material antes de realizar este ensayo tenía un espesor de 9,9 mm.

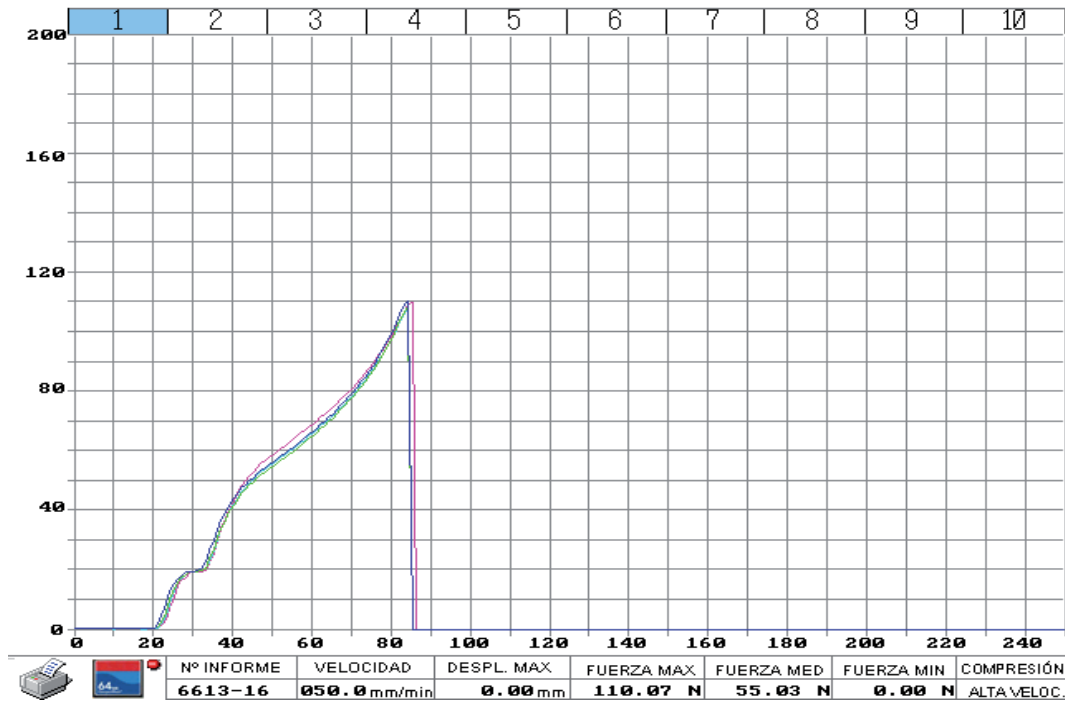


Figura 4.47. Poron-15 4º registro 110,07N, velocidad del registro.

## 4.7. Resultado de los ensayos de estrés mecánico en compresión en: antepié, mediopié y retropié

Resultados obtenidos para la disminución del espesor de los materiales de ortopedia estudiados, tras analizar la pérdida del espesor de cada material, después de someterlos a procesos de 10.000 ciclos de estrés mecánico, hasta perder el 50% de su espesor inicial, a continuación se presentan los resultados para cada uno de los materiales de ortopedia estudiados en: antepié, mediopié y retropié.

### 4.7.1.1. Ensayo de estrés en compresión de EVA-20 de 5 mm de espesor, en antepie

Tras la compresión de este material en la zona del antepié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 hasta los 70.000 ciclos de tres muestras,

cuyo resultado se indica en la Tabla 4.85. De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.86. Y la evolución de la pérdida de espesor del EVA 20 hasta el 50% de su espesor inicial se muestra en la Figura 4.48.

**Tabla 4.85.** Evolución de la disminución del espesor del material EVA 20 medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 70.000 ciclos de compresión en antepié.

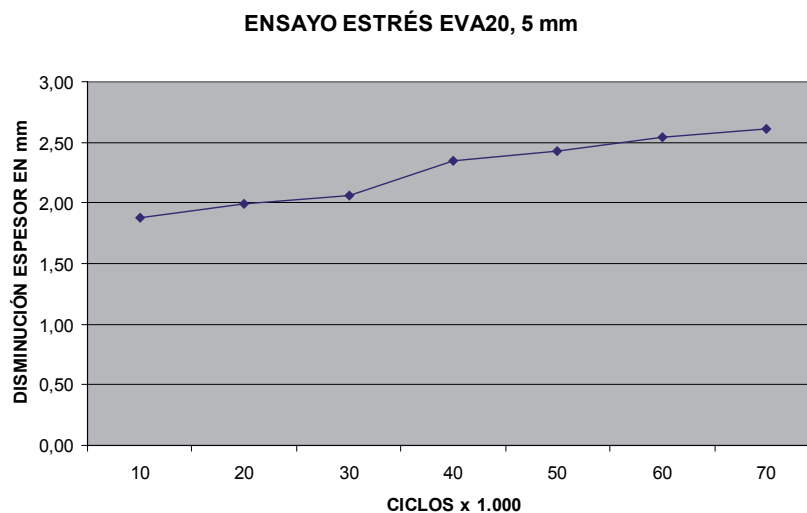
Ciclos	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000	70.000
M-1	1,93	1,94	2,06	2,31	2,37	2,47	2,56
M-2	1,96	2,00	2,07	2,36	2,42	2,57	2,60
M-3	1,76	2,03	2,06	2,39	2,49	2,60	2,68

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada.

**Tabla 4.86.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico EVA 20°, tras ser sometido de 10.000 a 70.000 ciclos de estrés en la zona del antepié en 3 palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

Ciclos	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	0	,00	,000
10000	3	,20	1,76	1,96	1,8800	,10897
20000	3	,09	1,94	2,03	1,9867	,04805
30000	3	,00	2,06	2,07	2,0617	,00289
40000	3	,085	2,305	2,390	2,35000	,042720
50000	3	,125	2,365	2,490	2,42333	,062915
60000	3	,13	2,47	2,60	2,5467	,06807
70000	3	,11	2,56	2,68	2,6117	,05838

Abreviaturas: N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.48.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del antepié del material EVA 20° tras someterlo a la presión de 10.000 a 70.000 ciclos. Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato.

#### 4.7.1.2. Ensayo de estrés en compresión de EVA-35 de 5 mm de espesor, en antepié

Tras la compresión de este material en la zona del antepié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 ciclos hasta los 80.000 ciclos de 3 muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.87. De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.88 y la evolución de la pérdida de espesor del EVA 35 hasta el 50% de su espesor inicial se muestra en la Figura 4.49.

**Tabla 4.87.** Evolución de la disminución del espesor del material EVA 35 medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 80.000 ciclos de compresión en antepié.

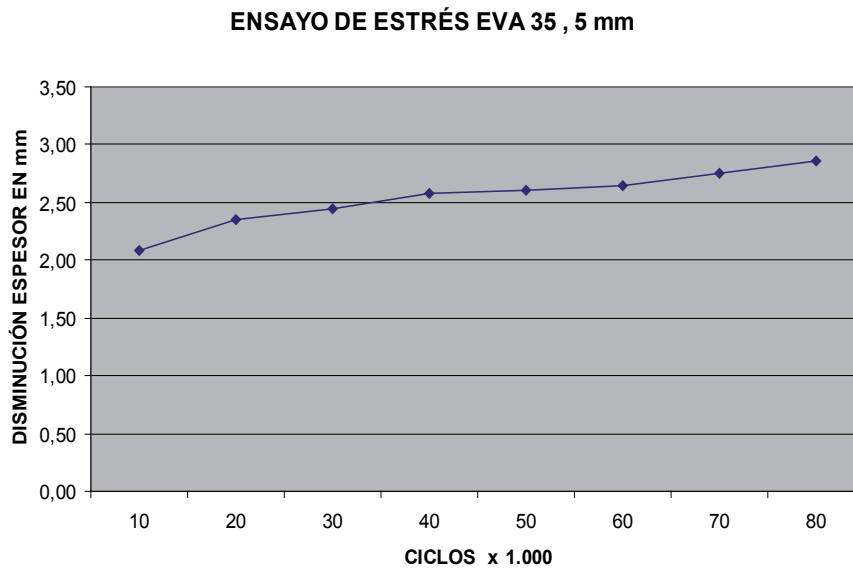
Ciclos	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000	70.000	80.000
M-1	2,22	2,32	2,41	2,60	2,65	2,65	2,76	2,76
M-2	2,12	2,48	2,54	2,56	2,57	2,63	2,75	2,75
M-3	1,91	2,27	2,38	2,58	2,59	2,64	2,76	2,76

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada.

**Tabla 4.88.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico EVA 35°, tras ser sometido de 10.000 a 80.000 ciclos de estrés en la zona del antepié en 3 palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

Ciclos	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	,00	,00	,00	,0000	,00000
10000	3	,31	1,91	2,22	2,0810	,15717
20000	3	,20	2,27	2,48	2,3550	,10618
30000	3	,16	2,38	2,54	2,4433	,08821
40000	3	,04	2,56	2,60	2,5811	,02120
50000	3	,08	2,57	2,65	2,6041	,04117
60000	3	,02	2,63	2,65	2,6394	,01060
70000	3	,01	2,75	2,76	2,7578	,00612
80000	3	,11	2,79	2,90	2,8602	,05838

Abreviaturas: N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.49.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del antepié del material EVA 35° tras someterlo a la presión de 10.000 a 80.000 ciclos. Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato.

#### 4.7.1.3. Ensayo de estrés en compresión de EVA-45° 5 mm de espesor, en antepié

Tras la compresión de este material en la zona del antepié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 ciclos hasta los 100.000 ciclos de 3 muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.89. De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.90. Este material no llega a la disminución del 50% de espesor, después de 100.000 ciclos. La pérdida de espesores del EVA 45 se muestra en la Figura 4.50.

**Tabla 4.89.** Evolución de la disminución del espesor del material EVA 45 medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión en antepié.

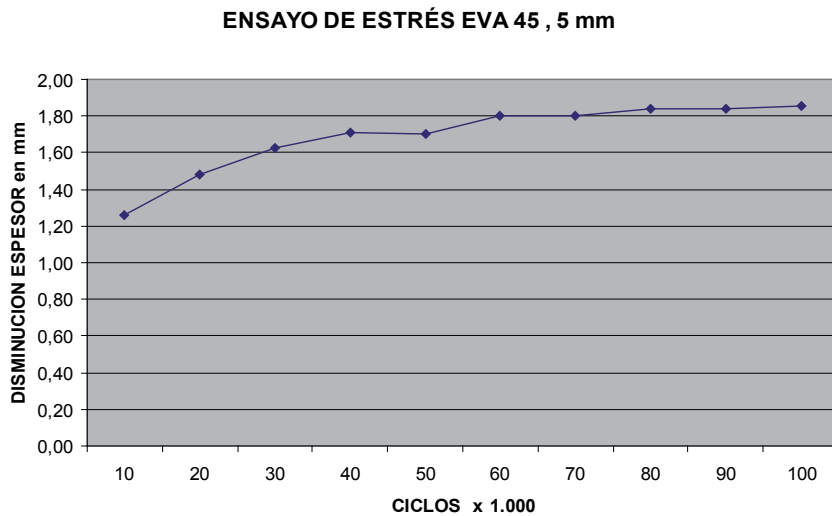
EVA-45°	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000	70.000	80.000	90.000	100.000
M-1	1,32	1,55	1,61	1,68	1,64	1,76	1,76	1,81	1,82	1,83
M-2	1,20	1,45	1,64	1,66	1,70	1,82	1,82	1,86	1,84	1,87
M-3	1,25	1,45	1,64	1,79	1,78	1,84	1,84	1,85	1,86	1,87

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada.

**Tabla 4.90.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico EVA 45°, tras ser sometido de 10.000 a 100.000 ciclos de estrés en la zona del antepié en 3 palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

Ciclos	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	0	,00	,000
10000	3	,12	1,20	1,32	1,2567	,06028
20000	3	,095	1,450	1,545	1,48167	,054848
30000	3	,035	1,605	1,640	1,62667	,018930
40000	3	,13	1,66	1,79	1,7100	,07000
50000	3	,14	1,64	1,78	1,7050	,06764
60000	3	,07	1,76	1,84	1,8033	,03884
70000	3	,085	1,755	1,840	1,80500	,044441
80000	3	,04	1,81	1,86	1,8383	,02466
90000	3	,045	1,815	1,860	1,83667	,022546
100000	3	,04	1,83	1,87	1,8567	,02309

Abreviaturas: N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica



**Figura 4.50.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del antepié del material EVA 45° tras someterlo a la presión de 10.000 a 100.000 ciclos. Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato.

#### 4.7.1.4. Ensayo de estrés en compresión de Plastazote 5 mm de espesor, en antepié

Tras la compresión de este material en la zona del antepié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 hasta los 30.000 ciclos de 3 muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.91 De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.92 y la evolución de la pérdida de espesor del Plastazote hasta el 50% de su espesor inicial se muestra en la Figura 4.51.

**Tabla 4.91.** Evolución de la disminución del espesor del material Plastazote medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 30.000 ciclos de compresión.

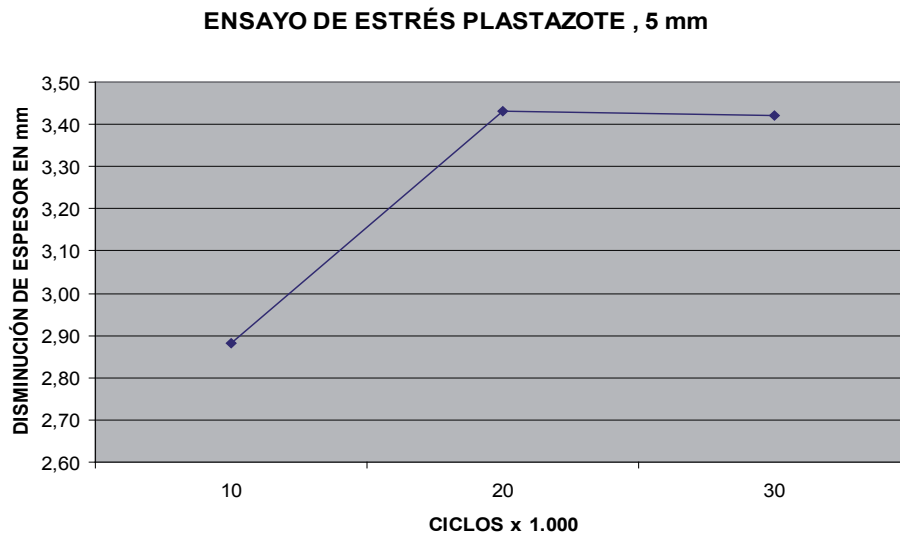
Ciclos	10.000	20.000	30.000
M-1	2,89	3,43	3,44
M-2	2,90	3,42	3,43
M-3	2,87	3,44	3,41

Abreviaturas: M, muestra analizada.

**Tabla 4.92.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico Plastazote, tras ser sometido de 10.000 a 30.000 ciclos de estrés en la zona del antepié en 3 palmillas de 5 mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

Ciclos	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	0	,00	,000
10000	3	,03	2,87	2,90	2,8833	,01607
20000	3	,02	3,42	3,44	3,4300	,01000
30000	3	,030	3,405	3,435	3,42167	,015275

Abreviaturas: N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.51.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del antepié del material Plastazote tras someterlo a la presión de 10.000 a 30.000 ciclos.

#### 4.7.1.5. Ensayo de estrés en compresión de Pelite de 5 mm de espesor, en antepié

Tras la compresión de este material en la zona del antepié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 hasta los 60.000 ciclos de 3 muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.93 De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.94 Y la evolución de la pérdida de espesor del Pelite hasta perder el 50% de su espesor inicial se muestra en la Figura 4.52.

**Tabla 4.93.** Evolución de la disminución del espesor del material Pelite medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 60.000 ciclos de compresión.

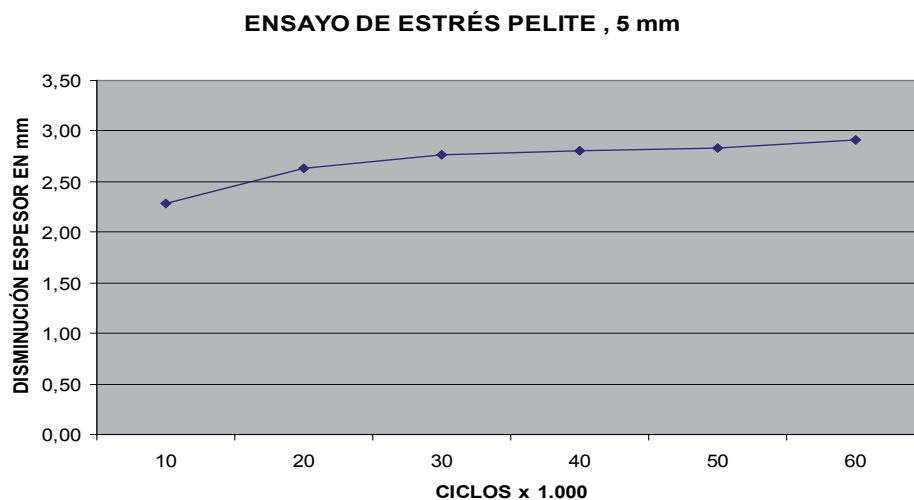
Ciclos	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000
M-1	2,32	2,67	2,83	2,92	2,90	2,96
M-2	2,25	2,68	2,70	2,75	2,79	2,86
M-3	2,31	2,54	2,76	2,76	2,81	2,90

Abreviaturas: M, muestra analizada.

**Tabla 4.94.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico Pelite, tras ser sometido de 10.000 a 60.000 ciclos de estrés en la zona del antepié en 3 palmillas de 5 mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

Ciclos	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	,00	,00	,00	,0000	,00000
10000	3	,07	2,25	2,32	2,2900	,03936
20000	3	,13	2,54	2,68	2,6301	,07603
30000	3	,13	2,70	2,83	2,7664	,06458
40000	3	,17	2,75	2,92	2,8075	,09542
50000	3	,11	2,79	2,90	2,8336	,05926
60000	3	,10	2,86	2,96	2,9064	,05132

Abreviaturas: N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.52.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del antepié del material Pelite tras someterlo a la presión de 10.000 a 60.000 ciclos.

#### 4.7.1.6. Ensayo de estrés en compresión de Poron 8 de 5 mm de espesor, en antepié

Tras la compresión de este material en la zona del antepié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 ciclos hasta los 100.000 ciclos de 3 muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.95. De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.96. Este material no llega a la disminución del 50% de espesor, después de 100.000 ciclos. La pérdida de espesores del Poron-8 se muestra en la Figura 4.53.

**Tabla 4.95.** Evolución de la disminución del espesor del material Poron 8 medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión.

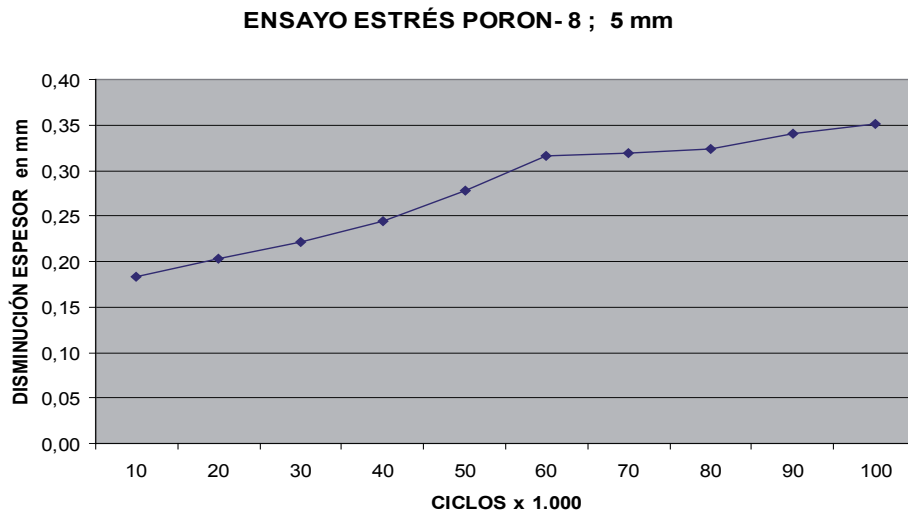
Ciclos	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000	70.000	80.000	90.000	100.000
M-1	0,19	0,22	0,22	0,25	0,29	0,32	0,33	0,32	0,34	0,35
M-2	0,17	0,20	0,21	0,24	0,27	0,31	0,31	0,32	0,34	0,35
M-3	0,19	0,20	0,23	0,24	0,28	0,32	0,32	0,33	0,34	0,36

Abreviaturas: M, muestra analizada.

**Tabla 4.96.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico Poron 8, tras ser sometido de 10.000 a 100.000 ciclos de estrés en la zona del antepié en 3 palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

Ciclos	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Típ.
0	3	,00	,00	,00	,0000	,00000
10000	3	,016	,174	,190	,18300	,008185
20000	3	,0212	,1961	,2173	,203167	,0122398
30000	3	,0159	,2120	,2279	,220833	,0080959
40000	3	,0159	,2385	,2544	,243800	,0091799
50000	3	,0159	,2703	,2862	,277367	,0080959
60000	3	,0159	,3074	,3233	,316233	,0080959
70000	3	,0159	,3127	,3286	,319767	,0080959
80000	3	,0106	,3180	,3286	,323300	,0053000
90000	3	,0053	,3392	,3445	,340967	,0030600
100000	3	,0053	,3498	,3551	,351567	,0030600

Abreviaturas: N, total de las muestras analizadas; Desv. Típ, Desviación típica.



**Figura 4.53.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del antepié del material Poron-8 tras someterlo a la presión de 10.000 a 100.000 ciclos.

#### 4.7.1.7. Ensayo de estrés en compresión de Poron 15 de 5 mm de espesor, en antepie

Tras la compresión de este material en la zona del antepié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 ciclos hasta los 100.000 ciclos de 3 muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.97 De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.98. Este material no llega a la disminución del 50% de espesor, después de 100.000 ciclos. La pérdida de espesores del Poron-15 se muestra en la Figura 4.54.

**Tabla 4.97.** Evolución de la disminución del espesor del material Poron 15 medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión.

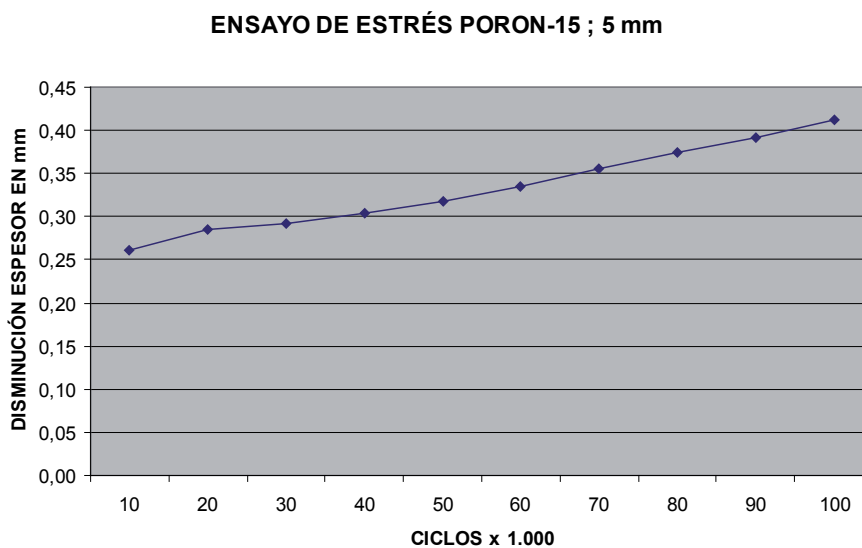
Ciclos	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000	70.000	80.000	90.000	100.000
M-1	0,26	0,30	0,29	0,30	0,31	0,33	0,35	0,37	0,38	0,42
M-2	0,25	0,27	0,29	0,30	0,32	0,34	0,35	0,37	0,39	0,40
M-3	0,27	0,29	0,30	0,31	0,33	0,33	0,36	0,38	0,40	0,43

Abreviaturas: M, muestra analizada.

**Tabla 4.98.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico Poron 15, tras ser sometido de 10.000 a 100.000 ciclos de estrés en la zona del antepié en 3 palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media	Desv. Típ.
0	3	,00	,00	,00	,0000	,00000
10000	3	,02	,25	,27	,2613	,00808
20000	3	,03	,27	,30	,2843	,01309
30000	3	,01	,29	,30	,2912	,00520
40000	3	,02	,30	,31	,3033	,00794
50000	3	,02	,31	,33	,3172	,01040
60000	3	,01	,33	,34	,3345	,00300
70000	3	,01	,35	,36	,3553	,00300
80000	3	,01	,37	,38	,3744	,00520
90000	3	,02	,38	,40	,3917	,00794
100000	3	,03	,40	,43	,4125	,01589

Abreviaturas: N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.54.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del antepié del material Poron-15 tras someterlo a la presión de 10.000 a 100.000 ciclos.

#### 4.7.2. Resultado de los ensayos de estrés mecánico en compresión en mediopié

##### 4.7.2.1. Ensayo de estrés en compresión de EVA-20 de 5 mm de espesor, en mediopié

Tras la compresión de este material en la zona del mediopié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 hasta los 70.000 ciclos de tres muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.99. De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.100. Y la evolución del espesor del EVA 20 hasta perder el 50% de su espesor inicial se muestra en la Figura 4.55.

**Tabla 4.99.** Evolución de la disminución del espesor del material EVA 20 medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 70.000 ciclos de compresión en mediopié.

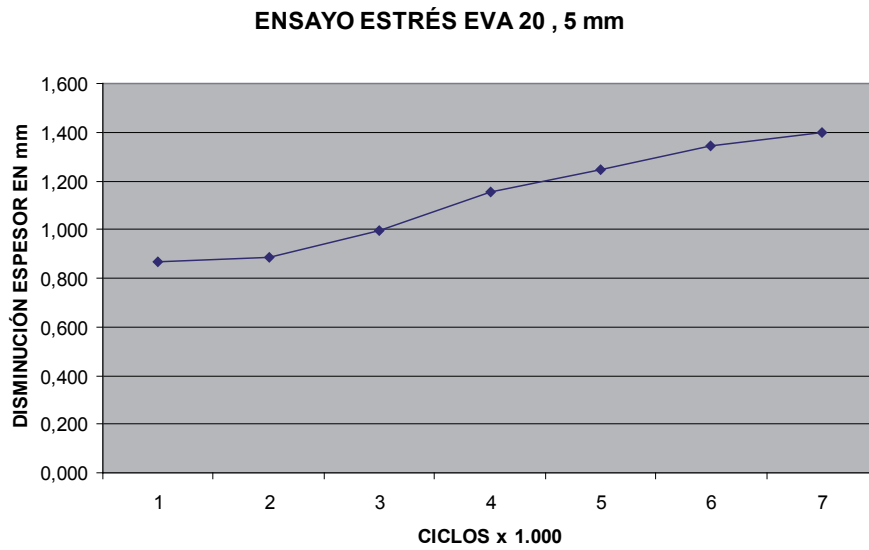
Ciclos	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000	70.000
M-1	0,87	0,88	1,00	1,15	1,26	1,35	1,41
M-2	0,87	0,92	0,99	1,17	1,25	1,35	1,39
M-3	0,86	0,85	1,00	1,16	1,23	1,34	1,39

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada.

**Tabla 4.100.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico EVA 20°, tras ser sometido de 10.000 a 70.000 ciclos de estrés en la zona del mediopié en 3 palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	,00	,000
10000	3	,859	,874	,86700	,007550
20000	3	,848	,921	,88367	,036529
30000	3	,987	,998	,99333	,005686
40000	3	1,148	1,165	1,15633	,008505
50000	3	1,228	1,258	1,24367	,015044
60000	3	1,339	1,348	1,34433	,004726
70000	3	1,385	1,411	1,39567	,013614

Abreviaturas: dismi, disminución; N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.55.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del mediopié del material EVA 20° tras someterlo a la presión de 10.000 a 70.000 ciclos. Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato.

#### 4.7.2.2. Ensayo de estrés en compresión de EVA-35 de 5 mm de espesor, en mediopié

Tras la compresión de este material en la zona del mediopié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 hasta los 80.000 ciclos de tres muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.101. De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.102. Y la evolución del espesor del EVA 35 hasta perder el 50% de su espesor inicial se muestra en la Figura 4.56.

**Tabla 4.101.** Evolución de la disminución del espesor del material EVA 35 medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 80.000 ciclos de compresión en mediopié.

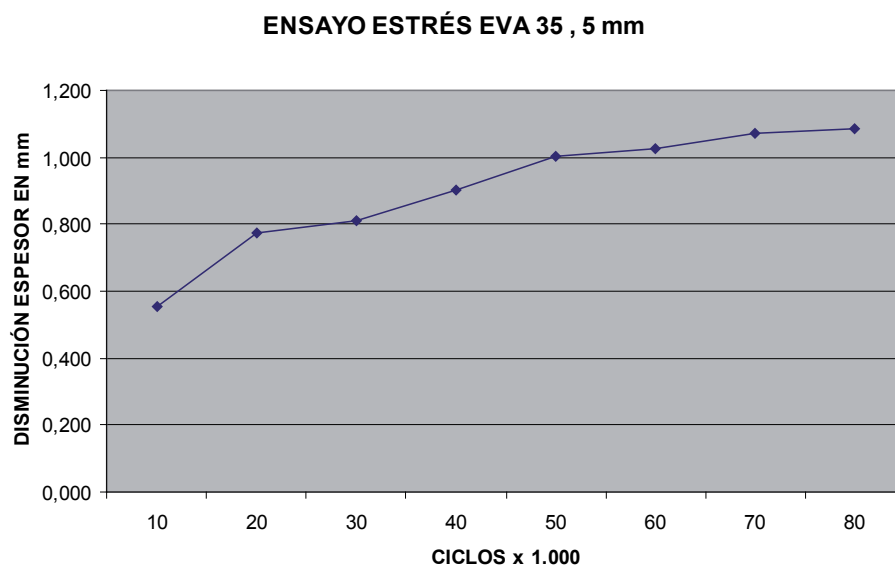
Ciclos	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000	70.000	80.000
M-1	0,52	0,76	0,84	0,94	1,03	1,04	1,08	1,10
M-2	0,53	0,78	0,80	0,91	1,00	1,02	1,07	1,09
M-3	0,61	0,79	0,79	0,86	0,99	1,01	1,06	1,08

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada.

**Tabla 4.102.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico EVA 35°, tras ser sometido de 10.000 a 80.000 ciclos de estrés en la zona del mediopié en 3 palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	,00	,00
10000	3	,522	,612	,55600	,048867
20000	3	,759	,789	,77567	,015275
30000	3	,793	,842	,81100	,026963
40000	3	,862	,935	,90300	,037323
50000	3	,987	1,025	1,00467	,019140
60000	3	1,011	1,038	1,02367	,013577
70000	3	1,059	1,078	1,06967	,009713
80000	3	1,076	1,098	1,08633	,011060

Abreviaturas: dismi, disminución; N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.56.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del mediopié del material EVA 35° tras someterlo a la presión de 10.000 a 80.000 ciclos. Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato.

#### 4.7.2.3. Ensayo de estrés en compresión de EVA-45° 5 mm de espesor, en mediopie

Tras la compresión de este material en la zona del mediopié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 ciclos hasta los 100.000 ciclos de 3 muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.103 De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.104. Este material no llega a la disminución del 50% de espesor, después de 100.000 ciclos. La pérdida de espesores del EVA 45 se muestra en la Figura 4.57.

**Tabla 4.103.** Evolución de la disminución del espesor del material EVA 45 medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión en mediopié.

EVA-45°	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000	70.000	80.000	90.000	100.000
M-1	0,30	0,32	0,39	0,40	0,42	0,43	0,45	0,47	0,50	0,51
M-2	0,29	0,33	0,36	0,38	0,39	0,40	0,43	0,47	0,49	0,50
M-3	0,28	0,30	0,37	0,39	0,39	0,40	0,40	0,46	0,49	0,50

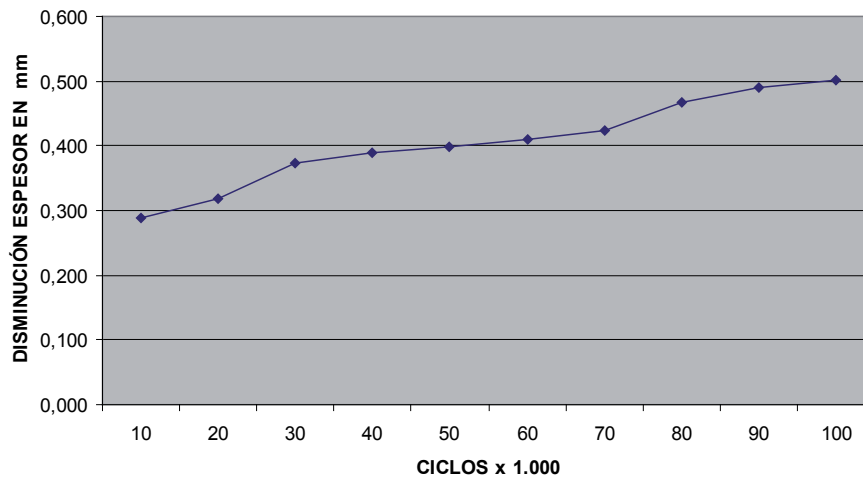
Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada.

**Tabla 4.104.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico EVA 45°, tras ser sometido de 10.000 a 100.000 ciclos de estrés en la zona del mediopié en 3 palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	,00	,00
10000	3	,278	,298	,28800	,010000
20000	3	,302	,332	,31800	,015100
30000	3	,358	,389	,37267	,015567
40000	3	,380	,399	,38900	,009539
50000	3	,388	,416	,39833	,015373
60000	3	,399	,432	,41067	,018502
70000	3	,395	,446	,42300	,025865
80000	3	,458	,473	,46767	,008386
90000	3	,485	,497	,48933	,006658
100000	3	,495	,512	,50167	,009074

Abreviaturas: dismi, disminución; N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.

#### ENSAYO DE ESTRÉS EVA-45 ; 5 mm



**Figura 4.57.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del mediopié del material EVA 45° tras someterlo a la presión de 10.000 a 100.000 ciclos. Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato.

#### 4.7.2.4. Ensayo de estrés en compresión de Plastazote 5 mm de espesor, en mediopie

Tras la compresión de este material en la zona del mediopié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 hasta los 30.000 ciclos de tres muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.105. De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.106. Y la evolución de la pérdida de espesor del Plastazote hasta perder el 50% de su espesor inici. se muestra en la Figura 4.58.

**Tabla 4.105.** Evolución de la disminución del espesor del material Plastazote medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 30.000 ciclos de compresión en mediopié.

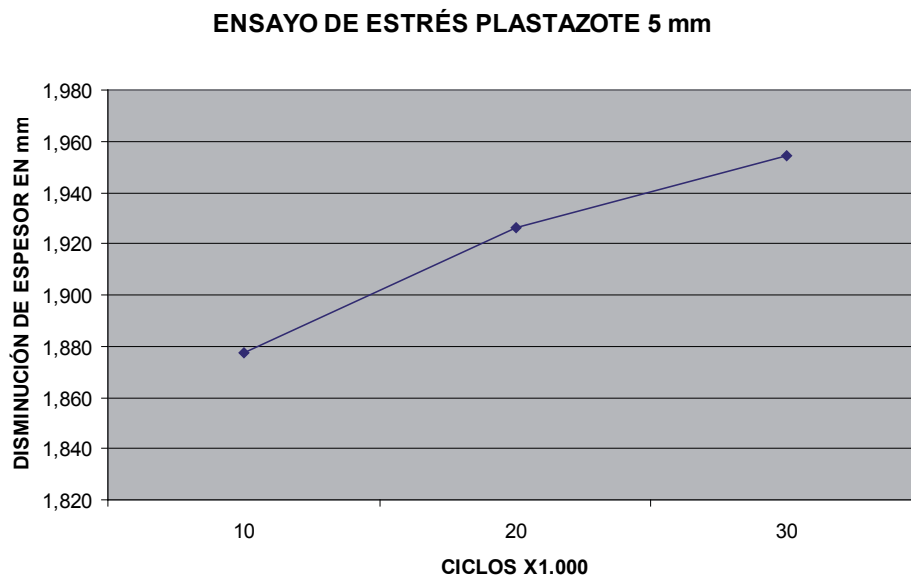
Ciclos	10.000	20.000	30.000
M-1	1,90	1,95	1,96
M-2	1,86	1,91	1,95
M-3	1,88	1,92	1,95

Abreviaturas: M, muestra analizada.

**Tabla 4.106.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico Plastazote, tras ser sometido de 10.000 a 30.000 ciclos de estrés en la zona del mediopié en 3 palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	,00	,000
10000	3	1,859	1,898	1,87767	,019553
20000	3	1,908	1,946	1,92600	,019079
30000	3	1,949	1,961	1,95433	,006110

Abreviaturas: dismi, disminución; N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.58.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del mediopié del material Plastazote tras someterlo a la presión de 10.000 a 30.000 ciclos.

#### 4.7.2.5. Ensayo de estrés en compresión de Pelite de 5 mm de espesor en mediopié

Tras la compresión de este material en la zona del mediopié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 hasta los 60.000 ciclos de tres muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.107. De estos datos obtenidos en el laboratorio

rio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.108. Y la evolución de la pérdida de espesor del Pelite hasta perder el 50% de su espesor inicial. se muestra en la Figura 4.59.

**Tabla 4.107.** Evolución de la disminución del espesor del material Pelite medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 60.000 ciclos de compresión en mediopie.

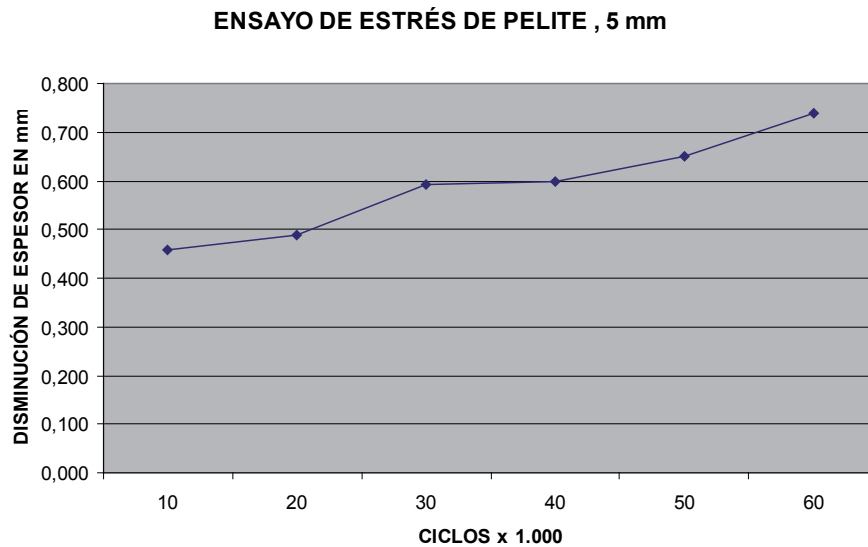
Ciclos	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000
M-1	0,48	0,50	0,62	0,61	0,66	0,75
M-2	0,46	0,50	0,58	0,60	0,65	0,74
M-3	0,44	0,47	0,58	0,58	0,64	0,72

Abreviaturas: M, muestra analizada.

**Tabla 4.108.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico Pelite, tras ser sometido de 10.000 a 60.000 ciclos de estrés en la zona del mediopie en 3 palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	,00	,000
10000	3	,442	,478	,45833	,018230
20000	3	,473	,497	,48833	,013317
30000	3	,578	,615	,59200	,020075
40000	3	,583	,612	,59900	,014731
50000	3	,642	,661	,65067	,009609
60000	3	,721	,751	,73867	,015695
70000	3	,902	,924	,91600	,012166

Abreviaturas: dismi, disminución; N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.59.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del mediopié del material Pelite tras someterlo a la presión de 10.000 a 60.000 ciclos.

#### 4.7.2.6. Ensayo de estrés en compresión de Poron 8 de 5 mm de espesor, en mediopié

Tras la compresión de este material en la zona del mediopié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 ciclos hasta los 100.000 ciclos de 3 muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.109. De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.110. Este material no llega a la disminución del 50% de espesor, después de 100.000 ciclos. La pérdida de espesores del Poron-8 se muestra en la Figura 4.60.

**Tabla 4.109.** Evolución de la disminución del espesor del material Poron 8 medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión en mediopié.

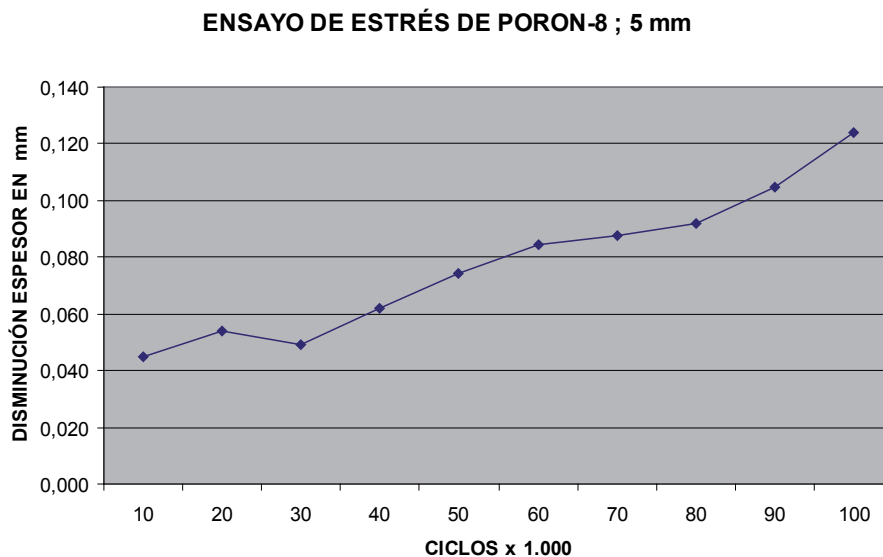
Ciclos	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000	70.000	80.000	90.000	100.000
M-1	0,044	0,052	0,051	0,060	0,073	0,082	0,086	0,094	0,105	0,122
M-2	0,047	0,056	0,049	0,058	0,072	0,084	0,085	0,090	0,103	0,122
M-3	0,044	0,054	0,047	0,062	0,078	0,088	0,092	0,092	0,107	0,128

Abreviaturas: M, muestra analizada.

**Tabla 4.110.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico Poron 8, tras ser sometido de 10.000 a 100.000 ciclos de estrés en la zona del mediopié en 3 palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	,00	,000
10000	3	,044	,047	,04500	,001732
20000	3	,052	,056	,05400	,002000
30000	3	,047	,051	,05590	,006173
40000	3	,058	,062	,06000	,002000
50000	3	,072	,078	,07433	,003215
60000	3	,082	,088	,08467	,003055
70000	3	,085	,092	,08767	,003786
80000	3	,090	,094	,09200	,002000
90000	3	,103	,107	,10500	,002000
100000	3	,122	,128	,12400	,003464

Abreviaturas: dismi, disminución; N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.60.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del mediopié del material Poron-8 tras someterlo a la presión de 10.000 a 100.000 ciclos.

#### 4.7.2.7. Ensayo de estrés en compresión de Poron 15, 5 mm de espesor, en mediopié

Tras la compresión de este material en la zona del mediopié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 ciclos hasta los 100.000 ciclos de 3 muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.111. De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.112. Este material no llega a la disminución del 50% de espesor, después de 100.000 ciclos. La pérdida de espesores del Poron-15 se muestra en la Figura 4.61.

**Tabla 4.111.** Evolución de la disminución del espesor del material Poron 15 medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión en mediopié.

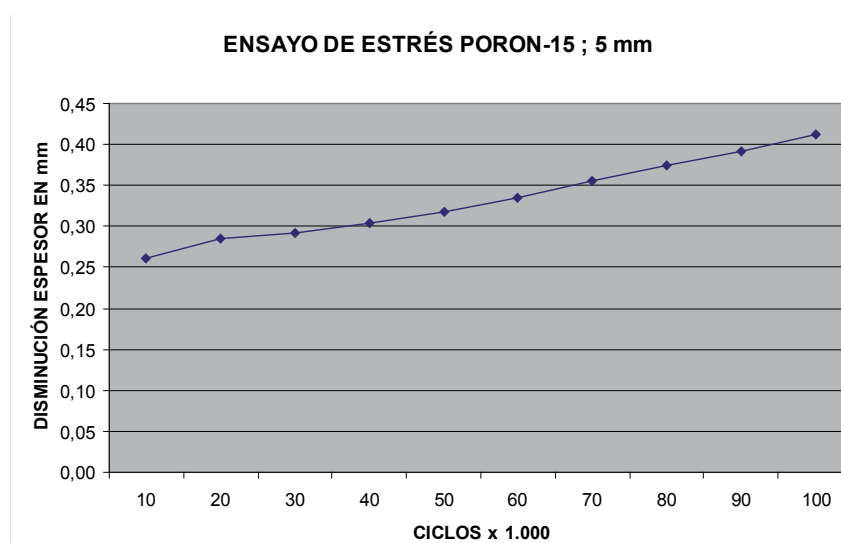
Ciclos	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000	70.000	80.000	90.000	100.000
M-1	0,08	0,10	0,11	0,13	0,15	0,16	0,17	0,18	0,19	0,19
M-2	0,08	0,10	0,11	0,13	0,15	0,16	0,17	0,17	0,19	0,20
M-3	0,08	0,09	0,12	0,14	0,15	0,17	0,18	0,18	0,20	0,20

Abreviaturas: M, muestra analizada.

**Tabla 4.112.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico Poron 15, tras ser sometido de 10.000 a 100.000 ciclos de estrés en la zona del mediopié en 3 palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	1	0	0	,00	.
10000	3	,083	,084	,08333	,000577
20000	3	,094	,101	,09767	,003512
30000	3	,110	,116	,11300	,003000
40000	3	,128	,136	,13200	,004000
50000	3	,145	,151	,14700	,003464
60000	3	,162	,168	,16400	,003464
70000	3	,172	,176	,17400	,002000
80000	3	,171	,179	,17500	,004000
90000	3	,185	,195	,18867	,005508
100000	3	,194	,198	,19600	,002000

Abreviaturas: dismi, disminución; N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.61.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del mediopié del material Poron-15 tras someterlo a la presión de 10.000 a 100.000 ciclos.

### 4.7.3. Resultado de los ensayos de estrés mecánico en compresión en el retropié

#### 4.7.3.1. Ensayo de estrés en compresión de EVA20 de 5 mm de espesor, en retropié

Tras la compresión de este material en la zona del retropié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 hasta los 70.000 ciclos de tres muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.113. De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.114. Y la evolución de la pérdida de espesor del EVA 20 hasta perder el 50% de su espesor inicial. se muestra en la Figura 4.62.

**Tabla 4.113.** Evolución de la disminución del espesor del material EVA 20 medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 70.000 ciclos de compresión en retropié.

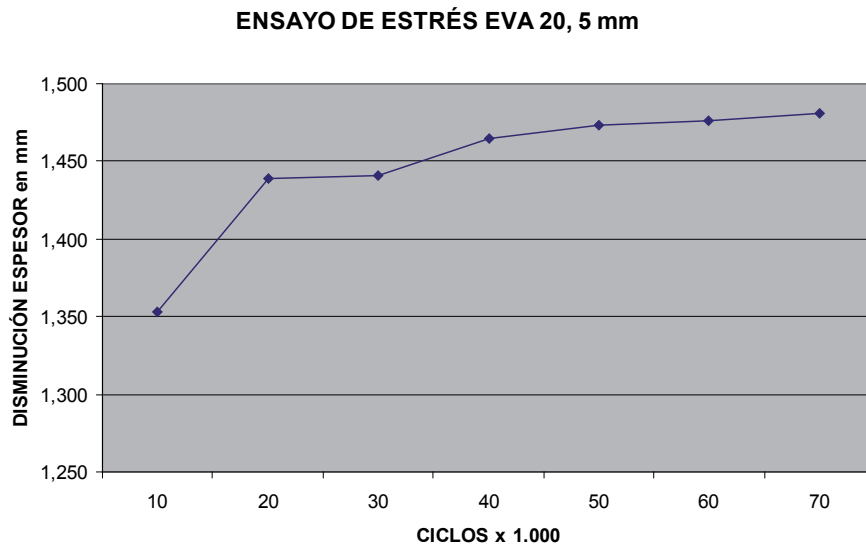
Ciclos	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000	70.000
M-1	1,36	1,47	1,48	1,51	1,53	1,52	1,52
M-2	1,35	1,46	1,39	1,48	1,46	1,48	1,47
M-3	1,35	1,39	1,46	1,40	1,43	1,44	1,45

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada.

**Tabla 4.114.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico EVA 20°, tras ser sometido de 10.000 a 70.000 ciclos de estrés en la zona del retropié en 3 palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	,00	,000
10000	3	1,346	1,362	1,35267	,008327
20000	3	1,387	1,472	1,43900	,045574
30000	3	1,386	1,475	1,44100	,048073
40000	3	1,404	1,512	1,46500	,055344
50000	3	1,433	1,525	1,47300	,047159
60000	3	1,438	1,515	1,47600	,038510
70000	3	1,445	1,524	1,48067	,040054
80000	3	1,479	1,537	1,49933	,032655

Abreviaturas: dismi, disminución; N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.62.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del retropié del material EVA 20° tras someterlo a la presión de 10.000 a 70.000 ciclos. Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato.

#### 4.7.3.2. Ensayo de estrés en compresión de EVA-35 de 5 mm de espesor, en retropié

Tras la compresión de este material en la zona del retropié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 hasta los 80.000 ciclos de tres muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.115. De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.116. Y la evolución de la pérdida de espesor del EVA 35 hasta perder el 50% de su espesor inicial. se muestra en la Figura 4.63.

**Tabla 4.115.** Evolución de la disminución del espesor del material EVA 35 medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 80.000 ciclos de compresión en retropié.

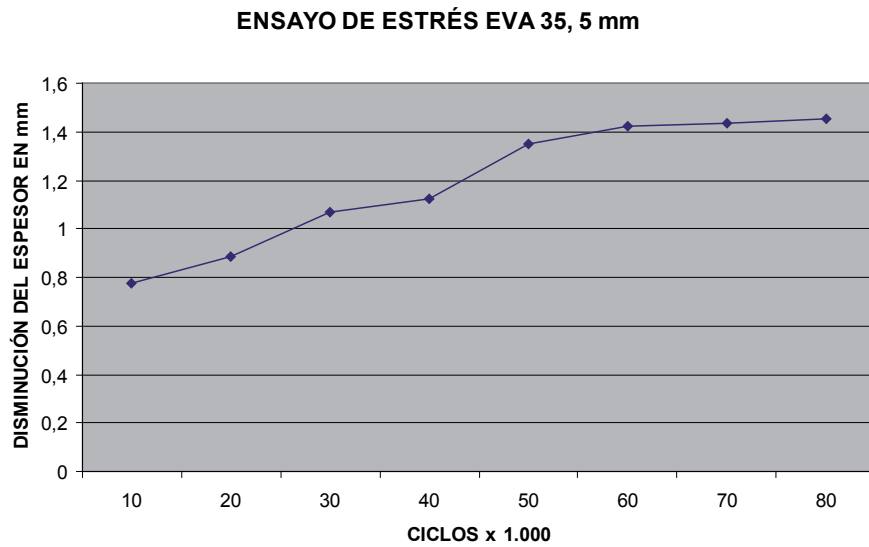
Ciclos	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000	70.000	80.000
M-1	0,78	0,89	0,91	1,00	1,03	1,16	1,23	1,40
M-2	0,71	0,81	0,89	0,91	1,01	1,18	1,20	1,28
M-3	0,78	0,82	0,85	0,90	1,02	1,16	1,28	1,38

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada.

**Tabla 4.116.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico EVA 35°, tras ser sometido de 10.000 a 80.000 ciclos de estrés en la zona del retropié en 3 palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	,00	,000
10000	3	,708	,784	,75633	,042004
20000	3	,806	,885	,83567	,043016
30000	3	,850	,911	,88400	,031097
40000	3	,898	1,000	,93433	,056977
50000	3	1,005	1,027	1,01767	,011372
60000	3	1,158	1,177	1,16600	,009849
70000	3	1,202	1,275	1,23467	,037099
80000	3	1,277	1,404	1,35200	,066551

Abreviaturas: dismi, disminución; N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.63.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del retropié del material EVA 35° tras someterlo a la presión de 10.000 a 80.000 ciclos. Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato.

#### 4.7.3.3. Ensayo de estrés en compresión de EVA-45° 5 mm de espesor, en retropié

Tras la compresión de este material en la zona del retropié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 ciclos hasta los 100.000 ciclos de 3 muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.117. De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.118. Este material no llega a la disminución del 50% de espesor, después de 100.000 ciclos. La pérdida de espesores del EVA 45 se muestra en la Figura 4.64.

**Tabla 4.117.** Evolución de la disminución del espesor del material EVA 45 medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión en retropié.

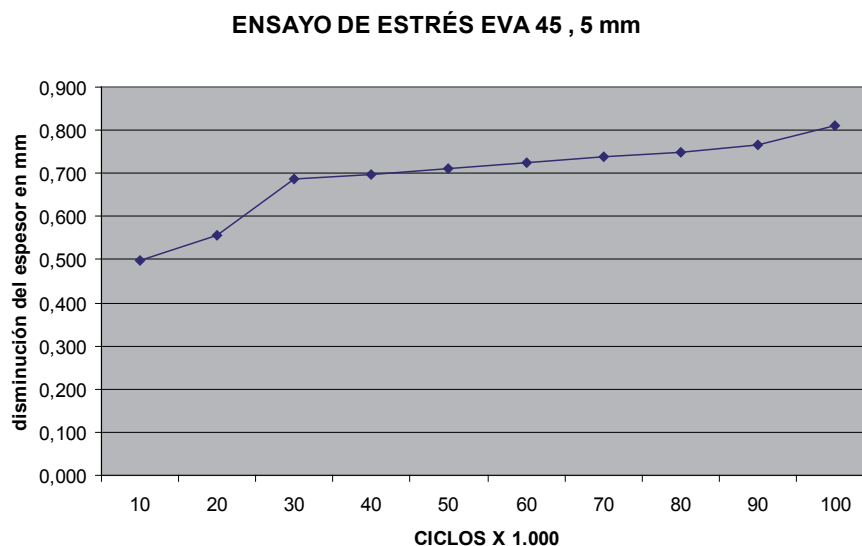
EVA-45°	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000	70.000	80.000	90.000	100.000
M-1	0,51	0,59	0,69	0,69	0,71	0,73	0,74	0,76	0,78	0,81
M-2	0,50	0,54	0,69	0,69	0,71	0,72	0,74	0,74	0,75	0,82
M-3	0,49	0,55	0,69	0,71	0,72	0,72	0,73	0,75	0,76	0,80

Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato; M, muestra analizada.

**Tabla 4.118.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico EVA 45°, tras ser sometido de 10.000 a 100.000 ciclos de estrés en la zona del retropié en 3 palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	,00	,000
10000	3	,487	,509	,49900	,011136
20000	3	,541	,588	,55800	,026058
30000	3	,685	,693	,68800	,004359
40000	3	,693	,707	,69800	,007810
50000	3	,705	,723	,71200	,009644
60000	3	,718	,732	,72433	,007095
70000	3	,729	,743	,73767	,007572
80000	3	,741	,759	,74933	,009074
90000	3	,751	,778	,76433	,013503

Abreviaturas: dismi, disminución; N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.64.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del retropié del material EVA 45° tras someterlo a la presión de 10.000 a 100.000 ciclos. Abreviaturas: EVA, etil vinil acetato.

#### 4.7.3.4. Ensayo de estrés en compresión de Plastazote 5 mm de espesor, en retropié

Tras la compresión de este material en la zona del retropié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 hasta los 30.000 ciclos de tres muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.119. De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.120. Y la evolución de la pérdida de espesor del Plastazote hasta perder el 50% de su espesor inicial. se muestra en la Figura 4.65.

**Tabla 4.119.** Evolución de la disminución del espesor del material Plastazote medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 30.000 ciclos de compresión en retropié.

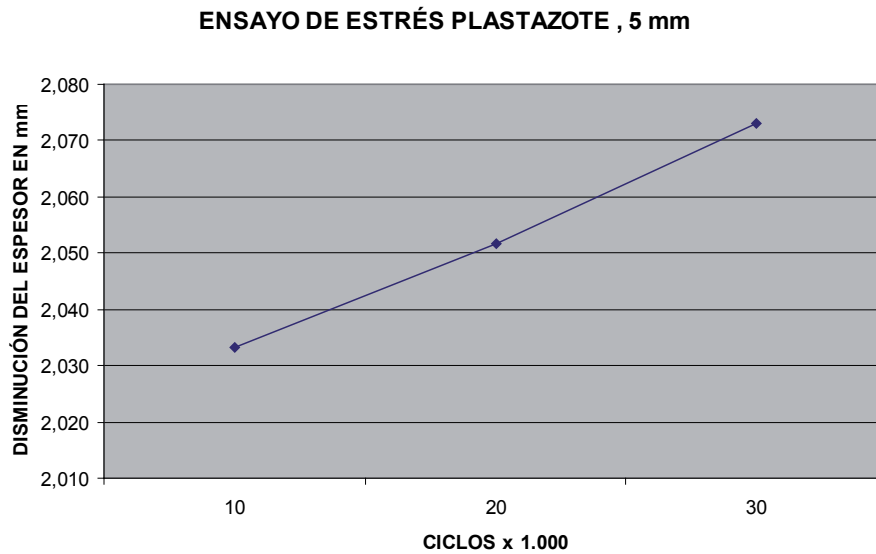
Ciclos	10.000	20.000	30.000
M-1	2,04	2,06	2,08
M-2	2,03	2,05	2,08
M-3	2,03	2,04	2,06

Abreviaturas: M, muestra analizada.

**Tabla 4.120.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico Plastazote, tras ser sometido de 10.000 a 30.000 ciclos de estrés en la zona del retropié en palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	,00	,000
10000	3	2,029	2,039	2,03333	,005132
20000	3	2,041	2,061	2,05167	,010066
30000	3	2,059	2,083	2,07300	,012490

Desviación típica. Abreviaturas: dismi, disminución; N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip.



**Figura 4.65.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del retropié del material Plastazote tras someterlo a la presión de 10.000 a 30.000 ciclos.

#### 4.7.3.5. Ensayo de estrés en compresión de Pelite de 5 mm de espesor, en retropié

Tras la compresión de este material en la zona del retropié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 hasta los 60.000 ciclos de tres muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.121. De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.122. Y la evolución de la pérdida de espesor del Pelite hasta perder el 50% de su espesor inicial. Se muestra en la Figura 4.66.

**Tabla 4.121.** Evolución de la disminución del espesor del material Pelite medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 60.000 ciclos de compresión en retropié.

Ciclos	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000
M-1	0,62	0,73	0,76	0,84	0,96	1,01
M-2	0,64	0,75	0,77	0,83	0,94	1,05
M-3	0,60	0,74	0,78	0,83	0,93	0,91

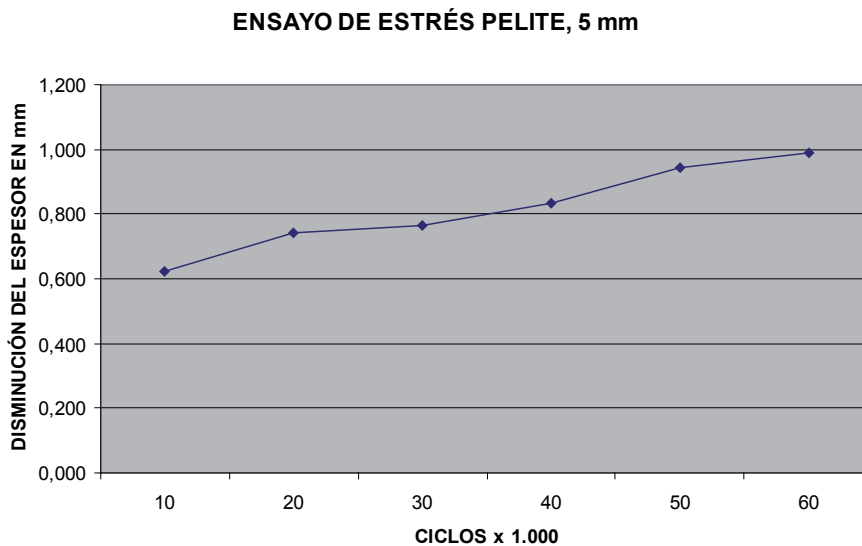
Abreviaturas: M, muestra analizada.

**Tabla 4.122.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico Pelite, tras ser sometido de 10.000 a

60.000 ciclos de estrés en la zona del retropié en palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	,00	,000
10000	3	,603	,641	,62233	,019009
20000	3	,732	,752	,74100	,010149
30000	3	,757	,775	,76667	,009074
40000	3	,828	,842	,83367	,007371
50000	3	,927	,956	,94200	,014526
60000	3	,907	1,052	,98800	,073980
70000	3	1,122	1,151	1,13500	,014731

Abreviaturas: dismi, disminución; N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.66.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del retropié del material Pelite tras someterlo a la presión de 10.000 a 60.000 ciclos.

#### 4.7.3.6. Ensayo de estrés en compresión de Poron 8 de 5 mm de espesor, en retropié

Tras la compresión de este material en la zona del retropié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 ciclos hasta los 100.000 ciclos de 3 muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.123. De estos datos obtenidos

en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.124. Este material no llega a la disminución del 50% de espesor, después de 100.000 ciclos. La pérdida de espesores del Poron 8 se muestra en la Figura 4.67.

**Tabla 4.123.** Evolución de la disminución del espesor del material Poron 8 medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión en retropié.

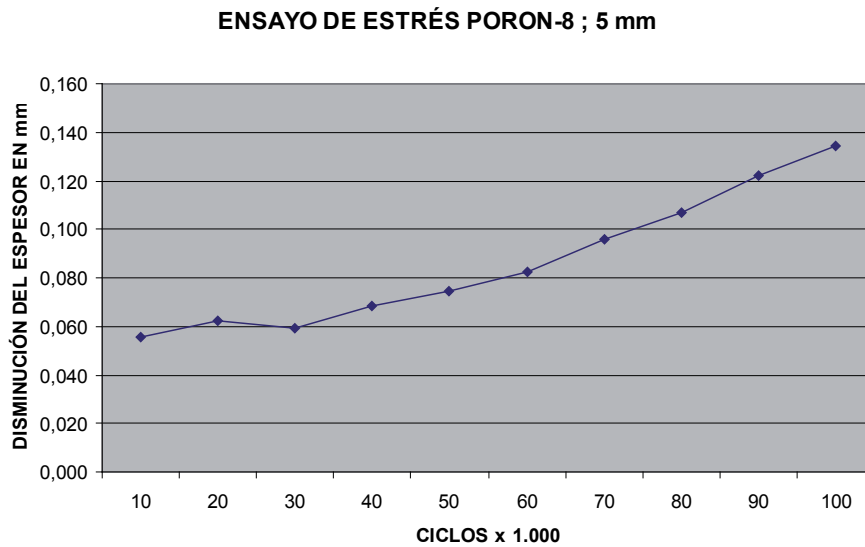
Ciclos	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000	70.000	80.000	90.000	100.000
M-1	0,05	0,07	0,06	0,07	0,08	0,08	0,10	0,11	0,13	0,14
M-2	0,05	0,06	0,06	0,07	0,07	0,09	0,10	0,11	0,12	0,13
M-3	0,06	0,06	0,06	0,07	0,07	0,08	0,09	0,10	0,12	0,13

Abreviaturas: M, muestra analizada.

**Tabla 4.124.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico Poron 8, tras ser sometido de 10.000 a 100.000 ciclos de estrés en la zona del retropié en palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	,00	,000
10000	3	,054	,059	,05567	,002887
20000	3	,059	,065	,06233	,003055
30000	3	,057	,062	,05933	,002517
40000	3	,066	,072	,06867	,003055
50000	3	,072	,078	,07467	,003055
60000	3	,079	,086	,08233	,003512
70000	3	,094	,099	,09600	,002646
80000	3	,104	,111	,10667	,003786
90000	3	,117	,125	,12200	,004359
100000	3	,132	,138	,13433	,003215

Abreviaturas: dismi, disminución; N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.



**Figura 4.67.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del retropié del material Poron-8 tras someterlo a la presión de 10.000 a 100.000 ciclos.

#### 4.7.3.7. Ensayo de estrés en compresión de Poron 15 de 5 mm de espesor, en retropié

Tras la compresión de este material en la zona del retropié, hemos medido la pérdida del espesor en mm, desde los 10.000 ciclos hasta los 100.000 ciclos de 3 muestras, cuyo resultado se indica en la Tabla 4.125. De estos datos obtenidos en el laboratorio, hemos obtenido los estadísticos descriptivos para este material, Tabla 4.126. Este material no llega a la disminución del 50% de espesor, después de 100.000 ciclos. La pérdida de espesores del Poron 15 se muestra en la Figura 4.68.

**Tabla 4.125.** Evolución de la disminución del espesor del material Poron 15 medido en (mm), cuando se somete de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión en retropié.

Ciclos	10.000	20.000	30.000	40.000	50.000	60.000	70.000	80.000	90.000	100.000
M-1	0,10	0,10	0,13	0,15	0,15	0,16	0,17	0,19	0,19	0,21
M-2	0,10	0,10	0,12	0,15	0,15	0,16	0,18	0,18	0,19	0,20
M-3	0,09	0,09	0,12	0,14	0,14	0,15	0,17	0,18	0,20	0,19

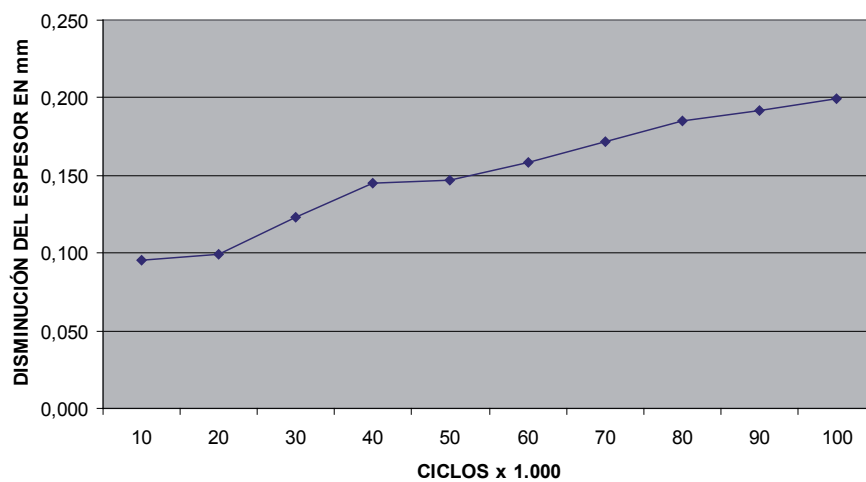
Abreviaturas: M, muestra analizada.

**Tabla 4.126.** Estadísticos descriptivos del material ortopédico Poron 15, tras ser sometido de 10.000 a 100.000 ciclos de estrés en la zona del retropié en palmillas de 5mm de espesor. Los valores: Mínimo, Máximo, Media y Desviación típica se indican en (mm).

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.
0	3	0	0	,00	,000
10000	3	,093	,097	,09500	,002000
20000	3	,092	,104	,09933	,006429
30000	3	,119	,126	,12267	,003512
40000	3	,142	,148	,14533	,003055
50000	3	,139	,153	,14700	,007211
60000	3	,154	,162	,15800	,004000
70000	3	,169	,175	,17200	,003000
80000	3	,179	,192	,18467	,006658
90000	3	,189	,196	,19200	,003606
100000	3	,192	,205	,19933	,006658

Abreviaturas: dismi, disminución; N, total de las muestras analizadas; Desv. Tip, Desviación típica.

#### ENSAYO DE ESTRÉS PORON-15 ; 5 mm



**Figura 4.68.** Representación gráfica de la pérdida de espesor en mm, en la zona del retropié del material Poron-15 tras someterlo a la presión de 10.000 a 100.000 ciclos.

**4.7.4. Hemos realizado la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados de la disminución del espesor de los siete materiales en antepié, mediopié y retropié. Cuando se han sometido de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión**

**4.7.4.1. Análisis estadístico, prueba de Kolmogorov-Smirnov para el antepié**

Los estadísticos descriptivos obtenidos, tras someter a los siete materiales de ortopedia estudiados de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión, hasta conseguir una disminución del espesor en el antepié inferior al 50% del espesor inicial. Están indicados en la Tabla 4.127.

Los resultados obtenidos de la prueba de Kolmogorov-Smirnov en la zona del antepié para los siete materiales estudiados se exponen en la Tabla 4.128.

**Tabla 4.127.** Estadísticos descriptivos de los siete materiales de ortopedia estudiados tras someterlos de 10.000 a 100.000 ciclos en la zona del antepié.

Ciclos	N	Media	Desviación Típica	Mínimo	Máximo
10.000	21	1,547	0,976	0,174	2,895
20.000	21	1,767	1,138	0,196	3,440
30.000	21	1,833	1,151	0,212	3,435
40.000	18	1,665	1,071	0,238	2,917
50.000	18	1,693	1,076	0,270	2,900
60.000	18	1,757	1,097	0,307	2,962
70.000	15	1,569	1,094	0,312	2,761
80.000	12	1,349	1,111	0,318	2,899
90.000	9	0,856	0,735	0,339	1,860
100.000	9	0,873	0,737	0,349	1,870

Abreviaturas: N, total de muestras analizadas; Ciclos, número de apoyos a los que se ha sometido a cada material estudiado.

**Tabla 4.128.** Prueba de Kolmogorov-Smirnov de los siete materiales de ortopedia estudiados, tras someterlos de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión en la zona del antepié.

Ciclos	Dif. Absoluta	Dif. Positiva	Dif. Negativa	Z de (K-S)	Sig. Asintót (bi)
10.000	0,190	0,190	0,168	0,872	0,432
20.000	0,187	0,187	0,130	0,859	0,452
30.000	0,195	0,195	0,149	0,892	0,404
40.000	0,230	0,230	0,225	0,977	0,296
50.000	0,234	0,231	0,234	0,991	0,280
60.000	0,242	0,235	0,242	1,026	0,244
70.000	0,266	0,266	0,217	1,029	0,240
80.000	0,309	0,309	0,177	1,069	0,203
90.000	0,399	0,399	0,241	1,197	0,114
100.000	0,394	0,394	0,239	1,183	0,122

Abreviaturas: Sig. Asintót, Significación asintótica bilateral. Significación estadística establecida para  $P < 0,05$  con un intervalo de confianza del 95%. Dif. Diferencias más extremas. (K-S), Kolmogorov-Smirnov.

Tomando las medias de la pérdida de espesores para cada valor de ciclo (10.000, 20.000, etc), en la Tabla 4.127. No siendo dichos valores estadísticamente significativos, ya que ( $P > 0,05$ ) para todos los intervalos de ciclos de compresión Tabla 4.128, por lo que se acepta la hipótesis nula, por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una distribución normal.

#### 4.7.4.2. Análisis estadístico, prueba de Kolmogorov-Smirnov para el mediopié

Los estadísticos descriptivos obtenidos, tras someter a los siete materiales de ortopedia estudiados de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión, hasta conseguir una disminución del espesor, en el mediopié, inferior al 50% del espesor inicial, en esta zona no se consigue esta disminución. Están indicados en la Tabla 4.129. Los

resultados obtenidos de la prueba de Kolmogorov-Smirnov en la zona del mediopié para los siete materiales estudiados se exponen en la Tabla 4.130.

**Tabla 4.129.** Estadísticos descriptivos de los siete materiales de ortopedia estudiados tras someterlos de 10.000 a 100.000 ciclos en la zona del mediopié.

Ciclos	N	Media	Desviación Típica	Mínimo	Máximo
10.000	21	,596	,600	,044	1,898
20.000	21	,649	,611	,052	1,946
30.000	21	,740	,586	,047	1,961
40.000	18	,539	,406	,058	1,165
50.000	18	,586	,441	,072	1,258
60.000	18	,627	,467	,082	1,348
70.000	18	,677	,495	,085	1,411
80.000	15	,657	,552	,090	1,477
90.000	12	,583	,602	,103	1,565
100.000	9	,273	,173	,122	,512

Abreviaturas: N, total de muestras analizadas; Ciclos, número de apoyos a los que se ha sometido a cada material estudiado.

**Tabla 4.130.** Prueba de Kolmogorov-Smirnov de los siete materiales de ortopedia estudiados, tras someterlos de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión en la zona del mediopié.

Ciclos	Dif. Absoluta	Dif. Positiva	Dif. Negativa	Z de (K-S)	Sig. Asintót (bi)
10.000	0,208	0,208	0,179	0,954	0,323
20.000	0,186	0,186	0,165	0,850	0,465
30.000	0,188	0,188	0,123	0,860	0,451
40.000	0,173	0,173	0,119	0,735	0,653
50.000	0,172	0,172	0,151	0,728	0,664
60.000	0,170	0,170	0,127	0,723	0,673
70.000	0,180	0,180	0,175	0,763	0,605
80.000	0,231	0,231	0,176	0,893	0,402
90.000	0,307	0,307	0,212	1,064	0,208
100.000	0,336	0,336	0,232	1,007	0,263

Abreviaturas: Sig. Asintót, Significación asintótica bilateral. Significación estadística establecida para  $P < 0,05$  con un intervalo de confianza del 95%. Dif. Diferencias más extremas.(K-S), Kolmogorov-Smirnov.

Tomando las medias de la pérdida de espesores para cada valor de ciclo (10.000, 20.000, etc), en la Tabla 4.129. No siendo dichos valores estadísticamente significativos, ya que ( $P > 0,05$ ) para todos los intervalos de ciclos de compresión de compresión Tabla 4.130, por lo que se acepta la hipótesis nula, por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una distribución normal.

#### 4.7.4.3. Análisis estadístico, prueba de Kolmogorov-Smirnov para el retropié

Los estadísticos descriptivos obtenidos, tras someter a los siete materiales de ortopedia estudiados de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión, hasta conseguir una disminución del espesor en el retropié inferior al 50% del espesor inicial, en esta zona no se consigue esta disminución. Están indicados en la Tabla 4.131.

Los resultados obtenidos de la prueba de Kolmogorov-Smirnov en la zona del retropié para los siete materiales estudiados se exponen en la Tabla 4.132.

**Tabla 4.131.** Estadísticos descriptivos de los siete materiales de ortopedia estudiados tras someterlos de 10.000 a 100.000 ciclos en la zona del retropié.

Ciclos	N	Media	Desviación Típica	Mínimo	Máximo
10.000	21	,773	,670	,054	2,039
20.000	21	,826	,678	,059	2,061
30.000	21	,862	,674	,057	2,083
40.000	18	,690	,491	,066	1,512
50.000	18	,727	,506	,072	1,525
60.000	18	,765	,524	,079	1,515
70.000	18	,809	,541	,094	1,524
80.000	15	,778	,595	,104	1,537
90.000	12	,667	,614	,117	1,631
100.000	9	,381	,323	,132	,823

Abreviaturas: N, total de muestras analizadas; Ciclos, número de apoyos a los que se ha sometido a cada material estudiado.

**Tabla 4.132.** Prueba de Kolmogorov-Smirnov de los siete materiales de ortopedia estudiados, tras someterlos de 10.000 a 100.000 ciclos de compresión en la zona del mediopié.

Ciclos	Dif. Absoluta	Dif. Positiva	Dif. Negativa	Z de (K-S)	Sig. Asintót (bi)
10.000	0,208	0,208	0,142	0,953	0,323
20.000	0,180	0,180	0,129	0,825	0,504
30.000	0,185	0,185	0,116	0,850	0,466
40.000	0,199	0,199	0,168	0,843	0,476
50.000	0,205	0,205	0,153	0,871	0,434
60.000	0,209	0,209	0,130	0,885	0,413
70.000	0,218	0,213	0,218	0,926	0,358
80.000	0,237	0,237	0,199	0,920	0,366
90.000	0,278	0,278	0,185	0,964	0,311
100.000	0,374	0,374	0,235	1,122	0,161

Abreviaturas: Sig. Asintót, Significación asintótica bilateral. Significación estadística establecida para  $P < 0,05$  con un intervalo de confianza del 95%. Dif. Diferencias más extremas. (K-S), Kolmogorov-Smirnov.

Tomando las medias de la pérdida de espesores para cada valor de ciclo (10.000, 20.000, etc), en la Tabla 4.131. No siendo dichos valores estadísticamente significativos, ya que ( $P > 0,05$ ) para todos los intervalos de ciclos Tabla 4.132, por lo que se acepta la hipótesis nula, por lo cual se establece que los resultados obtenidos presentan una distribución normal.

#### 4.7.5. Análisis de Fiabilidad en la medición de los espesores en antepié, mediopié y retropié

##### 4.7.5.1. Fiabilidad en la medición de los espesores en Antepié

Los datos de fiabilidad obtenidos en cada medición realizada a los espesores de antepié, en los diferentes materiales de ortopedia, formados por el ICC y el SEM están representados en la Tabla 4.133.

Los resultados obtenidos tras someter a los siete materiales a ciclos de estrés mecánico en días alternos: 10.000 ciclos un día, recuperación 24 horas para hacer la lectura, y otro periodo de 10.000 ciclos hasta llegar a los 100.000.

Todos presentaron un ICC > 0,90. Siguiendo las recomendaciones de que las mediciones clínicas con coeficientes de fiabilidad superiores a 0,90 mejoran la probabilidad de que la medición sea válida, (Portney, 2009). Habiéndonos marcado en nuestro estudio un ICC  $\geq$  0,90 como una medición muy fiable.

Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores: SEM < 0,08.

**Tabla 4.133.** Fiabilidad en la medición de espesor en cada material durante los diferentes ciclos en el antepié.

I C 95 %				
Ciclos	ICC (7,3)	Limite Inferior	Limite Superior	SEM
10.000	0,995	0,982	0,999	0,0726
20.000	0,998	0,991	1,000	0,0536
30.000	0,999	0,995	1,000	0,3838
40.000	0,998	0,991	1,000	0,0509
50.000	0,998	0,992	1,000	0,0512
60.000	0,999	0,995	1,000	0,0369
70.000	0,999	0,997	1,000	0,0373
80.000	0,999	0,995	1,000	0,0388
90.000	1,000	0,998	1,000	0,0000
100.000	1,000	0,996	1,000	0,0000

Abreviaturas: ICC, Coeficientes de Correlación Intraclase; SEM, Error estándar de medición; IC, Intervalo de confianza.

#### 4.7.5.2. Fiabilidad en la medición de los espesores en mediopié

Los datos de fiabilidad obtenidos en cada medición realizada a los espesores en la zona del **mediopié** en los diferentes materiales de ortopedia, realizados mediante el ICC y el SEM están representados en la Tabla 4.134. Todos presentaron un ICC > 0,90.

Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores: SEM < 0,0005. Excepto para 30.000 ciclos que se obtuvo para todos los materiales de ortopedia estudiados un valor SEM = 0,007.

**Tabla 4.134.** Fiabilidad en la medición de espesor en el mediopié en cada material durante los diferentes ciclos.

I C 95 %				
Ciclos	ICC (7,3)	Limite Inferior	Limite Superior	SEM
10.000	0,999	0,995	1,000	0,0004
20.000	0,999	0,997	1,000	0,0004
30.000	0,975	0,911	0,995	0,0070
40.000	0,998	0,994	1,000	0,0005
50.000	1,000	0,998	1,000	0,0000
60.000	1,000	0,998	1,000	0,0000
70.000	0,999	0,998	1,000	0,0003
80.000	1,000	0,999	1,000	0,0000
90.000	1,000	0,998	1,000	0,0000
100.000	0,999	0,990	1,000	0,0002

Abreviaturas: ICC, Coeficientes de Correlación Intraclase; SEM, Error estándar de medición; IC, Intervalo de confianza.

#### 4.7.5.3. Fiabilidad en la medición de los espesores en retropié

Los datos de fiabilidad obtenidos en cada medición realizada a los espesores en la zona del **retropié** en los diferentes materiales de ortopedia, realizados mediante el ICC y el SEM están representados en la Tabla 4.135. Todos presentaron un ICC > 0,90.

Igualmente los valores de SEM indican muy poco error ya que se han obtenido valores:  $SEM < 0,0004$ . Excepto para 40.000, 60.000 y 80.000 ciclos que se obtuvo para todos los materiales de ortopedia estudiados un valor  $SEM = 0,001$ .

**Tabla 4.135.** Fiabilidad en la medición de espesor en el retropié en cada material durante los diferentes ciclos.

IC 95 %				
Ciclos	ICC (7,3)	Limite Inferior	Limite Superior	SEM
10.000	0,999	0,997	1,000	0,0003
20.000	0,999	0,996	1,000	0,0006
30.000	0,999	0,996	1,000	0,0004
40.000	0,997	0,996	1,000	0,0011
50.000	0,999	0,994	1,000	0,0004
60.000	0,997	0,987	1,000	0,0011
70.000	0,998	0,993	1,000	0,0007
80.000	0,998	0,990	1,000	0,0010
90.000	0,999	0,995	1,000	0,0004
100.000	1,000	0,997	1,000	0,0000

Abreviaturas: ICC, Coeficientes de Correlación Intraclase; SEM, Error estándar de medición; IC, Intervalo de confianza.

#### **4.7.6. Prueba T, de los resultados obtenidos en la pérdida de espesor en los materiales de ortopedia estudiados por ciclos de compresión en antepié, mediopié y retropié**

Se ha analizado si existen diferencias significativas en los resultados obtenidos entre los materiales de ortopedia cuando se midió, la pérdida de espesor, antes y después de someterlos a ciclos de compresión en la zona del antepié, mediopié y retropié hasta que la zona del antepié perdiera el 50% de su espesor inicial.

##### **4.7.6.1. Prueba T, resultados obtenidos en la pérdida de espesor en los materiales de ortopedia por ciclos de compresión en la zona del antepié**

Se ha analizado si existen diferencias significativas en los resultados obtenidos entre los materiales que hemos estudiado cuando se midió la pérdida de espesor antes y después de someterlos a ciclos de compresión en la zona del antepié, hasta que la zona del antepié perdiera el 50% de su espesor inicial.

**A los 10.000 ciclos** Hemos analizado si existían diferencias significativas en los resultados obtenidos entre los materiales de ortopedia y al comparar la pérdida del espesor de cada material en la zona del antepié, hemos observado que a los 10.000 ciclos el material EVA 20 se comporta de forma parecida, sin diferencias significativas, con el material EVA 35 ( $P=0.142$ ) y el material EVA 35 se comporta igual que el material Pelite sin que existan diferencias significativas entre ellos ( $P=0.111$ ), así como el Poron 15 y el Poron 8 se comportan de forma similar sin que tampoco existan diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=1.000$ ). Por el contrario el resto de materiales se comportan, a 10.000 ciclos de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P<0.01$ ) en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del antepié. Tabla 4.136.

**Tabla 4.136.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del antepié a los 10.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron 15	Poron 8
Eva 20	1,88±0.10							
Eva 35	2,08±0.15	0,142						
Eva 45	1,25±0.06	0.000	0.000					
Plastazote	2,88±0.01	0.000	0.000	0.000				
Pelite	2,29±0.03	0.000	0,111	0.000	0.000			
Poron 15	0,26±0.003	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000		
Poron 8	0,18±0.008	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	1,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, pérdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 20.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales Poron 15 y Poron 8 se comportan de forma similar sin que existan diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=1.000$ ). Por el contrario el resto de materiales se comportan, a 20.000 ciclos de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P<0.01$ ) en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del antepié. Tabla 4.137.

**Tabla 4.137.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del antepié a los 20.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron 15	Poron 8
Eva 20	1,98±0,04							
Eva 35	2,35±0,10	0,000						
Eva 45	1,48±0,05	0,000	0,000					
Plastazote	3,43±0,01	0,000	0,000	0,000				
Pelite	2,63±0,07	0,000	0,001	0,000	0,000			
Poron 15	0,28±0,13	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		
Poron 8	0,20±0,01	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, pérdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 30.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales Poron 15 y Poron 8 se comportan de forma similar sin que existan diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=1.000$ ). Por el contrario el resto de materiales se comportan, a 30.000 ciclos de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P<0.01$ ) en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del antepié. Tabla 4.138.

**Tabla 4.138.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del antepié a los 30.000 ciclos.

Materiales	PE M $\pm$ SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 20	2,06 $\pm$ 0,113							
Eva 35	2,44 $\pm$ 0,014	0,000						
Eva 45	1,62 $\pm$ 0,076	0,000	0,000					
Plastazote	3,42 $\pm$ 0,596	0,000	0,000	0,000				
Pelite	2,76 $\pm$ 0,137	0,000	0,000	0,000	0,000			
Poron 15	0,29 $\pm$ 0,383	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		
Poron 8	0,22 $\pm$ 0,149	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, pérdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 40.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales Poron 15 y Poron 8 se comportan de forma similar sin que existan diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=1.000$ ). Por el contrario el resto de materiales se comportan, a 40.000 ciclos de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P<0.002$ ), ( $P<0,003$ ) en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del antepié. Tabla 4.139.

**Tabla 4.139.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del antepié a los 40.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 20	2,35±0,040							
Eva 35	2,58±0,020	0,002						
Eva 45	1,71±0,070	0,000	0,000					
Pelite	2,80±0,090	0,000	0,003	0,000				
Poron 15	0,30±0,000	0,000	0,000	0,000		0,000		
Poron 8	0,24±0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	1,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, pérdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 50.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales Poron 15 y Poron 8 se comportan de forma similar sin que existan diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=1.000$ ). Por el contrario el resto de materiales se comportan, a 50.000 ciclos de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P<0.001$ ), ( $P<0,009$ ) en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del antepié. Tabla 4.140

**Tabla 4.140.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del antepié a los 50.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 20	2,42±0,060							
Eva 35	2,60±0,040	0,009						
Eva 45	1,70±0,060	0,000	0,000					
Pelite	2,83±0,050	0,000	0,001	0,000				
Poron 15	0,31±0,010	0,000	0,000	0,000		0,000		
Poron 8	0,27±0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	1,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, pérdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 60.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales Poron 15 y Poron 8 se comportan de forma similar sin que existan diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=1.000$ ). Hemos observado que a los 60.000 ciclos el material EVA 20 se comporta de forma parecida, sin diferencias significativas, con el material EVA 35 ( $P=0.186$ ) Por el contrario el resto de materiales se comportan, a 60.000 ciclos de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P<0.000$ ), en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del antepié. Tabla 4.141.

**Tabla 4.141.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del antepié a los 60.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 20	2,54±0,060							
Eva 35	2,63±0,010	0,186						
Eva 45	1,80±0,030	0,000	0,000					
Pelite	2,90±0,050	0,000	0,000	0,000				
Poron 15	0,33±0,000	0,000	0,000	0,000		0,000		
Poron 8	0,31±0,002	0,000	0,000	0,000		0,000	1,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vinil-acetato; PE, pérdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 70.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales Poron 15 y Poron 8 se comportan de forma similar sin que existan diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=1.000$ ). Hemos observado que a los 70.000 ciclos el material EVA 20 se comporta de forma diferente, con diferencias significativas, con el material EVA 35 ( $P=0.003$ ) El resto de materiales se comportan, a 70.000 ciclos de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P<0.000$ ), en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del antepié. Tabla 4.142

**Tabla 4.142.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del antepié a los 70.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 20	2,61±0,050							
Eva 35	2,75±0,000	0,003						
Eva 45	1,80±0,040	0,000	0,000					
Poron 15	0,35±0,000	0,000	0,000	0,000				
Poron 8	0,31±0,002	0,000	0,000	0,000			1,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, perdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 80.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales Poron 15 y Poron 8 se comportan de forma similar sin que existan diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=0,513$ ). Hemos observado que a los 80.000 ciclos el resto de materiales se comporta de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P<0,000$ ), en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del antepié. Tabla 4.143.

**Tabla 4.143.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del antepié a los 80.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 35	2,86±0,058							
Eva 45	1,83±0,024		0,000					
Poron 15	0,37±0,005		0,000	0,000				
Poron 8	0,32±0,005		0,000	0,000			0,513	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, perdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 90.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales Poron 15 y Poron 8 se comportan de forma diferente existen diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=0,013$ ). Hemos observado que a los 90.000 ciclos el material EVA 45 se comporta de forma diferente a estos dos, con diferencias significativas, ( $p=0,000$ ). Tabla 4.144.

**Tabla 4.144.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del antepie a los 90.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 45	1,83±0,022							
Eoron 15	0,39±0,007			0,000				
Poron 8	0,34±0,003			0,000		0,013		

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, perdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

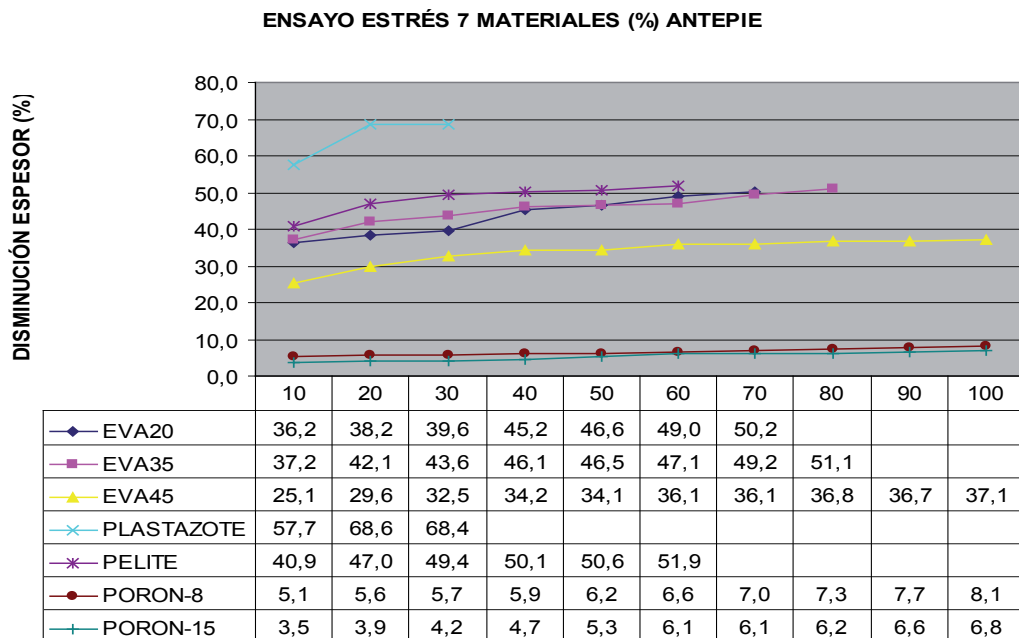
**A los 100.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales Poron 15, Poron 8 Y EVA45 se comportan de forma diferente existiendo diferencias significativas entre estos tres materiales ( $P=0,011$ ). Tabla 4.145.

**Tabla 4.145.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del antepie a los 100.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 45	1,85±0,023							
Poron 15	0,41±0,015			0,000				
Poron 8	0,35±0,003			0,000		0,011		

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, perdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

Hemos realizado unas gráficas de los siete materiales de ortopedia, tomando los datos del ensayo de estrés mecánico, sólo en antepié. Cada material se sometió a 10.000 ciclos en días alternos, hasta que alcanzaba una disminución en el espesor de un 50%. El número máximo de ciclos fue de 100.000 ciclos. Solo tres materiales llegaron a los 100.000 ciclos con una disminución de su espesor menor del 50%: EVA45°, Poron 8 y Poron 15. El Plastazote en los primeros 10.000 ciclos ya alcanzó el 50% de disminución en su espesor. Y el resto de materiales: EVA 20°, EVA35° y Pelite tienen un comportamiento intermedio entre estos dos extremos, alcanzan el 50% entre los 60.000 y 80.000 ciclos. Figura 4.69.



**Figura 4.69.** Evolución de la pérdida de espesor en los siete materiales de ortopedia en la zona del antepié sometida de 10.000 a 100.000 ciclos, Abreviaturas EVA, Etil vinil acetato.

**4.7.6.2. Prueba T, resultados obtenidos en la perdida de espesor en los materiales de ortopedia por ciclos de compresión en la zona del mediopié**

A los 10.000 ciclos, los resultados obtenidos muestran que los materiales Poron 15 y Poron 8 se comportan de forma similar sin que existan diferencias significativas entre estos dos materiales (P=0,993)). Por el contrario el resto de materiales se

comportan, a 10.000 ciclos de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P < 0.01$ ) en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del mediopie. Tabla 4.146.

**Tabla 4.146.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del mediopie a los 10.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron 15	Poron 8
Eva 20	0,86±0,007							
Eva 35	0,55±0,048	0,000						
Eva 45	0,28±0,010	0.000	0.000					
Plastazote	1,87±0,019	0.000	0.000	0.000				
Pelite	0,45±0,018	0.000	0,000	0.000	0.000			
Poron 15	0,08±0,001	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000		
Poron 8	0,04±0,005	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0,993	

Abreviaturas: EVA, Etil-vinil-acetato; PE, perdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 20.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales Poron 15 y Poron 8 se comportan de forma similar sin que existan diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=0,237$ ). Por el contrario el resto de materiales se comportan, a 20.000 ciclos de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P < 0.01$ ) en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del mediopie. Tabla 4.147.

**Tabla 4.147.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del mediopie a los 20.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron 15	Poron 8
Eva 20	0,88±0,030							
Eva 35	0,77±0,015	0,000						
Eva 45	0,31±0,015	0,000	0,000					
Plastazote	1,92±0,019	0,000	0,000	0,000				
Pelite	0,48±0,013	0,000	0,000	0,000	0,000			
Poron 15	0,09±0,002	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		
Poron 8	0,05±0,005	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,237	

Abreviaturas: EVA, Etil-vinil-acetato; PE, pérdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 30.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales Poron 15 y Poron 8 se comportan de forma similar sin que existan diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=0,249$ ). EVA20° y EVA 35° tienen un comportamiento parecido, no tienen diferencias significativas ( $P= 0,889$ ). Y el EVA35°, EVA 45° y Pelite tienen un comportamiento similar, sin diferencias significativas ( $P= 0,375$ ) y ( $P=0,372$ ). Por el contrario el resto de materiales se comportan, de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P<0.01$ ) en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del mediopie. Tabla 4.148.

**Tabla 4.148.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del mediopie a los 30.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 20	0,99±0,005							
Eva 35	0,81±0,026	0,889						
Eva 45	0,37±0,015	0,000	0,002					
Plastazote	1,95±0,006	0,000	0,000	0,000				
Pelite	0,59±0,020	0,005	0,375	0,372	0,000			
Poron 15	0,11±0,261	0,000	0,001	1,000	0,000	0,210		
Poron 8	0,05±0,003	0,000	0,000	0,140	0,000	0,001	0,249	

Abreviaturas: EVA, Etil-vinil-acetato; PE, pérdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 40.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales: EVA20, EVA35, EVA45, Pelite, Poron15 y Poron8; se comportan de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P=0.000$ ), ( $P<0,004$ ) en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del mediopié. Tabla 4.149.

**Tabla 4.149.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del mediopie a los 40.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 20	1,15±0,008							
Eva 35	0,90±0,037	0,000						
Eva 45	0,38±0,009	0,000	0,000					
Pelite	0,59±0,014	0,000	0,000	0,000				
Poron 15	0,13±0,002	0,000	0,000	0,000		0,000		
Poron 8	0,06±0,004	0,000	0,000	0,000		0,000	0,004	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, pérdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 50.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales: EVA20, EVA35, EVA45, Pelite, Poron15 y Poron8; se comportan de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P=0.000$ ), en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del mediopié. Tabla 4.150.

**Tabla 4.150.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del mediopie a los 50.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 20	1,24±0,015							
Eva 35	1,00±0,019	0,000						
Eva 45	0,39±0,015	0,000	0,000					
Pelite	0,65±0,009	0,000	0,000	0,000				
Poron 15	0,14±0,003	0,000	0,000	0,000		0,000		
Poron 8	0,07±0,003	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, pérdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 60.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales: EVA20, EVA35, EVA45, Pelite, Poron15 y Poron8; se comportan de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P=0.000$ ), en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del mediopié. Tabla 4.151.

**Tabla 4.151.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del mediopie a los 60.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 20	1,34±0,004							
Eva 35	1,02±0,013	0,000						
Eva 45	0,41±0,018	0,000	0,000					
Pelite	0,73±0,015	0,000	0,000	0,000				
Poron 15	0,16±0,003	0,000	0,000	0,000		0,000		
Poron 8	0,08±0,003	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, perdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar

**A los 70.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales: EVA20, EVA35, EVA45, Poron15 y Poron8; se comportan de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P=0.000$ ), en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del mediopié. Tabla 4.152.

**Tabla 4.152.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del mediopie a los 70.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 20	1,39±0,013							
Eva 35	1,06±0,009	0,000						
Eva 45	0,42±0,025	0,000	0,000					
Poron 15	0,17±0,003	0,000	0,000	0,000				
Poron 8	0,08±0,002	0,000	0,000	0,000		0,000		

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, perdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 80.000 ciclos** los resultados muestran que los materiales: EVA35, EVA45, Poron15 y Poron8; se comportan de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P=0.000$ ), en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del mediopié. Tabla 4.153.

Tabla 4.153. Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del mediopie a los 80.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 35								
Eva 45	0,46±0,008							
Poron 15	0,17±0,002			0,000				
Poron 8	0,09±0,004			0,000			0,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, pérdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 90.000 ciclos** los resultados muestran que los materiales: EVA45, Poron15 y Poron8; se comportan de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P=0.000$ ), en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del mediopié. Tabla 4.154.

Tabla 4.154. Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del mediopie a los 90.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 45	0,48±0,006							
Poron 15	0,18±0,002			0,000				
Poron 8	0,10±0,005			0,000			0,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, pérdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

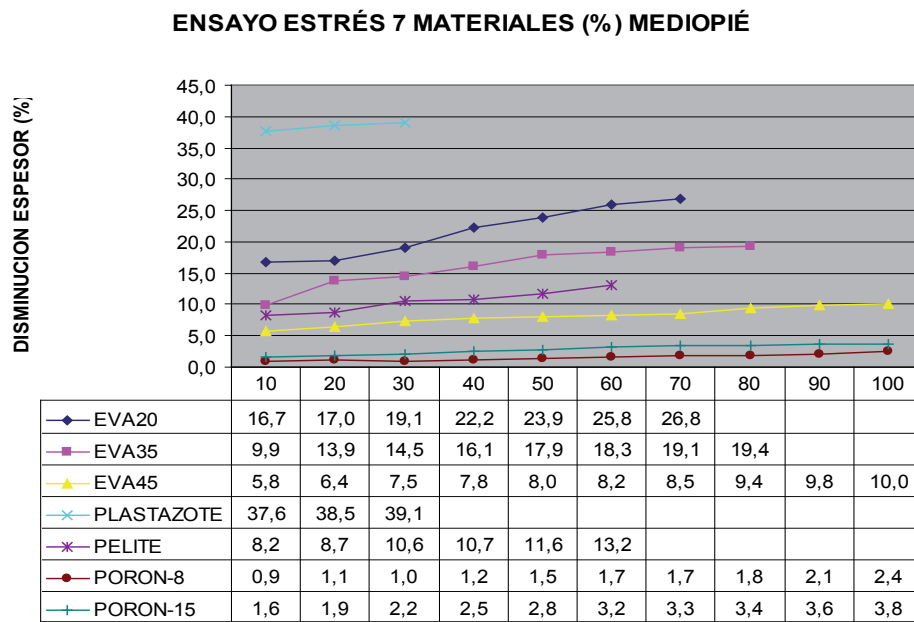
**A los 100.000 ciclos** los resultados muestran que los materiales: EVA45, Poron15 y Poron8; se comportan de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P=0.000$ ), en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del mediopié. Tabla 4.155.

**Tabla 4.155.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del mediopié a los 100.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 45	0,48±0,006							
Poron 15l	0,18±0,002			0,000				
Poron 8	0,10±0,005			0,000			0,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, perdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

Hemos realizado una gráfica de los siete materiales de ortopedia, tomando los datos del ensayo de estrés mecánico, sólo en mediopié. Cada material se sometió a 10.000 ciclos en días alternos, hasta que alcanzaran una disminución en el espesor de un 50%. esta disminución solo se consiguió en antepié, el número máximo de ciclos fue de 100.000. Ninguno de los siete materiales alcanzaron el 50% de disminución del espesor en el mediopié. EVA45°, Poron 8 y Poron 15. Tienen un comportamiento muy similar llegando a los 100.000 ciclos con una disminución inferior al 10%. El Plastazote en los primeros 10.000 ciclos alcanzó el 38% de disminución en su espesor. Y el resto de materiales: EVA 20°, EVA35° y Pelite tienen un comportamiento intermedio entre estos dos extremos, alcanzaron entre el 20 y el 30% entre los 60.000 y 80.000 ciclos. Figura 4.70.



**Figura 4.70.** Evolución de la pérdida de espesor en los siete materiales de ortopedia en la zona del mediopie sometida de 10.000 a 100.000 ciclos, Abreviaturas EVA, Etil vinil acetato.

#### 4.7.6.3. Prueba T, resultados obtenidos en la pérdida de espesor en los materiales de ortopedia por ciclos de compresión en la zona del retropié

Se ha analizado si existen diferencias significativas en los resultados obtenidos entre los materiales que hemos estudiado cuando se midió la pérdida de espesor antes y después de someterlos a ciclos de compresión en la zona del retropié, hasta que la zona del antepié perdiera el 50% de su espesor inicial.

**A los 10.000 ciclos**, los resultados muestran que Poron 15 y Poron 8 se comportan de forma similar sin que existan diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=0,420$ ). Por el contrario el resto de materiales se comportan, a 10.000 ciclos de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P=0,000$ ) en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del retropié Tabla 4.156.

**Tabla 4.156.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del retropié a los 10.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron 15	Poron 8
Eva 20	1,35±0,008							
Eva 35	0,75±0,042	0,000						
Eva 45	0,49±0,001	0,000	0,000					
Plastazote	2,03±0,005	0,000	0,000	0,000				
Pelite	0,62±0,014	0,000	0,000	0,000	0,000			
Poron 15	0,09±0,002	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		
Poron 8	0,05±0,002	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,420	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, perdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 20.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales Poron 15 y Poron 8 se comportan de forma similar sin que existan diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=1,000$ ). EVA35 y Pelite se comportan de forma parecida no presentan diferencias significativas ( $P=0,130$ ). Por el contrario el resto de materiales se comportan, a 20.000 ciclos de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P=0,000$ ) en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del retropié. Tabla 4.157.

**Tabla 4.157.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del retropié a los 20.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron 15	Poron 8
Eva 20	1,43±0,045							
Eva 35	0,83±0,043	0,000						
Eva 45	0,55±0,026	0,000	0,000					
Plastazote	2,05±0,010	0,000	0,000	0,000				
Pelite	0,74±0,010	0,000	0,130	0,000	0,000			
Poron 15	0,09±0,003	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		
Poron 8	0,06±0,006	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, perdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 30.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales Poron 15 y Poron 8 se comportan de forma similar sin que existan diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=0,083$ ). EVA 45° y Pelite tienen un comportamiento parecido, no tienen diferencias significativas ( $P= 0,160$ ). Por el contrario el resto de materiales se comportan, de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P= 0,000$ ) en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del retropié. Tabla 4.158.

**Tabla 4.158.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del retropié a los 30.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 20	1,44±0,048							
Eva 35	0,88±0,031	0,000						
Eva 45	0,68±0,004	0,000	0,000					
Plastazote	2,07±0,012	0,000	0,000	0,000				
Pelite	0,76±0,009	0,000	0,000	0,160	0,000			
Poron 15	0,12±0,002	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		
Poron 8	0,05±0,003	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,083	

Abreviaturas: EVA, Etil-vinil-acetato; PE, pérdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 40.000 ciclos** los resultados muestran que los materiales Poron 15 y Poron 8 se comportan de forma similar sin que existan diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=0,213$ ). EVA 35° y Pelite tienen un comportamiento parecido, no tienen diferencias significativas ( $P= 0,410$ ). Por el contrario el resto de materiales se comportan, de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P= 0,000$ ), ( $P=0,004$ ) en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del retropié. Tabla 4.159.

**Tabla 4.159.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del retropié a los 40.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 20	1,46±0,055							
Eva 35	0,93±0,056	0,000						
Eva 45	0,83±0,007	0,000	0,000					
Pelite	0,06±0,003	0,000	0,410	0,004				
Poron 15	0,14±0,003	0,000	0,000	0,000		0,000		
Poron 8	0,06±0,003	0,000	0,000	0,000		0,000	0,213	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, perdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 50.000 ciclos**, todos los materiales: se comportan de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P=0.014$ ), ( $P=0,020$ ) en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del retropié. Tabla 4.160.

**Tabla 4.160.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del retropié a los 50.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 20	1,47±0,047							
Eva 35	1,01±0,011	0,000						
Eva 45	0,71±0,009	0,000	0,000					
Pelite	0,94±0,014	0,000	0,014	0,000				
Poron 15	0,14±0,003	0,000	0,000	0,000		0,000		
Poron 8	0,07±0,007	0,000	0,000	0,000		0,000	0,020	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, perdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 60.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales: Poron15 y Poron8; se comportan de forma similar sin que existan diferencias significativas entre estos dos materiales ( $P=0,296$ ). Los otros materiales se comportan de forma diferente,

existiendo cambios significativos ( $P=0.001$ ), ( $P=0,000$ ) en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del retropié. Tabla 4.161

**Tabla 4.161.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del retropié a los 60.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 20	1,47±0,038							
Eva 35	1,16±0,009	0,000						
Eva 45	0,72±0,007	0,000	0,000					
Pelite	0,98±0,073	0,000	0,001	0,000				
Poron 15	0,18±0,003	0,000	0,000	0,000		0,000		
Poron 8	0,08±0,004	0,000	0,000	0,000		0,000	0,296	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, perdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 70.000 ciclos**, los resultados muestran que los materiales: EVA20, EVA35, EVA45, Poron15 y Poron8; se comportan de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P=0.000$ ), en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del retropié. Tabla 4.162.

**Tabla 4.162.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del retropié a los 70.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 20	1,39±0,040							
Eva 35	1,06±0,037	0,000						
Eva 45	0,42±0,007	0,000	0,000					
Poron 15	0,17±0,003	0,000	0,000	0,000				
Poron 8	0,08±0,002	0,000	0,000	0,000			0,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, perdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 80.000 ciclos** los resultados muestran que los materiales: EVA45, Poron15 y Poron8; se comportan de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P=0.003$ ), en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del retropié. Tabla 4.163.

**Tabla 4.163.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del retropié a los 80.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 35	1,35 0,066							
Eva 45	0,74±0,009							
Poron 15	0,18±0,003			0,000				
Poron 8	0,10±0,006			0,000			0,003	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, pérdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 90.000 ciclos** los resultados muestran que los materiales:, EVA45, Poron15 y Poron8; se comportan de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P=0.000$ ), en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del retropié. Tabla 4.164.

**Tabla 4.164.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del retropié a los 90.000 ciclos.

Materiales	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
Eva 45	0,76±0,013							
Poron 15	0,19±0,004			0,000				
Poron 8	0,12±0,003			0,000			0,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, pérdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

**A los 100.000 ciclos** los resultados muestran que los materiales: EVA45, Poron15 y Poron8; se comportan de forma diferente, existiendo cambios significativos ( $P=0.000$ ), en las variaciones del espesor de estos materiales de ortopedia en la zona del retropié. Tabla 4.165.

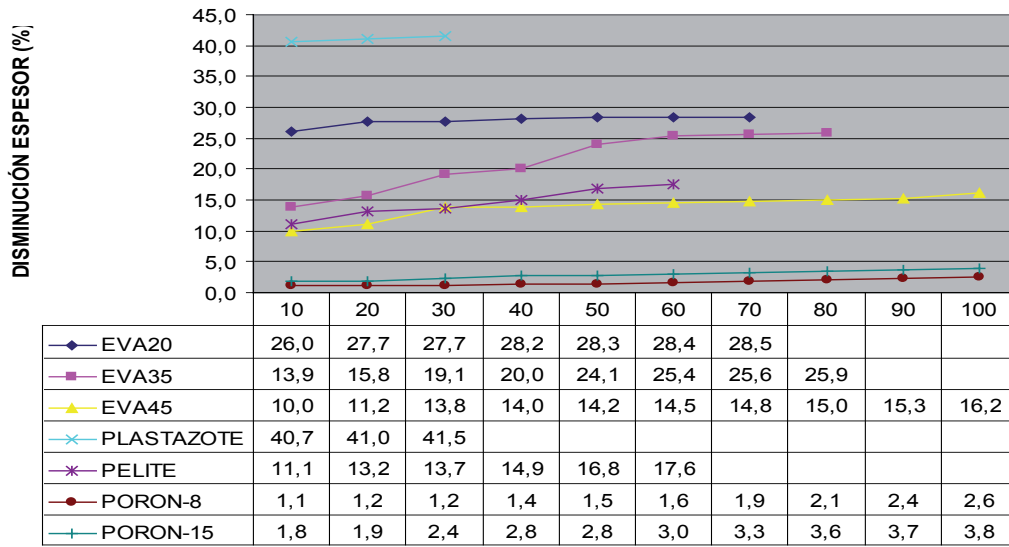
**Tabla 4.165.** Comportamiento de los materiales de ortopedia en la pérdida de espesor en la zona del retropié a los 100.000 ciclos.

Material	PE M±SD	Eva 20	Eva 35	Eva 45	Plastazote	Pelite	Poron Medical	Poron soft
eva 45	0,81±0,012							
poron 15	0,19±0,003			0,000				
poron 8	0,13±0,006			0,000			0,000	

Abreviaturas: EVA, Etil-vynil-acetato; PE, perdida de espesor en cada material; M, media; SD, desviación estándar.

Hemos realizado una gráfica de los siete materiales de ortopedia, tomando los datos del ensayo de estrés mecánico, sólo en el retropié. Cada material se sometió a 10.000 ciclos en días alternos, hasta que alcanzaran una disminución en el espesor de un 50%. El número máximo de ciclos fue de 100.000 ciclos. Ninguno de los siete materiales alcanzó el 50% de disminución del espesor. EVA45°, Poron 8 y Poron 15. Tienen un comportamiento muy similar llegando a los 100.000 ciclos con una disminución inferior al 10%. El Plastazote en los primeros 10.000 ciclos alcanzó el 40% de disminución en su espesor. Y el resto de materiales: EVA 20°, EVA35° y Pelite tienen un comportamiento intermedio entre estos dos extremos, alcanzaron entre el 20 y el 30% entre los 60.000 y 80.000 ciclos. El comportamiento de los siete materiales es muy similar entre el mediopié y el retropié. Figura 4.71.

**ENSAYO ESTRÉS 7 MATERIALES RETROPIÉ**



**Figura 4.71.** Evolución de la pérdida de espesor en los siete materiales de ortopedia en la zona del retropié sometida de 10.000 a 100.000 ciclos, Abreviaturas EVA, Etil vinil acetato.



---

**DISCUSIÓN**



## 5. DISCUSIÓN

En este capítulo vamos a exponer nuestra interpretación de los resultados obtenidos en este trabajo.

### 5.1. Análisis de los resultados obtenidos cuando se midió la densidad de los siete materiales estudiados, antes y después de someterlos al ensayo de estrés mecánico en el laboratorio.

#### 5.1.1. Densidad del material EVA-20° Shore A

La densidad la hemos medido siempre en las unidades: (g/cm<sup>3</sup>).

Este material presenta unas diferencias significativas, cuando se mide la densidad antes de los ciclos de estrés en compresión  $0,184 \pm 0,002$  y cuando se obtiene una disminución del 50% de su espesor, en el antepié se midió  $0,320 \pm 0,002$  ( $p=0,000$ ), en mediopié  $0,270 \pm 0,004$  ( $p=0,001$ ) en retropié  $0,275 \pm 0,002$  ( $p=0,000$ ). Estos valores indican un aumento de la densidad que al disminuir su espesor de 5 a 2,5 mm, la sensación que produce en el paciente es de menos descarga y pueden aparecer molestias o dolores en este caso, más acusado en la zona de antepié. La sensación del paciente cuando un material aumenta su dureza y su densidad es similar, los tres EVA que hemos estudiado tienen un comportamiento similar. El estrés mecánico produce endurecimiento y aumento de la densidad del material a partir de un valor en la disminución del espesor de cada material, cuando los materiales son de celda cerrada.

### 5.1.2. Densidad del material EVA-35° Shore A

Este material presenta unas diferencias significativas, cuando se mide la densidad antes de los ciclos de estrés en compresión  $0,170\pm 0,001$  y cuando se obtiene una disminución del 50% de su espesor, en el antepié se midió  $0,348\pm 0,007$  ( $p=0,000$ ), en mediopié  $0,191\pm 0,002$  ( $p=0,010$ ) en retropié  $0,206\pm 0,002$  ( $p=0,001$ ). Estos valores indican un aumento de la densidad, más acusado en la zona de antepié.

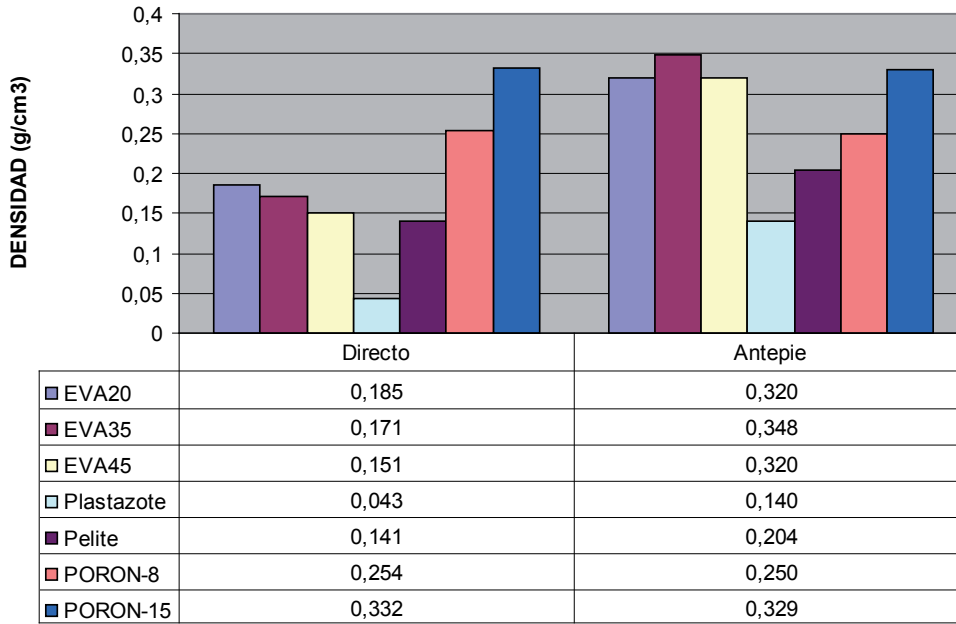
### 5.1.3. Densidad del material EVA-45° Shore A

Este material presenta unas diferencias significativas, cuando se mide la densidad antes de los ciclos de estrés en compresión  $0,150\pm 0,000$  y cuando se mide en el antepié al llegar a los 100.000 ciclos de estrés,  $0,320\pm 0,003$  ( $p=0,000$ ), en mediopié  $0,273\pm 0,002$ , ( $p=0,000$ ) y en retropié  $0,283\pm 0,001$ , ( $p=0,000$ ). Estos valores indican un aumento de la densidad que es más acusado en la zona de antepié. En las Figura 5.1 y en la Figura 5.2 podemos ver la variación de la densidad de los tres materiales de EVA, antes y después de estrés mecánico, así como su variación medida en (%). Este material no alcanzó la disminución del 50% de su espesor cuando llegó a los 100.000 ciclos.

### 5.1.4. Densidad del material Plastazote

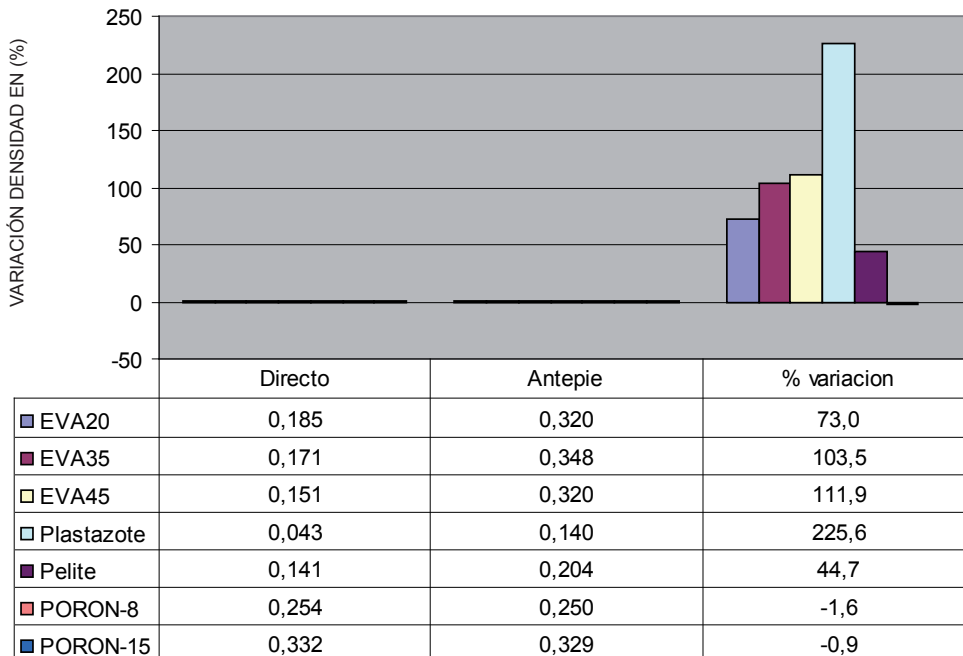
Este material presenta unas diferencias significativas, cuando se mide la densidad antes de los ciclos de estrés en compresión  $0,042\pm 0,002$  y cuando se obtiene una disminución del 50% de su espesor, en el antepié se midió  $0,140\pm 0,004$  ( $p=0,000$ ). Y también presenta diferencias significativas en mediopié  $0,059\pm 0,002$  ( $p=0,018$ ) y en retropié  $0,060\pm 0,003$  ( $p=0,020$ ). Es el material que tiene peores propiedades mecánicas de descarga, de los siete materiales estudiados.

**DENSIDAD ANTES Y DESPUES DE ESTRÉS**



**Figura 5.1.** Densidad de los siete materiales, antes de someterlos a estrés mecánico y después medida en la zona del antepié.

**DENSIDAD ANTES Y DESPUES DE ESTRÉS**



**Figura 5.2.** En este gráfico se indica la variación de la densidad de los siete materiales, antes y después de estrés en %.

### 5.1.5. Densidad del material Pelite

Este material presenta unas diferencias significativas, cuando se mide la densidad antes de los ciclos de estrés en compresión  $0,141\pm 0,001$  y cuando se obtiene una disminución del 50% de su espesor, en el antepié se midió  $0,204\pm 0,003$  ( $p=0,001$ ). Y también presenta diferencias significativas en mediopié  $0,151\pm 0,002$  ( $p=0,029$ ) y en retropié  $0,155\pm 0,003$  ( $p=0,021$ ).

Hemos observado el mismo comportamiento que cuando se determinó la densidad de los tres materiales de la familia del caucho-EVA. Ocurre un aumento de la densidad después de los ciclos de estrés mecánico a los que se somete a cada material, en ambos casos la zona que más aumenta la densidad es el antepié. Mills, (2001), estudió las propiedades de los gases contenidos en las celdas de los polímeros celulares de celda cerrada y llegó a la conclusión: que el estrés mecánico produce una difusión, o pérdida de los gases, por las cargas de arrastre producidas (creep loading), y que este fenómeno es el causante del aumento de la densidad y de la dureza del material. Nuestros resultados coinciden con lo establecido por Mills, en los materiales estudiados de las familias de Eva y de polietileno. Najib, (2001) estableció que el gas contenido en las celdas, tiene un efecto de amortiguación tipo neumático, existiendo una relación directa entre la pérdida de gas y la pérdida de las características de amortiguación del material coincidiendo en esta última aseveración con Mills,(2001). En la Figura 5.1 y en la Figura 5.2 podemos ver la variación de la densidad de los materiales Plastazote y Pelite, antes y después de estrés mecánico, así como su variación medida en (%).

### 5.1.6. Densidad del material Poron-8

Este material no presenta unas diferencias significativas, cuando se mide la densidad antes de los ciclos de estrés en compresión  $0,252\pm 0,002$  y cuando se realizaron 100.000 ciclos en el antepié se midió  $0,250\pm 0,003$  ( $p=0,478$ ), en mediopié  $0,249\pm 0,002$  ( $p=0,383$ ) ni en retropié  $0,248\pm 0,003$  ( $p=0,187$ ). Este material dismi-

nuye muy poco su densidad después de 100.000 ciclos y su comportamiento es muy parecido en las tres zonas estudiadas: antepié, mediopié y retropié. Este material no alcanzó la disminución del 50% de su espesor cuando llegó a los 100.000 ciclos.

### **5.1.7. Densidad del material Poron-15**

Este material no presenta unas diferencias significativas, cuando se mide la densidad antes de los ciclos de estrés en compresión  $0,330 \pm 0,002$  y cuando se realizaron 100.000 ciclos en el antepié se midió  $0,329 \pm 0,003$  ( $p=0,742$ ), en mediopié  $0,328 \pm 0,004$  ( $p=0,751$ ) y en retropié  $0,328 \pm 0,002$  ( $p=0,423$ ). Este material disminuye muy poco su densidad después de 100.000 ciclos y su comportamiento es muy parecido en las tres zonas estudiadas: antepié, mediopié y retropié. Tiene mejor comportamiento para descarga que el Poron8. Este material no alcanzó la disminución del 50% de su espesor cuando llegó a los 100.000 ciclos.

Cuando se determinó la densidad de los dos poliuretanos: Poron8 y Poron15: antes y después de los ciclos de estrés, de nuevo observamos un comportamiento distinto al que habíamos obtenido con los cinco materiales de celda cerrada. Los dos disminuyeron su densidad en las tres zonas, aunque de forma muy escasa. Lo que queremos resaltar es que los ciclos de estrés no suponen un aumento de la densidad de estos materiales. En este ensayo el comportamiento de los materiales de celda abierta y los de celda cerrada es muy diferente. Por esta razón pensamos, lo útil que sería dirigir nuevos trabajos de investigación para averiguar los fundamentos para explicar este diferente comportamiento. En la Figura 5.1 y en la Figura 5.2 podemos ver la variación de la densidad de los materiales Poron-8 y Poron-15, antes y después de estrés mecánico, así como su variación medida en (%).

## **5.2. Análisis de los resultados obtenidos cuando se midió la dureza de los siete materiales estudiados, antes y después de someterlos al ensayo de estrés mecánico en el laboratorio**

### **5.2.1. Dureza del material EVA-20° Shore A**

Este material presenta una diferencia significativa, cuando se mide la dureza antes de los ciclos de estrés en compresión,  $19,00 \pm 1,00$  ° Shore A y después, cuando se alcanza la disminución del 50% de su espesor en el antepié  $30,67 \pm 1,15$ ° Shore A ( $p=0,010$ ), también presenta diferencia significativa en mediopié  $21,33 \pm 1,15$ ° Shore A ( $p=0,020$ ) y en retropié  $29,33 \pm 1,15$ ° Shore A ( $p=0,013$ ). Estos valores indican un aumento de la dureza que al disminuir su espesor de 5 a 2,5 mm, la sensación que produce en el paciente es de menos descarga y pueden aparecer molestias o dolores en este caso en la zona del antepié. Coincidimos con lo expuesto por (Sariatmadari, 2012), cuando expone en uno de sus trabajos, que un material cuando aumenta su dureza absorbe menos energía mecánica de choque, con lo que se transmite más energía en cada paso a los tejidos del pie, produciendo más consumo de oxígeno, aumentará la fatiga, pudiendo producir diversas lesiones de partes blandas y dolor. El endurecimiento del material se puede producir por dos causas: bajas temperaturas y compresiones cíclicas.

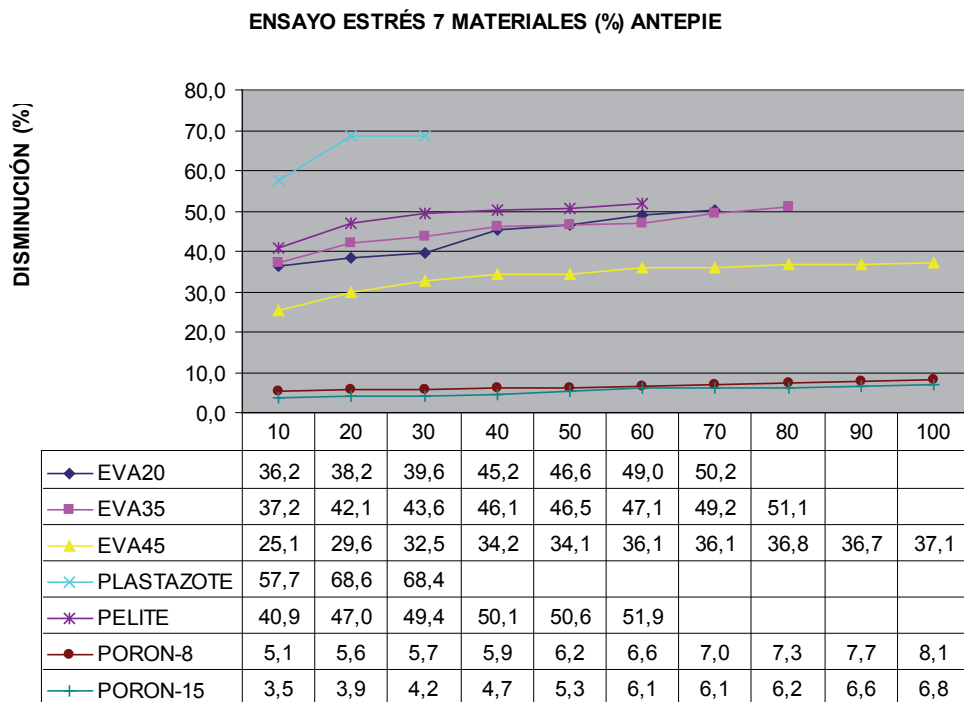
No sería un material de primera elección en el caso de deportistas con patologías dolorosas como talalgias y metatarsalgias, ya que llegado al punto de fatiga del material de 2,5mm de espesor, notaría dolor como si no llevara protegida la zona con una plantilla. Sin embargo si se podría utilizar para amortiguar la zona del mediopié ya que en esta zona no se endurece apenas  $21$  ° Shore A. Creemos que este material tiene un buen comportamiento de descarga, para pacientes que no presenten puntos de hiperpresión

### **5.2.2. Dureza del material EVA-35° Shore A**

Este material presenta una diferencia significativa, cuando se mide la dureza antes de los ciclos de compresión  $36,67 \pm 2,30$ ° Shore A y después cuando se alcanza la

disminución del 50% de su espesor en el antepié  $47,00 \pm 1,00$  °Shore A ( $p=0,019$ ). Este endurecimiento puede implicar una disminución de la descarga en la zona del antepié y los pacientes pueden tener la sensación de mayor dolor en la zona. Los síntomas que puede experimentar el paciente son similares a los que hemos comentado para el material EVA20.

En el mediopié se midió  $35,33 \pm 0,57$  ° Shore A ( $p=0,383$ ) y en retropié  $36,33 \pm 0,57$  ° Shore A ( $p=0,808$ ), la dureza se mantuvo sin diferencias significativas respecto a la situación pre-estrés. Los resultados experimentales obtenidos para este material, indican un comportamiento similar a EVA 20° y lo podríamos utilizar para descargas generales del pie, excepto en puntos de hiperpresión a medio y largo plazo. Tanto para descargas en el mediopié como en el retropié este material se podría utilizar, ya que no ha sufrido un endurecimiento significativo. El trazado de la gráfica de estrés en el antepié para el EVA35 está por encima de EVA20 y por debajo de Pelite, en cuanto a este ensayo podemos decir que el material EVA35 tiene un comportamiento intermedio entre estos dos materiales. Ver Figura 5.3.



**Figura 5.3.** En esta gráfica se indican los resultados de estrés mecánico para el antepié de los siete materiales estudiados, expresados en (%) de pérdida en su espesor. Abreviaturas: EVA, etil, vinil acetato; 20= 20° Shore A; 35=35° Shore A; 45= 45° Shore A.

### 5.2.3. Dureza del material EVA-45 ° Shore A

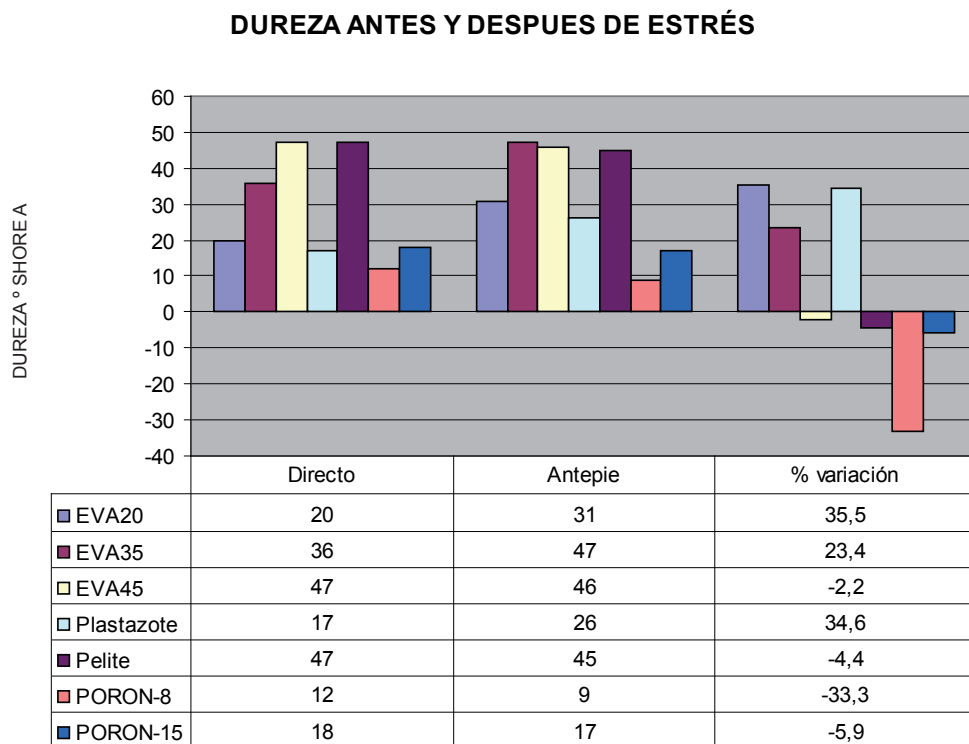
Este material no presenta diferencias significativas, cuando se mide su dureza antes de los ciclos de compresión  $46,00 \pm 3,46^\circ$  Shore A y después de realizar los 100.000 ciclos de compresión, en antepié, solo disminuyó un 38%, teniendo este dato en consideración, se midió la dureza en antepié  $45,67 \pm 4,04^\circ$  Shore A, ( $p=0,918$ ), tampoco presenta diferencias significativas en mediopié  $48,00 \pm 3,46^\circ$  Shore A ( $p=0,622$ ) ni en retropié  $46,67 \pm 2,30^\circ$  Shore A, ( $p=0,840$ ), como vemos no existen diferencias significativas entre estas tres zonas. Esto nos indica que este material tiene unas características de descarga mejores que el EVA 20 y el EVA 35 en todas sus zonas. Este material no alcanzó el 50% de disminución de su espesor cuando llegó a los 100.000 ciclos.

A la vista de estos resultados podemos afirmar que este material sería la primera elección como material de descarga cuando se necesite realizar grandes esfuerzos como pueden ser en las carreras largas, tipo maratón. Coinciden nuestros resultados con los que obtiene en uno de sus trabajos Sariatmadari, (2012), que defiende que el EVA MD, equivalente a nuestro EVA45, es el que tiene mejor comportamiento de descarga, comparándolo con materiales de las mismas características que los materiales que hemos empleado nosotros (EVA de diferentes densidades y Porón de diferentes densidades). Este material según los resultados obtenidos e indicados en al Figura 5.3, es el que presenta mejores propiedades de descarga: no alcanza la disminución del 50% de su espesor en 100.000 ciclos que fue el límite marcado, cuando se diseño este ensayo. Y cuando consideramos el trazado de los últimos tres puntos de la gráfica, indica una estabilización, paralela al eje de abcisas, que indica un comportamiento similar, cuando se someta a más ciclos de estrés. Estas observaciones se verán complementadas cuando se considere el comportamiento de este material en los otros ensayos realizados en este estudio.

En la Figura 5.4 podemos ver los resultados de las durezas medidas antes y después de someter a los siete materiales al ensayo de estrés mecánico. Solo hemos repre-

sentado la zona del antepié, por ser la zona donde se observó mayor disminución del espesor de los materiales.

Los materiales EVA20° y EVA35° tienen un comportamiento similar, experimentan un aumento de su dureza, con una variación de 35 y 23% respectivamente. Sin embargo el material EVA45° prácticamente no varía, podemos pensar que esto puede ocurrir porque este material al llegar a los 100.000 ciclos de estrés no llega a disminuir su espesor en un 50%. En otros estudios semejantes, habría que determinar el número de ciclos necesario para que este material disminuyera su espesor en un 50%. Y valorar la variación que experimentaría en el valor de la dureza.



**Figura 5.4.** Dureza de los siete materiales, antes de someterlos a estrés mecánico y después Medida en la zona del antepié. Se indica la variación de la dureza en %.

#### 5.2.4. Dureza del material Plastazote

Este material presenta diferencias significativas, cuando se mide la dureza antes de los ciclos de compresión,  $16,67 \pm 1,15^\circ$  Shore A y después cuando se alcanza la

disminución del 50% de su espesor: en el antepié  $26,00 \pm 2,00^\circ$  Shore A, ( $p=0,020$ ), también presenta diferencias significativas en mediopié  $22,67 \pm 1,15^\circ$  Shore A ( $p=0,020$ ) y en retropié  $23,67 \pm 1,52^\circ$  Shore A ( $p=0,007$ ). Este endurecimiento se produce antes de los 30.000 ciclos. Este material de 5mm de espesor se reduce a 1,5 mm, la disminución es la máxima de los siete materiales estudiados. Coinciden estos datos con los obtenidos por Brodsky, (2007) y Campbell, (1984).

Este material es el menos aconsejable de los siete materiales estudiados, para realizar descargas, ya que su vida útil es muy corta. Coincidimos con Curryer, (2000) en esta aseveración. Y no estamos de acuerdo con algunos autores; que han empleado este material como la primera elección para el tratamiento de descargas de presiones plantares en pies delicados de pacientes con enfermedades crónicas: diabetes, artritis, artrosis, etc. Es muy frecuente ver trabajos de autores que utilizan Plastazote laminado con Poron, argumentando que estas mezclas tienen un resultado muy positivo. Foto, (1998), Birke, (2008) y Pratt, (1986). Debemos aclarar en este punto que nosotros nos referimos a un Plastazote de una densidad de  $0,042 \text{ g/cm}^3$ . Este es un material muy utilizado en Ortopedia para forrar corsés, férulas, plantillas, etc. En varios trabajos consultados citan plastazote pero no indican su densidad, esto creemos que es un error frecuente, ya que dependiendo de la densidad del material varían mucho sus propiedades mecánicas.

En su tesis doctoral, García Carrasco, (2012). Expone que una palmilla de Poron y Plastazote, permanece activa para realizar descargas en pies diabéticos, a los 12 meses. Este hallazgo nos anima a definir una futura línea de investigación, para estudiar las propiedades mecánicas de materiales de descarga laminados, es decir dos materiales pegados, sean de la misma familia química o diferente, como es el caso citado.

Hemos consultado algunos trabajos que hablan de la eficacia para descargar zonas de hiperpresión empleando materiales como Poron, Plastazote, y otros materiales de descarga. Brodsky et al, (2007), Leber, (1986), Goske et al (2006). La mayoría

de estos trabajos prueban los materiales en una plataforma de presiones y calculan la disminución de los puntos de máxima presión en estática y con palmillas o con plantillas recién fabricadas y argumentan que todos estos materiales colaboran en descargar presiones. Pero si nos preguntamos que durante cuanto tiempo descargan las presiones plantares, la respuesta podría desaconsejar utilizar ciertos materiales. No estamos de acuerdo con clasificar los materiales de descarga con una simple prueba en estática, creemos que es fundamental realizar a todos los materiales, que se emplean en ortopedia para descargar puntos de presiones elevadas, ensayos de estrés mecánico tanto de laboratorio como caminando una persona con las ortesis plantares y un buen calzado de vestir o deportivo, un número de pasos suficientes para poder realizar unas gráficas que nos puedan informar a medio y largo plazo, de la vida útil de cada material. De nuestra experiencia en este trabajo y coincidiendo con varios autores, Foto, (1998), Birke, (2.008), Pratt, (1.986); proponemos que los ensayos de fatiga de materiales en el laboratorio, se deben diseñar para 100.000 ciclos de compresión cíclica.

Coincidimos con Thacher, (2002) y Jones,(2002), que solamente empleando estudios con plataformas de presión, no podemos conocer con rigor científico las características de descarga de los materiales utilizados en ortopedia para tratar las lesiones del pie por estrés mecánico.

Precisamente este último punto nos permite animar a otros investigadores a seguir esta línea, para realizar ensayos de estrés mecánico de todos los materiales que se utilizan en ortopedia comparando los ensayos de laboratorio con ensayos reales con personas voluntarias caminando sobre los materiales estudiados, colocados en el calzado.

### 5.2.5. Dureza del material Pelite

Este material no presenta diferencias significativas, cuando se mide la dureza antes de los ciclos de compresión,  $46,67 \pm 1,15^\circ$  Shore A y después cuando se alcanza la disminución del 50% de su espesor: en el antepié  $45,33 \pm 1,52^\circ$  Shore A ( $p=0,456$ ). Si presenta diferencias significativas con el mediopié  $38,67 \pm 1,15^\circ$  Shore A ( $p=0,020$ ) y en retropié  $39,33 \pm 1,15^\circ$  Shore A ( $p=0,008$ ). Este comportamiento no es el esperado ya que como hemos visto en el comportamiento del caucho EVA, fenómenos de compresión cíclica producen aumento de la dureza. Este resultado aislado, sin tener en cuenta otros ensayos de este material, nos anima a proponer a este material como un buen material de descarga ya que no se endurece, incluso en mediopié y retropié se ablanda, esto puede estar relacionado con un deterioro de la estructura de las paredes celulares. Este material en el rango de cero a 60.000 ciclos de compresión tiene un buen comportamiento mecánico para realizar descargas. Se puede aconsejar para carreras cortas y para gestos deportivos que no supongan un gran esfuerzo mecánico. Vemos como en la Figura 5.3, este material es el más próximo a la curva de Plastazote, coinciden los dos materiales que pertenecen a la misma familia química (polietilenos). También coincide los dos componentes de la familia de poliuretano en ocupar la zona más baja de la gráfica y del mismo modo los tres materiales de EVA ocupan la posición intermedia.

### 5.2.6. Dureza del material Poron-8

Este material presenta diferencia significativa, cuando se mide la dureza antes de los ciclos de compresión,  $12,67 \pm 1,15^\circ$  Shore A y después de recibir 100.000 ciclos de compresión en antepié  $9,00 \pm 1,00^\circ$  Shore (0,035), este material no alcanza la disminución del 50% de su espesor en ninguna de las tres zonas. También presenta diferencias significativas con el mediopié  $9,33 \pm 0,57^\circ$  Shore A ( $p=0,045$ ) y no presenta diferencia significativa con el retropié  $9,67 \pm 0,57^\circ$  Shore A (0,065). Este material experimenta un reblandecimiento con los ciclos de estrés a compresión.

Pratt (1986), hizo un estudio empleando el material Poron y llegó a la conclusión que era uno de los materiales más populares y más empleados por una gran mayoría de profesionales como elemento activo para amortiguar energías mecánicas de choque.

Birke (2008) comunicó que el material Poron tenía un buen comportamiento cuando se sometía a fuerzas de estrés normales y tangenciales. Nosotros no estamos de acuerdo con este autor ya que este material soporta muy mal los esfuerzos tangenciales o de cizalla, debido a la baja resistencia a la abrasión que tiene, este material se desgarrar con facilidad cuando se ve sometido a pares de fuerza como ha puesto de manifiesto en su reciente trabajo Sariatmadari (2012), en unos gráficos donde calcula la energía de cizalla, (shear stress) a varias temperaturas, se expone claramente como la energía que puede soportar un Poron de densidad similar al que estamos estudiando Poron-8, comparándolo con un EVA-45 es 6 veces menor.

Algunos autores como Foto, (1998), Birke, (2.008), Pratt, (1.986), han informado de la sinergia que alcanzan el material Porón combinado con Plastazote teniendo un buen comportamiento después de 100.000 ciclos de estrés mecánico realizados en el laboratorio.

En estos momentos son varios los autores que califican al material Porón como un material muy “prometedor” para usar en la fabricación de soportes plantares de descarga, argumentando esta aseveración con las pruebas realizadas en laboratorios de control de calidad Paton, (2007), Rome, (1991). Coincide nuestro trabajo con el resultado de estos autores del buen comportamiento de Poron a 100.000 ciclos, en cuanto a que no disminuye su espesor de forma significativa, pero lo que tenemos nuestras dudas es que la absorción de energía mecánica sea efectiva, en los resultados que hemos obtenido en el ensayo de histéresis podemos observar como el material Poron-8 absorbe más energía después de los ciclos de estrés, este comportamiento es distinto al de los otros 6 materiales que hemos estudiado, aunque es una cuestión que se debería estudiar más profundamente, nosotros estamos de acuerdo

con (Sariatmadari, 2012) cuando da una explicación que puede aclarar este comportamiento, si se cumplieran nuestras sospechas, lo que haría el material Porón es “tocar fondo” sin trabajo activo de amortiguación.

### 5.2.7. Dureza del material Poron-15

Este material presenta diferencia significativa, cuando se mide la dureza antes de los ciclos de compresión,  $17,67 \pm 1,15^\circ$  Shore A y después de recibir 100.000 ciclos de compresión. en antepié  $16,00 \pm 1,000^\circ$  Shore ( $p=0,038$ ), este material no alcanza la disminución del 50% de su espesor en ninguna de las tres zonas. No presenta diferencias significativas con el mediopié  $16,67 \pm 1,52^\circ$  Shore A ( $p=0,225$ ) y no presenta diferencia significativa con el retropié  $16,33 \pm 0,57^\circ$  Shore A ( $p=0,057$ ). Este material experimenta un reblandecimiento con los ciclos de estrés a compresión. Aunque tiene más densidad que el material Poron-8, su comportamiento es similar, excepto que absorbe más energía de histéresis antes del estrés que después de los 100.000 ciclos. Podemos pensar que al tener más densidad, su estructura de paredes celulares tiene más resistencia para soportar los mecanismos de pandeo, o flexión, de las paredes celulares en cada ciclo de compresión. En este punto queremos proponer una línea de investigación que sería estudiar el comportamiento tan diferente que presentan los polímeros celulares de celda abierta, comparándolo con los de celda cerrada.

La combinación de Porón y Plastazote ha sido definida como la combinación más adecuada para tratar picos de presión en diversas patologías del pie. Llegando a reducir estos picos en un 32-48% dependiendo de las densidades de ambos componentes y también depende de conseguir un buen contacto en toda la superficie plantar del pie (full contact), Lott et al. (2007).

Otros autores en estudios de laboratorio han llegado a la conclusión de que el comportamiento de estos materiales después de 100.000 ciclos de compresión con una presión de 700 (kPa) y una frecuencia de 60 (ciclos por minuto), era ligeramente

inferior al comportamiento del copolímero etilen vinil acetato; Fauli, (2008); Campbell, (1984) y San Filippo, (1992).

Estos dos materiales, Porón y Plastazote son materiales frágiles en función del tiempo. Campbell, (1.984). El Plastazote se deprime mucho al estar sometido a unas cargas regulares y el Porón al tener una resistencia a la abrasión muy baja se deteriora bastante por el uso, sobre todo frente a fuerzas tangenciales o de cizalla, por estos motivos deben realizarse estudios más amplios, para estudiar el desgaste real de estos materiales, para poder calcular “su vida útil”. Coincidimos en este punto con Fauli, (2008) y Campbell, (1984).

El efecto de la temperatura influye mucho en el comportamiento de estos materiales, al aumentar la temperatura, disminuye la energía que absorbe el material, puede ocurrir que la espuma “toque fondo” y no realice ninguna descarga. Este es el fenómeno que hemos citado anteriormente para explicar nuestras sospechas de que, cuando el Poron estudiado es de baja densidad, podemos estar equivocándonos, cuando decimos que este material es de primera elección para hacer descargas.

Elevaciones de temperatura, producen un reblandecimiento del material, con repercusiones posteriores sobre su capacidad de absorción de energía y la capacidad de proporcionar el apoyo adecuado y la estabilidad en aplicaciones de estos materiales tanto en plantillas como en calzado deportivo.

Coincidimos con los trabajos de (Sariatmadari, 2012) que el EVA MD (densidad media), similar a nuestro EVA45°, ha demostrado tener la mejor absorción de energía, para la entresuela, de un zapato deportivo. Esto nos hace pensar que para evitar lesiones en los pies, tanto los materiales de los zapatos como de las plantillas se deberían elegir en base a la temperatura ambiental, o temperatura de uso.

### **5.3. Análisis de los resultados obtenidos cuando se midió la resiliencia de los siete materiales estudiados, antes y después de someterlos al ensayo de estrés mecánico en el laboratorio**

#### **5.3.1. Resiliencia del material EVA-20° Shore A**

La resiliencia la hemos medido en: (% de rebote).

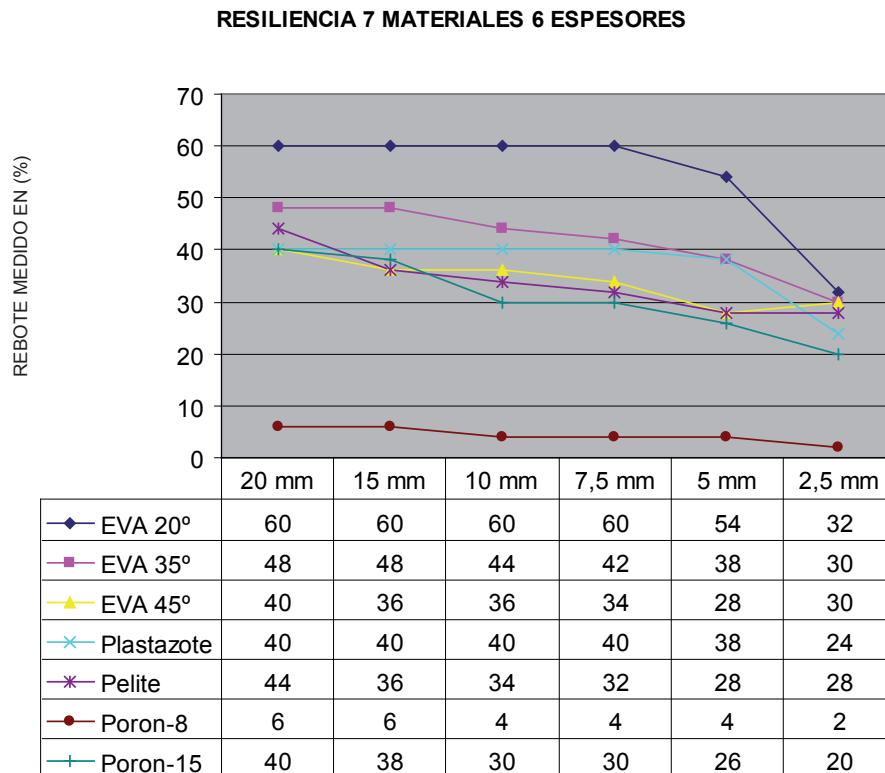
Este material presenta diferencias significativas, cuando se mide la resiliencia antes de los ciclos de estrés en compresión  $53,333 \pm 1,154$  y cuando se obtiene una disminución del 50% de su espesor, en el antepié se midió  $48,666 \pm 1,159$  ( $p=0,023$ ), en mediopié  $46,700 \pm 1,126$  ( $p=0,010$ ) en retropié  $46,633 \pm 1,184$  ( $p=0,011$ ). Estos valores indican una disminución de la resiliencia del material, que al disminuir su espesor de 5 a 2,5 mm, la sensación que puede percibir el paciente es de menos facilidad para realizar el despegue del pie, cuando camine, salte o corra y pueden aparecer molestias o dolores en estos casos, ya que menos resiliencia implica menor respuesta del material para ayudar al pie a un sobreesfuerzo que será más acusado en la zona de antepié.

El estrés mecánico produce endurecimiento del material y disminución de su capacidad de rebote, coinciden nuestros datos con los obtenidos por Sariatmadari, (2012).

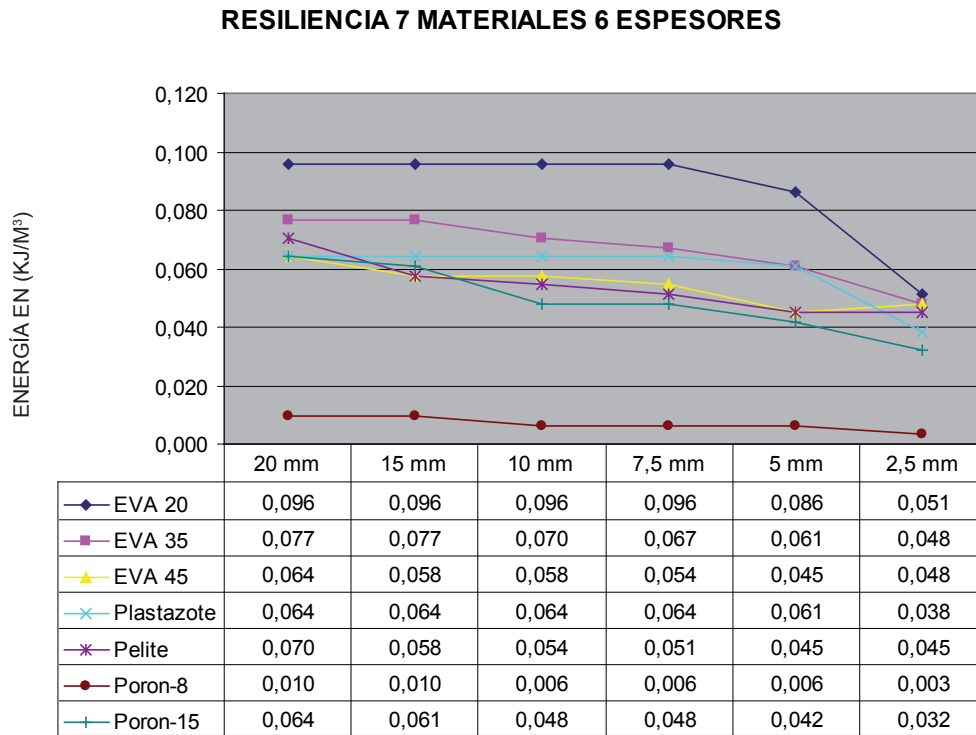
Hemos obtenido un hallazgo que creemos que es relevante para entender el funcionamiento de los polímeros celulares elásticos. Frecuentemente el profesional se encuentra con el dilema de precisar, cuál es el menor espesor posible que debe tener un determinado material para que sea efectivo. Para dar respuesta a esta cuestión hicimos el siguiente ensayo, Figura 5.5 y Figura 5.6 En las cuales hemos indicado la resiliencia de los siete materiales estudiados, midiendo el rebote en (%) y la energía de rebote en Julios por  $m^3$  respectivamente; se emplearon 6 espesores distintos de cada material: 20, 15, 10, 7,5, 5 y 2,5 mm. Podemos interpretar de los datos que obtuvimos, que la relación entre la resiliencia y los mm de espesor del material,

no es lineal. Vemos en la Figura 5.5 que de 20 a 7,5 mm la resiliencia se mantiene. Tiene una ligera disminución al pasar de 7,5 a 5 mm y tiene una disminución muy considerable cuando pasamos de 5 a 2,5 mm de espesor, es justo este tramo el que nosotros definimos al principio de este trabajo y dos años después al hacer este ensayo, comprobamos que la elección fue acertada. La respuesta a la pregunta inicial es, que sí podemos obtener un buen porcentaje de resiliencia de un material elástico con 5 mm de espesor, y que el resultado es similar al obtenido con muestras de mayor calibre.

Este ensayo nos anima a establecer nuevas líneas de investigación en este área. Ya que sería muy interesante calcular estas gráficas con significación estadística de todos los materiales de ortopedia que se utilizan habitualmente. Calculando la resiliencia, histéresis, módulo de compresión, dureza, etc. Para calcular en cada caso particular los mm de espesor que debe tener cada material, para fabricar una ortesis personalizada.



**Figura 5.5.** Resiliencia medida en (%) de rebote de los siete materiales, medida en muestras de 20, 15, 10, 7,5, 5 y 2,5 mm de espesor. Realizada con un resiliómetro gravitatorio.

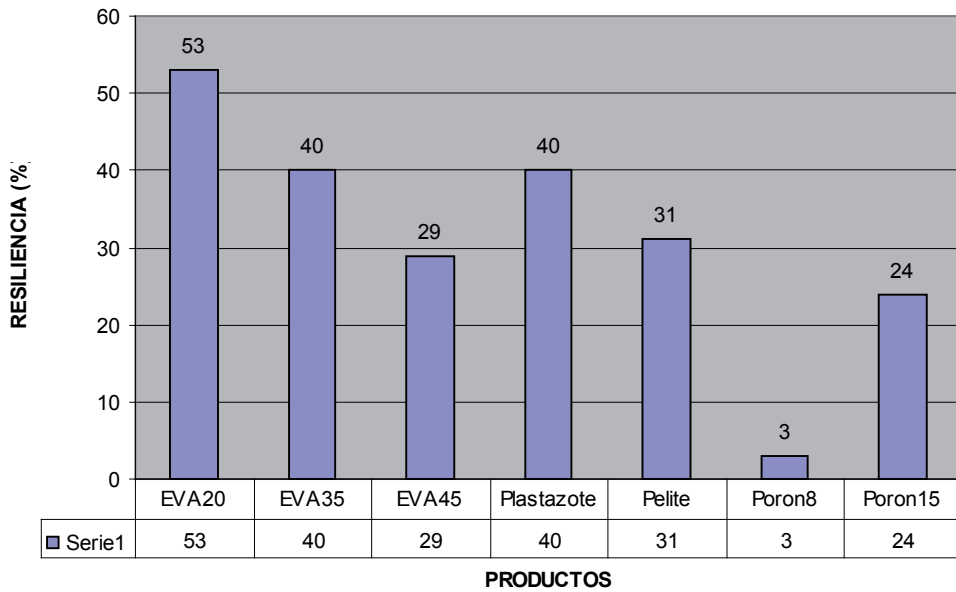


**Figura 5.6.** Energía de la resiliencia de los siete materiales medida en ( $\text{Julios}/\text{m}^3$ ), en muestras de 20, 15, 10, 7,5, 5 y 2,5 mm de espesor. Realizada con un resiliómetro gravitatorio.

### 5.3.2. Resiliencia del material EVA-35° Shore A

Este material no presentó unas diferencias significativas, cuando se midió la resiliencia antes de los ciclos de estrés en compresión  $40,000 \pm 2,000$  y cuando se llegó a una disminución del 50% de su espesor, en el antepié se midió  $38,666 \pm 1,154$  ( $p=0,529$ ), en mediopié  $38,000 \pm 2,000$  ( $p=0,529$ ) en retropié  $38,666 \pm 1,154$  ( $p=0,529$ ). Estos valores indican una disminución muy ligera de la resiliencia del material, cuando disminuye su espesor de 5 a 2,5 mm. Esto indica que es un material muy útil para utilizarlo en gestos deportivos que requieran respuesta de rebote como pueden ser: la carrera, saltos, etc. En la Figura 5.7 se muestra los valores de resiliencia de los siete materiales medida en (%) de rebote, antes de someterlos a estrés mecánico.

**RESILIENCIA 7 MATERIALES**



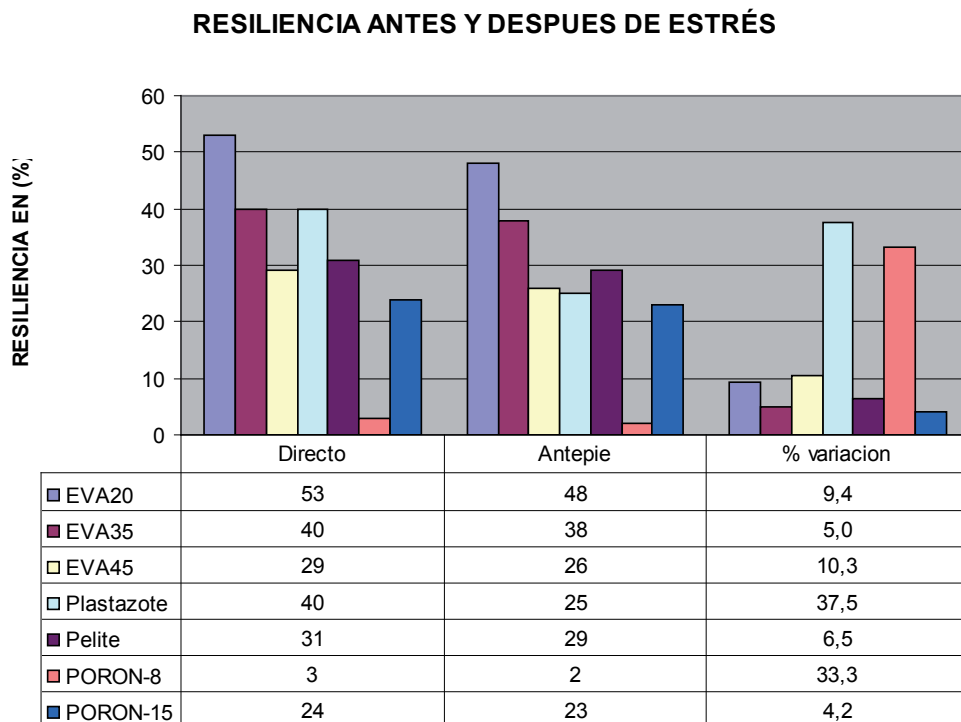
**Figura 5.7.** Resiliencia de los siete materiales medida en (%) de rebote.

**5.3.3. Resiliencia del material EVA-45° Shore A**

Este material no presentó diferencias significativas, cuando se midió la resiliencia antes de los ciclos de estrés en compresión  $29,333 \pm 1,154$  y cuando se midió en el antepié  $26,666 \pm 1,154$  ( $p=0,184$ ), en mediopié  $27,333 \pm 1,154$  ( $p=0,225$ ) en retropié  $26,666 \pm 1,154$  ( $p=0,057$ ). Estos valores indican una disminución muy ligera de la resiliencia del material, cuando disminuye su espesor su espesor de 5 a 2,5 mm. Esto indica que es un material muy útil para utilizarlo en gestos deportivos que requieran respuesta de rebote como pueden ser: la carrera, saltos, etc. Aunque son preferibles, por su mayor respuesta de rebote el EVA20° y el EVA35° Shore A. La diferencia con estos dos materiales es que el EVA45° Shore A tiene una vida más prolongada, por tanto para carreras de largo recorrido como puede ser la prueba de maratón, sería de primera elección. En la Figura 5.8 se indica la variación en % de la resiliencia de los tres cauchos EVA, antes y después de los ciclos de estrés. Este material no alcanzó la disminución del 50% de su espesor cuando llegó a los 100.000 ciclos.

### 5.3.4. Resiliencia del material PLASTAZOTE

Este material presenta diferencias significativas, cuando se mide la resiliencia antes de los ciclos de estrés en compresión  $40,000 \pm 0,000$  y cuando se obtiene una disminución del 50% de su espesor, en el antepié se midió  $25,333 \pm 1,154$  ( $p=0,002$ ), en mediopié  $24,666 \pm 1,154$  ( $p=0,002$ ) en retropié  $23,333 \pm 1,154$  ( $p=0,002$ ). Estos valores indican una gran disminución de la resiliencia del material, cuando disminuye su espesor de 5 a 2,5 mm. Esto indica que es un material muy poco útil para utilizarlo para andar diariamente cuando los pacientes presenten puntos de presión elevadas y sobre todo en gestos deportivos que requieran respuesta de rebote como pueden ser: la carrera, saltos, etc. Coincidimos con Curryer, (2000), que el Plasta-zote se comporta como un material muy poco efectivo para realizar descargas en el pie, sobre todo debido a que pierde su espesor muy rápidamente, incluso para pacientes que caminan con una actividad diaria moderada.



**Figura 5.8.** Resiliencia de los siete materiales, antes y después de los ciclos de estrés. Y su variación en %.

### 5.3.5. Resiliencia del material PELITE

Este material presentó diferencias significativas, cuando se midió la resiliencia antes de los ciclos de estrés en compresión  $31,333 \pm 1,154$  y cuando se llegó a una disminución del 50% de su espesor, en el antepié se midió  $29,333 \pm 1,159$  ( $p=0,001$ ), no hay diferencias significativas en mediopié  $28,666 \pm 1,154$  ( $p=0,057$ ), y si las hay en retropié  $28,000 \pm 1,000$  ( $p=0,038$ ). Estos valores indican un comportamiento intermedio en lo que a respuesta al rebote presenta este material, cuando disminuye su espesor de 5 a 2,5 mm. Esto indica que es un material útil para utilizarlo para andar diariamente cuando los pacientes no presenten puntos de presión elevadas. Para emplearlo en pacientes que realicen gestos deportivos que requieran respuesta de rebote como pueden ser: la carrera, saltos, solo se podrá utilizar para descargas en mediopié sobre todo, para descargar arco medial y arco lateral. En la Figura 5.8 se indica la variación en % de la resiliencia de los materiales Plastazote y Pelite, antes y después de los ciclos de estrés.

### 5.3.6. Resiliencia del material PORON-8

Este material presenta diferencias significativas, cuando se mide la resiliencia antes de los ciclos de estrés en compresión  $3,333 \pm 0,577$  y cuando se mide su espesor en el antepié  $2,333 \pm 0,585$  ( $p=0,003$ ), no hay diferencias significativas en mediopié  $2,666 \pm 0,577$  ( $p=0,184$ ), y tampoco en retropié  $2,666 \pm 0,577$  ( $p=0,184$ ). Este material tiene un valor de resiliencia extremadamente bajo, cuando se le somete a 100.000 ciclos de estrés mecánico no llega a alcanzar una disminución del 50% de su espesor. Este material estudiado de forma individual tiene un mal comportamiento cuando se necesite que la ortesis plantar tenga un % de resiliencia necesaria para ayudar a caminar a un paciente o a realizar un gesto deportivo favorecido por dicha resiliencia.

### 5.3.7. Resiliencia del material PORON-15

Este material no presenta diferencias significativas, cuando se mide la resiliencia antes de los ciclos de estrés en compresión  $24,666 \pm 1,154$  y cuando se mide su espesor, en el antepié  $23,333 \pm 1,154$  ( $p=0,184$ ), no hay diferencias significativas en mediopié  $23,333 \pm 1,154$  ( $p=0,184$ ), y tampoco en retropié  $22,666 \pm 1,154$  ( $p=0,225$ ). Este material tiene un valor de resiliencia intermedio, cuando se le somete a 100.000 ciclos de estrés mecánico no llega a alcanzar una disminución del 50% de su espesor. Este material estudiado de forma individual tiene un comportamiento bueno para cuando se necesite que la ortesis plantar tenga un % de resiliencia necesaria para ayudar al gesto deportivo. En la Figura 5.8 se indica la variación en % de la resiliencia de los materiales Poron-8 y Poron-15, antes y después de los ciclos de estrés.

## 5.4. Análisis de los resultados obtenidos cuando se midió la histéresis de los siete materiales estudiados, antes y después de someterlos al ensayo de estrés mecánico en el laboratorio

### 5.4.1. Histéresis del material EVA-20° Shore A

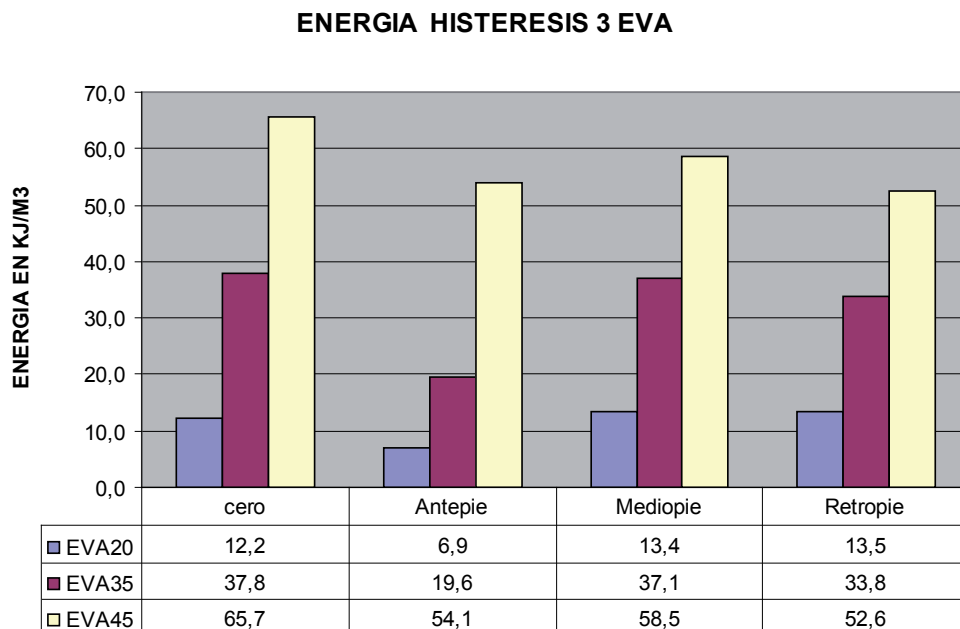
La histéresis la hemos medido siempre en unidades de energía en kilojulios por metro cúbico ( $\text{KJ}/\text{m}^3$ ).

Este material presentó diferencias significativas, cuando se midió la histéresis antes de los ciclos de estrés en compresión  $12,151 \pm 0,921$  y cuando se llegó a una disminución del 50% de su espesor, en el antepié se midió  $6,933 \pm 0,850$  ( $p=0,003$ ), no existe diferencia significativa en mediopié  $13,360 \pm 2,640$  ( $p=0,392$ ), ni en retropié  $13,533 \pm 2,760$  ( $p=0,363$ ). Estos valores nos indican que la histéresis en antepié a disminuido casi un 50% al disminuir su espesor de 5 a 2,5 mm. Este dato es muy

relevante, ya que podemos cuantificar, la energía disipada en forma de calor que constituye la magnitud de histéresis, este sería el punto límite para cambiar la ortesis plantar al paciente, ya que según Sariatmadari, (2012) y Kuncir, (1990); a partir del 20 al 30% de disminución de la capacidad de absorber energía de choque el material, los beneficios terapéuticos de un material disminuyen en una cantidad muy significativa. En la Figura 5.9 se muestran los resultados de la energía de histéresis antes y después de los ciclos de estrés para los tres cauchos EVA.

**5.4.2. Histeresis del material EVA-35° Shore A**

Este material presentó diferencias significativas, cuando se midió la histéresis antes de los ciclos de estrés en compresión  $37,760 \pm 0,352$  y cuando se llegó a una disminución del 50% de su espesor, en el antepié se midió  $19,613 \pm 0,426$  ( $p=0,000$ ), no existe diferencia significativa en mediopié  $37,133 \pm 0,512$  ( $p=0,844$ ), y si existe diferencia significativa en retropié  $33,760 \pm 0,906$  ( $p=0,029$ ). Estos valores nos indican que la histéresis en antepié ha disminuido cerca de un 50% al disminuir su espesor de 5 a 2,5 mm.



**Figura 5.9.** Energía de histéresis de los tres materiales de EVA, antes (cero) y después de estrés (antepié, mediopié y retropié).

En la Figura 5.9 queda demostrado, que para los tres materiales EVA estudiados, el objetivo general propuesto en nuestro trabajo, se ha cumplido; ya que la energía que absorben los materiales antes de someterlos a estrés mecánico, es superior a la energía que absorben estos materiales cuando disminuyen su espesor en un 50%. En nuestro caso es en la zona del antepié donde se dan estas condiciones. Sin embargo se puede observar que en mediopié y retropié también se cumple nuestro objetivo, en menor cuantía debido a que los materiales en esta zona no se han deprimido al 50%. Hemos observado una pequeña excepción que ocurre en el material EVA20 que en mediopié y retropié absorbe algo más. Pero nuestro objetivo quedó definido como la disminución de absorción de energía cuando el material alcanzaba un 50% de disminución de su espesor inicial.

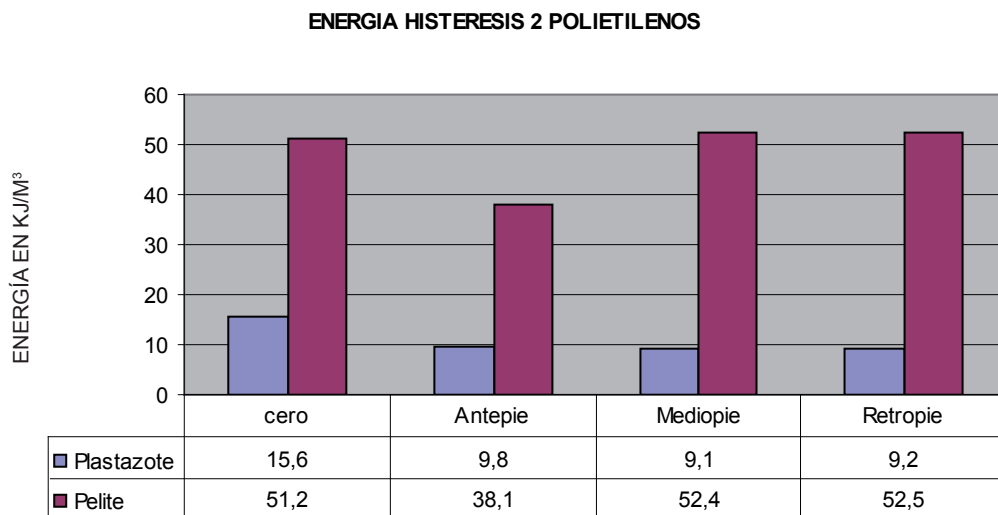
#### **5.4.3. Histeresis del material EVA-45° Shore A**

Este material presentó diferencias significativas, cuando se midió la histéresis antes de los ciclos de estrés en compresión  $65,666 \pm 0,315$  y después de estos ciclos se volvió a medir en antepié  $54,053 \pm 0,382$  ( $p=0,037$ ), existe diferencia significativa en mediopié  $58,493 \pm 0,253$  ( $p=0,001$ ), y también existe diferencia significativa en retropié  $52,593 \pm 0,166$  ( $p=0,000$ ). Estos valores nos indican que la histéresis en este material, tanto en antepié, en mediopié como en retropié disminuye moderadamente y su periodo de vida eficaz es más prolongado que los otros materiales de EVA. Este material no llegó a disminuir el 50% de su espesor cuando se alcanzaron los 100.000 ciclos.

#### **5.4.4. Histeresis del material Plastazote**

Este material presentó diferencias significativas, cuando se midió la histéresis antes de los ciclos de estrés en compresión  $15,573 \pm 0,352$  y cuando se llegó a una disminución del 50% de su espesor, en el antepié se midió  $9,886 \pm 0,426$  ( $p=0,007$ ), también existe diferencia significativa en mediopié  $9,140 \pm 0,512$  ( $p=0,018$ ), y en

retropié  $9,226 \pm 0,906$  ( $p=0,010$ ). Estos valores nos indican una disminución de la histéresis en antepié de un 76% al disminuir su espesor a menos del 50%. Este dato nos indica la poca capacidad de este material para disipar energía en las condiciones estudiadas. Es un material que no se debería utilizar en el mundo del deporte, ni en pacientes con patologías crónicas como artritis, artrosis, diabetes; con puntos de presión máxima por encima del nivel de 755 Kpa, Garcia Carrasco, (2011). En la Figura 5.10 se muestran los resultados de la energía de histéresis antes y después de los ciclos de estrés para los materiales Plastazote y Pelite.



**Figura 5.10.** Energía de histéresis de los dos materiales de PE, antes (cero) y después de estrés (antepié, mediopie y retropié).

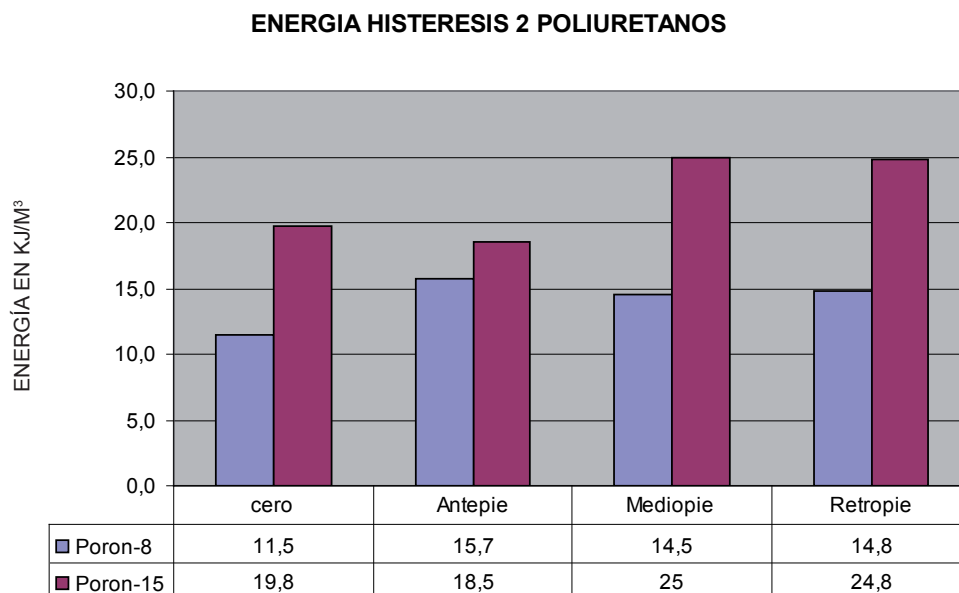
**5.4.5. Histeresis del material Pelite**

Este material presentó diferencias significativas, cuando se midió la histéresis antes de los ciclos de estrés en compresión  $51,173 \pm 1,140$  y cuando se llegó a una disminución del 50% de su espesor, en el antepié se midió  $38,086 \pm 2,266$  ( $p=0,010$ ), no existe diferencia significativa en mediopie  $52,493 \pm 0,200$  ( $p=0,210$ ), tampoco en retropie  $52,493 \pm 0,200$  ( $p=0,210$ ). Estos valores nos indican que la histéresis en

antepié a disminuido un 25% al disminuir su espesor de 5 a 2,5 mm. Es un material que tiene un comportamiento intermedio entre los EVA, y Plastazote, este último bastante peor comportamiento.

#### 5.4.6. Histeresis del material Poron-8

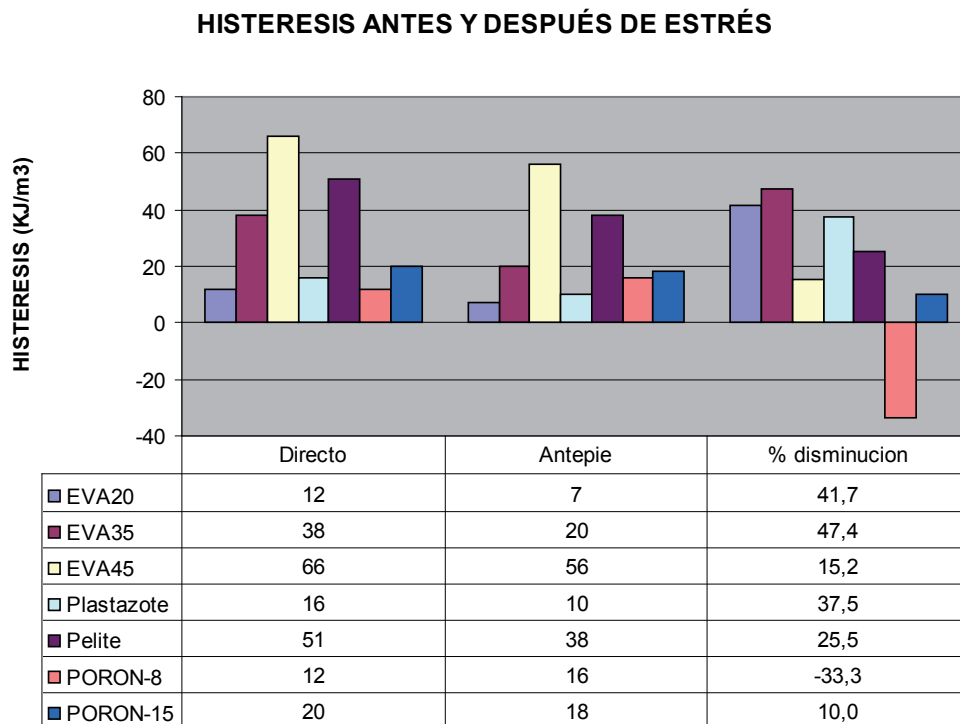
Este material presentó diferencias significativas, cuando se midió la histéresis antes de los ciclos de estrés en compresión  $11,475 \pm 0,111$ , y después de estos ciclos se volvió a medir en antepié  $15,700 \pm 0,006$  ( $p=0,000$ ), existen diferencias significativas en mediopié  $14,480 \pm 0,040$  ( $p=0,001$ ), y también existen diferencias significativas en retropié  $14,820 \pm 0,055$  ( $p=0,000$ ). Tenemos que resaltar este dato obtenido. La histéresis de este material ha aumentado significativamente un 36% en antepié después de 100.000 ciclos. Este comportamiento es opuesto al comportamiento del resto de los materiales, nosotros pensamos que está relacionado con las características de este material: celda abierta y baja densidad. En la Figura 5.11 podemos ver las gráficas de Poron-8 y Poron-15 y vemos el comportamiento diferente del material Poron-8 respecto al resto de materiales estudiados. este material no llegó a la disminuir el 50% de su espesor cuando se alcanzaron los 100.000 ciclos.



**Figura 5.11.** Energía de histéresis de los dos materiales Poron-8 y Poron-15 antes (cero) y después de estrés (antepié, mediopié y retropié).

### 5.4.7. Histeresis del material Poron-15

Este material no presentó diferencias significativas, cuando se midió la histéresis antes de los ciclos de estrés en compresión  $19,813 \pm 0,860$ , y después de estos ciclos se volvió a medir en antepié  $18,520 \pm 0,070$  ( $p=0,103$ ), si existe diferencia significativa en mediopié  $24,980 \pm 0,130$  ( $p=0,012$ ), y en retropié  $24,773 \pm 0,160$  ( $p=0,015$ ). En la Figura 5.12 se muestran los resultados de la histéresis medida en  $\text{KJ/m}^3$  de los siete materiales en antepié, antes y después de los ciclos de estrés, así como su variación en %. Este material no llegó a disminuir el 50% de su espesor cuando se alcanzaron los 100.000 ciclos. Los materiales Poron8 y Poron 15 tienen un comportamiento llamativo, ya que ambos aumentan su histeresis en mediopié y retropié, después de los 100.000 ciclos de compresiones.

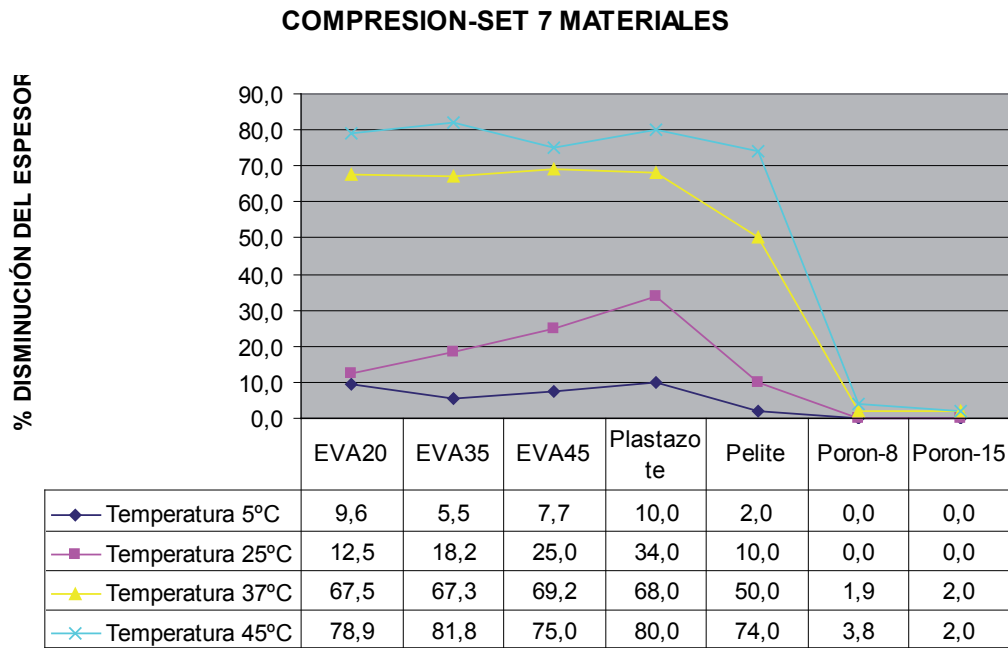


**Figura 5.12.** Histéresis de los 7 materiales antes y después de estrés. Y su variación en %.

### **5.5. Análisis de los resultados obtenidos cuando se midió la compresión-set de los siete materiales estudiados**

Este ensayo, se realizó, antes de someter a los materiales estudiados al ensayo de estrés mecánico. Y lo realizamos al principio del trabajo en el laboratorio, ya que necesitábamos conocer el comportamiento de los materiales, cuando trabajaban a temperaturas distintas y además queríamos conocer su comportamiento, cuando se sometieran a un estrés mecánico, a presión constante durante un periodo de tiempo prolongado, en nuestro caso de 22 horas.

En la Figura 5.13 podemos comprobar, que en el rango de temperaturas, donde se observa el mayor cambio en el comportamiento de estos materiales, fue precisamente entre los 37 y los 45°C. Se corresponden estas diferencias con los materiales termoconformables. EVA20, EVA35, EVA45, Plastazote y Pelite. Los otros dos materiales Poron-8 y Poron-15 no son materiales termoconformables y según se observa tienen un comportamiento, termoestable, muy similar para el rango de temperaturas ensayadas. Este hallazgo nos anima a proponer un área de investigación que estudie el diferente comportamiento de los materiales, en cuanto a su comportamiento frente a las diversas temperaturas, dependiendo que estos materiales sean de celda cerrada o de celda abierta.



**Figura 5.13.** Compresión-set de los siete materiales estudiados, obtenida a cuatro temperaturas distintas: 5-25-37 y 45°C, hemos expresado la disminución de los espesores en (%) del espesor inicial.

**5.5.1. Compresión-set de los tres cauchos: EVA-20, EVA-35 y EVA-45 ° Shore A**

Cuando se realizó este ensayo a 25°C. Se observó que para el material EVA-20° la deformidad remanente medida era baja, no llegaba al 13%, esto indica un comportamiento muy elástico, ya que al quitar la presión que actuó durante 22 horas, recupera bastante su espesor inicial, a estas temperaturas el fenómeno de termoconformado prácticamente no ocurre.

A la temperatura de 37 °C se producía un aumento muy significativo de la deformidad residual de los tres materiales del orden de 67-69%. En estas condiciones disminuye la elasticidad del material y aumenta su plasticidad, comienza a aparecer el fenómeno de termoconformado. Este fenómeno explica las diferencias que presentan estos materiales en sus propiedades mecánicas dependiendo de la temperatura de uso.

A la temperatura de 45°C sigue aumentando la deformidad residual, llegando a valores en torno al 80%. Como se puede ver en la Figura 5.13 donde se aprecia un mayor aumento en el valor de la compresión-set, es en el tramo entre los 25 y los 37°C, que tiene la particularidad de ser el rango de temperaturas donde de forma habitual trabajan los materiales con los que se fabrican las ortesis plantares.

El comportamiento del Caucho EVA 35 es muy similar al caucho EVA20°. Sin embargo el comportamiento del Caucho EVA-45 presenta un comportamiento algo diferente a los otros dos cauchos EVA. En el tramo 5-25°C existe una diferencia más acusada, en el tramo 25-37 existe una diferencia de deformidad residual, proporcionalmente inferior a los otros dos cauchos y en el tramo de 37-45°C la diferencia es mínima. De estos datos podemos deducir que cuando la ortesis plantar vaya a estar expuesta a temperaturas elevadas, el material que tiene mejor comportamiento en cuanto a la deformidad residual va a ser el caucho EVA 45° Shore A.

Mientras que a temperaturas inferiores a 37°C, tienen mejor comportamiento el EVA20° y el EVA 35°, porque presentan menor deformación residual.

### **5.5.2. Compresión-set de los materiales Plastazote y Pelite**

Cuando se realizó este ensayo a cuatro temperaturas diferentes 5-25-37 y 45 °C. Se observó que para el Plastazote la deformidad remanente medida era la más alta de todos los materiales estudiados, por este motivo desaconsejamos el uso de este material para emplearlo en la fabricación de ortesis plantares, y sobre todo en el campo del deporte, ya que su vida media de uso va a ser muy corta, porque enseguida disminuye su espesor y por tanto su capacidad para absorber energías de impacto, este material ha sido propuesto como un material muy útil, por varios autores, Foto, (1998) y Pratt, (1986) para realizar descargas en el pie, nosotros no estamos de acuerdo con estos autores, de acuerdo con los resultados obtenidos en nuestro trabajo en los ensayos de compresión-set y en los ensayos de estrés cíclico.

En cuanto al material Pelite, podemos observar en la Figura 5.13, que tiene un mejor comportamiento que los materiales EVA para las cuatro temperaturas.

### 5.5.3. Compresión-set de los materiales Poron-8 y Poron-15

Cuando se midió la deformidad remanente de los dos materiales Poron-8 y Poron-15, se observó que la deformidad remanente era muy baja para las cuatro temperaturas. Este comportamiento plantea una cuestión teórica interesante para ser estudiada más ampliamente en otros trabajos de investigación.

Estos materiales han sido clasificados por varios autores, como los mejores materiales para emplearlos en la fabricación de ortesis plantares, para realizar descargas de presiones plantares, precisamente por comportamientos evaluados con ensayos como este de compresión-set. Postulan varios autores que su deformidad remanente es cero o próxima a cero. Que la resiliencia medida por el % de rebote de una bola de acero sobre el material es muy baja y como consecuencia absorben toda la energía de choque. Paton, (2007) y Rome, (1991).

Nosotros no compartimos estas aseveraciones, en primer lugar por ser materiales de celda abierta, tienen un comportamiento viscoelástico según un modelo distinto a los materiales de celda cerrada,. El modelo de celda abierta ha sido estudiado por Kuncir (1990). Este autor creó un modelo compuesto por dos sistemas; uno sólido que lo constituían las paredes celulares y otro gaseoso compuesto por los gases encerrados en las células abiertas, considerando que este gas estaba a la misma presión que en el exterior del sistema. Por este motivo sí estamos de acuerdo con (Sariatmadari, 2012), cuando expone en sus trabajos que los materiales de celda abierta y de una densidad baja, lo que hacen es “tocar suelo”, ya que la presión de la fase gaseosa es la misma que la presión del exterior al sistema y muy inferior a la presión de la fase gaseosa que se encuentra encerrada en las células de los polímeros de celda cerrada.

Teniendo en cuenta estas consideraciones, Poron-8 es uno de los materiales más utilizados, de la familia de los Poliuretanos de celda abierta, en ortopodología. Puede llegar a “tocar suelo”, con gran facilidad, si esto fuera así las grandes ventajas de estos materiales se tendrían que valorar con otras investigaciones fundadas en la ingeniería de materiales, y por esta razón animamos a otros investigadores a trabajar en esta línea.

Del comportamiento en Compresión-set de los siete materiales estudiados, que se muestran en las gráficas obtenidas a cuatro temperaturas distintas en la Figura 5.13. Podemos deducir: a temperaturas bajas, del orden de 5°C, se pueden utilizar todos los materiales el material Plastazote, muestra una deformidad residual mayor que el resto de los materiales.

A temperatura ambiente del orden de 25°C. Se pueden utilizar todos los materiales, aunque el material Plastazote experimenta un aumento de la deformidad remanente superior al resto de materiales.

A 37°C tienen un comportamiento muy similar: EVA-20; EVA-35; EVA-45; Plastazote. Pelite muestra el mejor comportamiento. Y podemos ver que los dos materiales de Poron muestran una deformidad remanente muy baja.

A temperaturas elevadas del orden de 45°C el mejor comportamiento lo presentan EVA-45 y Pelite. Este dato nos ayuda a elegir a estos dos materiales, como los más eficaces para descargar energías mecánicas de choque, cuando el pie está sometido a grandes presiones, a esfuerzos deportivos como la carrera y cuando la temperatura ambiente es elevada, entre los 35 y 45°C.

Consideramos que estos datos son importantes para el estudio del comportamiento de estos materiales, ya que cuando se emplean como ortesis plantares, estos materiales estarán a una temperatura entre los 25 y los 37 °C. En un estudio realizado por Scott, T (2013) estudiando la temperatura media que adquiriría el pie en unos

voluntarios en su actividad diaria normal, fue de 30°C. Otros autores (Guoqing, R y Yaodong, G , 2013) concluyen en su libro sobre el efecto de la variación de temperatura en la carrera que dependiendo de la actividad física que realiza una persona y la temperatura ambiente, puede oscilar entre los 30 y 45°C. Por esta razón creemos útil realizar gráficas como la indicada en la Figura 5.13, donde se realicen ensayos de 5 en 5 °C para ver, las condiciones óptimas de utilización de los diversos materiales de ortopedia en relación a la demanda de servicio para cada persona y para cada actividad en concreto.

Y de acuerdo con los trabajos de (Sariatmadari, 2012), el aumento de la temperatura de los polímeros celulares estudiados, disminuyen su capacidad de absorber energía mecánica de choque conforme va aumentando su temperatura.

Además cuando se cuantifiquen las propiedades mecánicas de estos materiales, se debería indicar como un dato muy relevante la temperatura de uso, como refiere Askeland (2001) y Callister (2009). Sobre todo cuando estemos considerando datos relacionados con la vida media de estos materiales.

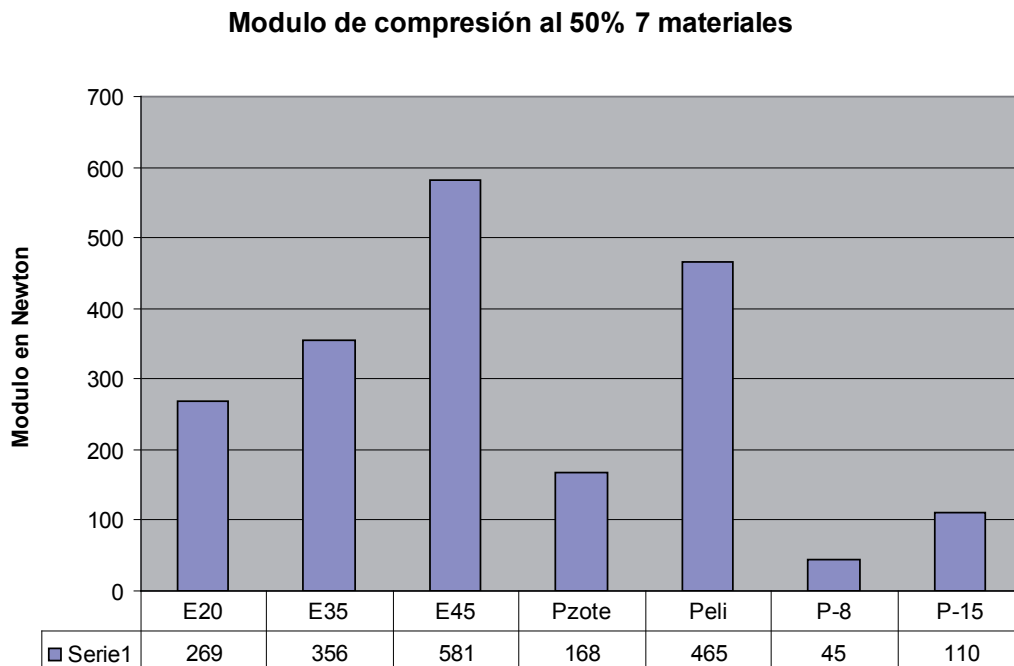
## **5.6. Análisis de los resultados obtenidos cuando se midieron los valores del módulo de compresión al 50% de los siete materiales estudiados**

Este ensayo se realizó antes de someter a los materiales estudiados al ensayo de estrés mecánico. Y además lo realizamos al principio del trabajo en el laboratorio, ya que necesitábamos conocer el comportamiento de los materiales, cuando trabajaban a compresión, para averiguar la carga aproximada que soportaban, medida en newton, para poder diseñar el ensayo para determinar la energía de histéresis de cada material, este dato no lo pudimos encontrar en nuestra consulta bibliográfica.

El valor del módulo de compresión de los materiales es muy relevante, para hacer un estudio comparativo de las energías que absorbe cada material cuando es sometido a cargas cíclicas, simulando las cargas que sufre el pie humano, cuando la persona camina, corre ó salta.

Indicamos en la Figura 5.14 el módulo de compresión de los siete materiales estudiados, medido en Newton (N).

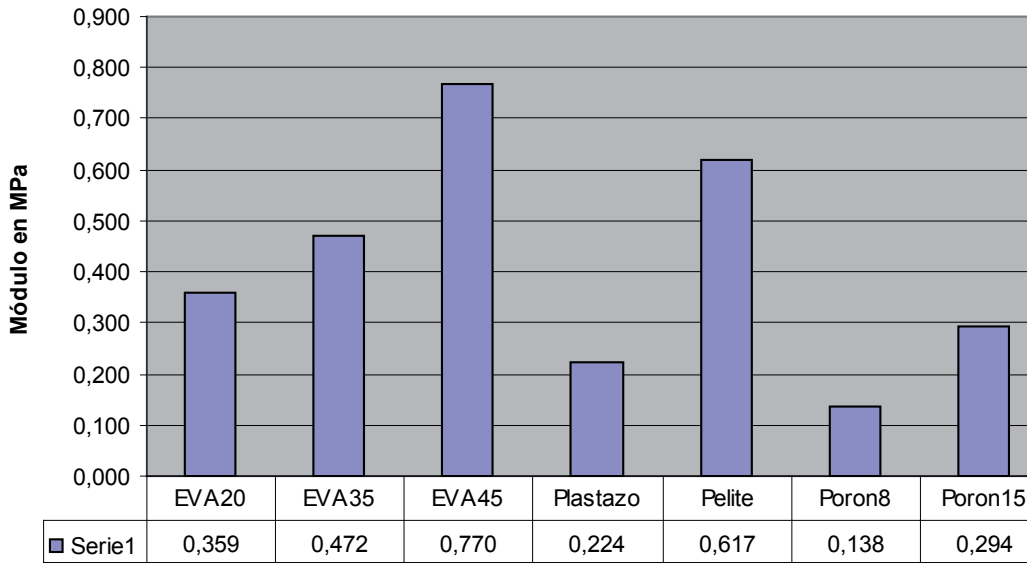
También indicamos en la Figura 5.15 el módulo de compresión medido en megapascas (MPa).



**Figura 5.14.** Modulo de compresión al 50% de los siete materiales medido en Newton

Cuando se midió la compresión de los siete materiales en el dinamómetro, se observó que la compresión medida en newton (N), era directamente proporcional a la dureza del material, en las tres familias de materiales. Figura 5.14.

**MODULO DE COMPRESION AL 50% DE LOS 7 MATERIALES**



**Figura 5.15.** Módulo de compresión al 50% de los siete materiales, medido en MPa. Abreviaturas: MPa= megapascuales.

Este dato nos permite valorar la tenacidad del material, así como las presiones que puede soportar al sufrir una deformación determinada en sus espesores, en nuestro caso se estableció el 50%.

**5.6.1. Módulo de compresión al 50% de los tres cauchos: EVA-20, EVA-35 y EVA-45° Shore A**

Vemos que en la familia de los cauchos EVA, el material que tiene mejor comportamiento es el EVA-45, puede soportar 580 N, para alcanzar la deformidad fijada del 50%. El EVA-35° unos 350 N y el EVA 20° 270 N.

Esto nos hace pensar que para fabricar ortesis plantares, debemos tener en consideración el peso de los pacientes, dependiendo de su peso, se deben elegir aquellos

materiales que tengan un valor de su módulo de compresión equivalente al peso del paciente.

### **5.6.2. Módulo de compresión al 50% de los materiales Plastazote y Pelite**

Observamos un valor muy bajo de compresión para Plastazote y un valor alto para Pelite, en esta familia de materiales, el material de elección siempre sería Pelite. Ya que Plastazote, a presiones bajas pierde su espesor rápidamente, luego su eficacia disminuye a los pocos ciclos o pasos.

### **5.6.3. Módulo de compresión al 50% de los materiales Poron8 y Poron15**

El material Poron8 tiene el valor más bajo de compresión de todos los materiales estudiados, esto nos induce a pensar que las “prometedoras posibilidades” de este material según los autores, Paton (2007) y Rome (1991), entre otros, como un buen material de descarga habría que reconsiderarlo, en este punto coincidimos plenamente con (Sariatmadari, 2012), cuando nos explica en su trabajo que este tipo de materiales lo que ocurre es que “tocan suelo”, por su pequeña resistencia mecánica, entre otras características por su bajo módulo de compresión. Y esta cuestión explicaría el error mantenido durante años, de considerar a este material como un material excelente para realizar descargas plantares.

En cuanto al Poron15, de mayor densidad sí tiene un valor de compresión más aceptable para contribuir de forma activa a la descargas de energía mecánica de choque.

Solo teniendo en consideración esta variable se deberían de utilizar: Plastazote, Poron8 y Poron15 para pacientes de bajo peso. Los materiales EVA20 y EVA35 para pacientes de peso medio, y Pelite y EVA45 para pacientes de mayor peso. De nuevo podemos aseverar teniendo en cuenta los resultados de este ensayo, que al igual que ocurría en el ensayo de compresión-set; los materiales EVA45 y Pelite

han resultado tener el mejor comportamiento en compresión y por tanto la mejor capacidad para absorber energía mecánica de choque en demandas de esfuerzos amplias: (hiperpresiones, gestos deportivos con gran estrés mecánico, pacientes con peso elevado y temperatura ambiente elevada).

Reiteramos en este punto la importancia de nuevos estudios que comparen las características mecánicas diferenciales, así como los fundamentos teóricos en que se basen esas diferencias, entre los polímeros celulares de celda abierta y los de celda cerrada.

Tenemos que decir en este momento, que no hemos podido comparar algunos de los resultados que hemos obtenido en nuestro trabajo experimental, con otros trabajos de otros autores.

Nuestro ensayo de estrés mecánico, que ha sido la pieza central de nuestro trabajo, tampoco hemos encontrado un trabajo que empleara un “pie mecánico” similar, en cuanto a diseño, desarrollo y condiciones de los ensayos.

### **5.7. Análisis de los resultados obtenidos cuando se realizó el ensayo de estrés mecánico a los siete materiales estudiados**

Vamos a discutir a continuación los resultados obtenidos en el ensayo central de nuestro trabajo, el ensayo de estrés mecánico cíclico a compresión. Al principio de nuestro trabajo, se establecieron dos límites de acuerdo a la información obtenida en nuestra revisión bibliográfica.

El primer límite fue el número máximo de ciclos en compresión a los que íbamos a someter a cada material, que sería de 100.000.

El segundo límite fue que los materiales se someterían al ensayo de estrés mecánico, hasta que alcanzaran una disminución de su espesor del 50%, respecto a su espesor inicial.

Exponemos a continuación el procedimiento seguido para evaluar nuestros resultados obtenidos mediante el análisis estadístico..

### **5.7.1. Prueba de Kolmogorov-Smirnov**

Hemos realizado la prueba de Kolmogorov-Smirnov para determinar la normalidad en la distribución de los resultados obtenidos, en la disminución del espesor de las palmillas de los siete materiales en las tres zonas: antepié, mediopié y retropié, cuando se han sometido a estrés mecánico en compresión, de 10.000 a 100.000 ciclos.

No siendo dichos valores estadísticamente significativos, ya que ( $P > 0,05$ ), tanto en antepié, mediopié como en retropié, para todos los intervalos de ciclos. Por lo que hemos aceptado la hipótesis nula, por la cual se establece que los resultados obtenidos presentan una distribución normal.

### **5.7.2. Análisis de Fiabilidad**

Para realizar el análisis de fiabilidad en la medición de los espesores en antepié, mediopié y retropié. Hemos empleado el coeficiente de correlación intraclass (ICC),

Y el error estándar de medida (SEM).

Todos los valores obtenidos tanto en antepié, mediopié y retropié; presentaron un valor para los ICC  $> 0,90$ , que según (Portney, 2009), resulta ser una medición muy fiable. Igualmente los valores SEM, indican muy poco error ya que hemos obtenido valores de SEM  $< 0,08$ .

### 5.7.3. Prueba t-Student

Hemos aplicado la prueba t-Student, porque al realizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov, no siendo los valores de las disminuciones de los espesores, estadísticamente significativos ( $P > 0,05$ ). Hemos aceptado la hipótesis nula. Y por tanto podemos afirmar que la distribución es normal. Además el tamaño de la muestra es demasiado pequeño para que el estadístico en el que se basa la inferencia esté normalmente distribuido.

Aplicando la Prueba t-Student vamos a discutir los resultados obtenidos al medir la disminución del espesor de los siete materiales estudiados cuando se han sometido a estrés mecánico de compresión en antepié, mediopié y retropié.

#### 5.7.3.1. Datos obtenidos de los siete materiales en antepié cada 10.000 ciclos

**A 10.000 ciclos.** Tienen un comportamiento muy similar: EVA20 con EVA35; EVA45 con Pelite y Poron-8 con Poron-15. Sin que existan diferencias significativas entre estas tres parejas de materiales.

**De 20.000 a 50.000 ciclos.** Poron-8 y Poron-15 tienen un comportamiento muy similar, no presentan diferencias significativas entre ellos. El resto de materiales tienen un comportamiento, distinto presentan diferencias significativas entre ellos.

**A 60.000 ciclos.** Poron-8 y Poron-15, tienen un comportamiento similar. Y EVA20 y EVA35 también tienen un comportamiento similar, sin que existan diferencias

significativas entre estas dos parejas de materiales. El resto tienen un comportamiento diferente.

**De 70.000 a 80.000.** Poron-8 y Poron-9 tienen un comportamiento muy similar, no presentan diferencias significativas entre ellos. El resto de materiales tienen un comportamiento, distinto presentan diferencias significativas entre ellos.

**De 90.000 a 100.000.** EVA45, Poron-8 y Poron-15 tienen un comportamiento diferente, existen diferencias significativas entre los tres.

Hemos indicado en la Figura 5.16, la gráfica de estrés mecánico, para los siete materiales en la zona de antepié. Se expone la disminución del espesor de los diferentes materiales en (%) de pérdida de espesor, respecto al espesor inicial.

Y podemos observar que los materiales: EVA45, Poron-8 y Poron-15 no llegan a disminuir su espesor al 50% al llegar a los 100.000 ciclos.

El material Plastazote es el que tiene el peor comportamiento ya que antes de los 30.000 ciclos ha perdido el 50% de su espesor. Coincide nuestro trabajo con el de Curryer, (2000), el determinó que este material duraba 9:25 horas caminando de forma continua o un máximo de dos meses para una persona con una actividad moderada. Para una persona que anda a unos 50 pasos por minuto, son 3.000 pasos a la hora. Y en unas 10 horas ha caminado 30.000 pasos que equivale a nuestros 30.000 ciclos. Luego este dato es muy similar al que obtuvo Curryer.

Los materiales: EVA20, alcanza la pérdida del 50% a los 70.000 ciclos; EVA35, a los 80.000 ciclos y Pelite a los 60.000 ciclos viendo las curvas observamos que tienen una tendencia paralela al eje de las abscisas. Con estos datos podemos deducir que estos materiales pueden seguir esta tendencia durante más ciclos.

Este trabajo se realiza en el laboratorio utilizando un “pie mecánico”, en unas condiciones de rigidez del pie fabricado en duraluminio, así como un valor de la dureza elevado del plano sobre el que se coloca la palmilla del material a valorar. Además las condiciones de presión y temperatura, así como la frecuencia del ensayo que en nuestro caso fue de 20 ciclos por minuto, condicionan que el ensayo en el laboratorio es más agresivo que un ensayo de estrés mecánico cuando un paciente deambule por la calle, con el material de ensayo colocado en un calzado de paseo o deportivo. Solo el parámetro de la frecuencia de los ciclos en el laboratorio condiciona que: el tiempo que está el pie mecánico sometiendo a presión al material es aproximadamente tres veces mayor que el tiempo que el pie humano presiona el material, cuando camina con una frecuencia de 55-60 pasos por minuto.

Estamos de acuerdo con: Cook, (1985), Cavanagh, (2000) y Bus (2004); cuando coinciden en afirmar que la vida media de uso de un material establecida en un ensayo de laboratorio, va a ser mucho menor que cuando esta se determina con una persona deambulando por la calle con la plantilla colocada en un zapato de vestir o de deporte.

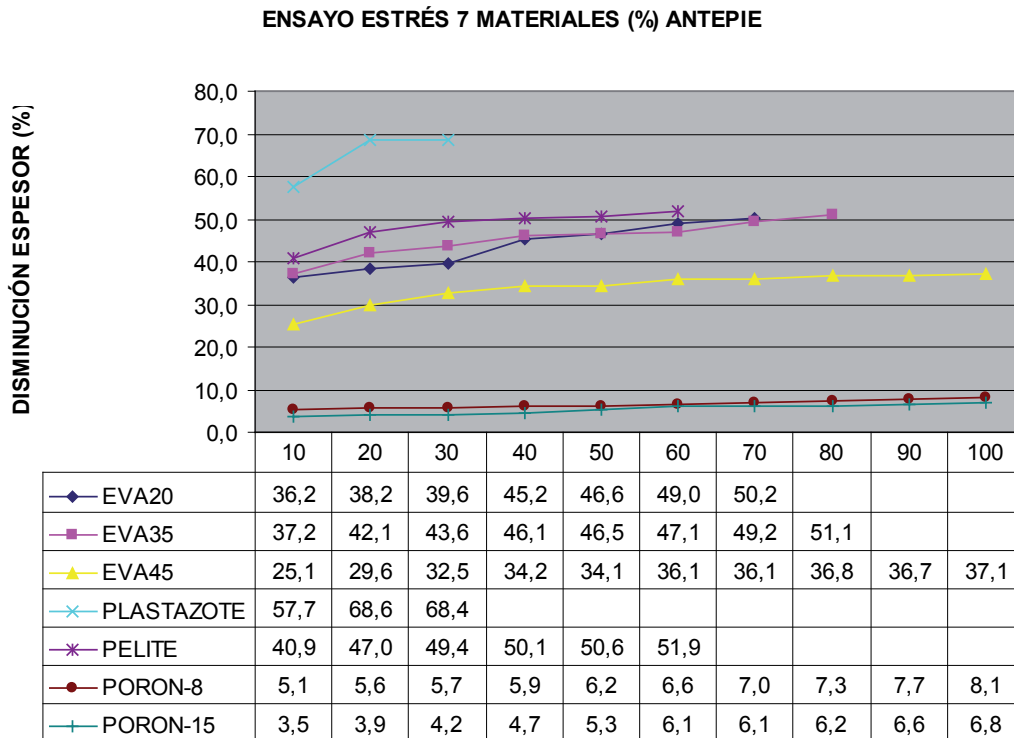
Verdejo et al, en 2004, empleando un modelo de cálculo de elementos finitos (FEA) aplicado al talón; evaluaron que cuando los voluntarios que participaron en el experimento utilizaban calzado deportivo con medias suelas de caucho EVA, se producía una disminución de un 65% en las presiones verticales en el talón comparándolo con las cargas soportadas por los mismos voluntarios cuando caminaban con los pies descalzos. El resultado real del ensayo coincidía prácticamente con los cálculos realizados mediante el método de análisis por elementos finitos. Según estos autores, el calzado deportivo puede amortiguar hasta un 65% de las presiones axiales en el pie. Este dato nos ayuda a explicar porqué los ensayos de estrés realizados en el laboratorio indican un comportamiento peor de los materiales, que cuando estos se realizan con una persona andando sobre un calzado deportivo.

Cuando se utilizan materiales viscoelásticos en las ortesis plantares y se emplean calzados adecuados con entresuela de EVA, que también absorbe energía mecánica de choque, se logra disipar un elevado porcentaje de energía, este porcentaje algunos autores lo han medido, siendo su valor entre un 30-50%. Lott et al,( 2007); Mohamed et al, (2004). Este dato es un poco inferior al que da Verdejo et al,(2004), pero sigue siendo muy significativo para aclarar la diferencia entre los resultados obtenidos en el laboratorio y los resultados obtenidos cuando una persona anda con un calzado deportivo. Sería muy interesante realizar un trabajo que midiera las curvas de estrés de una plantilla en el laboratorio y la misma plantilla colocada en un calzado deportivo y que ambas realizaran el mismo número de pasos o ciclos en las mismas condiciones de presión y temperatura. Así podríamos determinar un factor de equivalencia que sería muy útil para poder calcular la fatiga de los materiales en el laboratorio y poder calcular su equivalente en la actividad normal de caminar.

En otro trabajo de investigación se podía realizar un estudio comparativo entre el comportamiento de un material, por ejemplo el caucho EVA de 20° Shore A, que alcanza la disminución del 50% de espesor hacia los 70.000 ciclos dependiendo de las condiciones de presión, temperatura y frecuencia que se fijen en el laboratorio. Y el mismo material ensayado en una marcha natural de una persona con un calzado determinado, hasta que se alcanzara la disminución del 50% del espesor del material. Conociendo estos datos de estrés en la marcha natural comparándolos con los obtenidos en el laboratorio. Se podría calcular un factor de conversión que sería muy útil para ayudar al profesional a informar a sus pacientes, de la vida media de sus ortesis, ayudándose de información obtenida siguiendo un procedimiento científico, apoyado por los fundamentos y el rigor de la ciencia y la tecnología de los materiales.

En la Figura 5.16 se indica el resultado de las compresiones que fueron necesarias para que cada uno de los materiales estudiados, llegaran a disminuir su espesor en un 50% en el antepié. Se observa que los materiales: EVA45, Poron-8 y Poron-15

no llegaron al 50% de disminución de su espesor, para el límite fijado en nuestra investigación de someter a cada material a 100.000 ciclos como máximo, de acuerdo a lo establecido por otros autores. Foto, (1998), Birke, (2008) y Pratt (1986).



**Figura 5.16.** En esta gráfica se indican los resultados de estrés mecánico para el antepié de los siete materiales estudiados, expresados en (%) de pérdida en su espesor. Abreviaturas: EVA, etil, vinil acetato; 20= 20° Shore A; 35=35° Shore A; 45= 45° Shore A.

**5.7.3.2. Datos obtenidos de los siete materiales en mediopie cada 10.000 ciclos**

**De 10.000 a 20.000 ciclos.** Poron-8 y Poron-15 comportamiento similar no presentan diferencias significativas. El resto de los materiales, tienen un comportamiento diferente, presentan diferencias significativas.

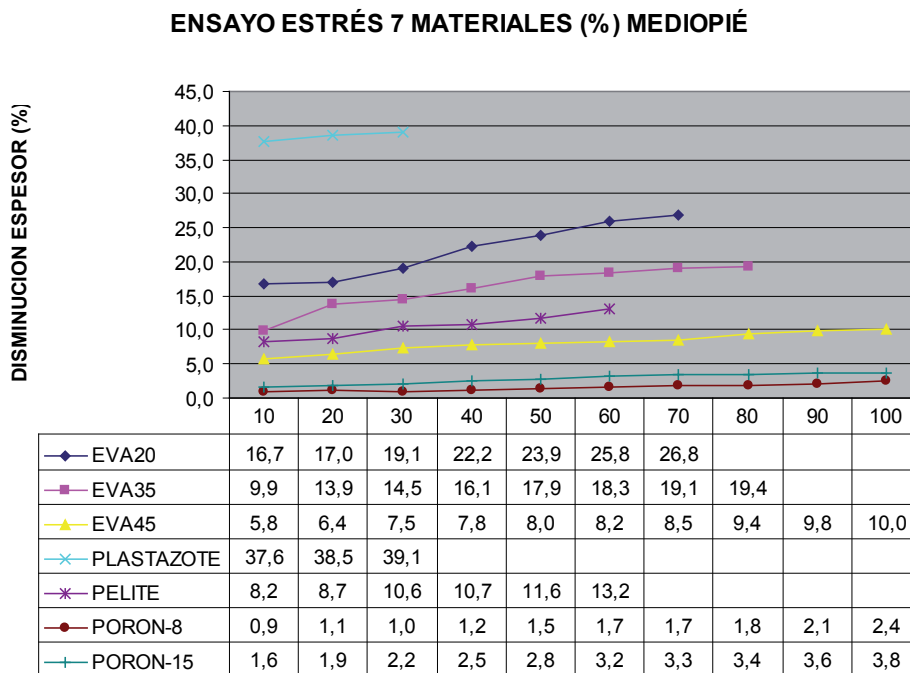
**A 30.000 ciclos.** Poron-8 y Poron-15 comportamiento parecido. EVA20 y EVA35 comportamiento similar. EVA35, y Pelite comportamiento parecido. Y EVA45 y

Pelite comportamiento similar. En cada uno de estos grupos no se observan diferencias significativas.

**De 40.000 a 100.000.** Todos los materiales presentan comportamiento diferente, existen diferencias significativas.

Se ha indicado en la Figura 5.17, unas curvas de los siete materiales donde podemos ver que ninguno de los materiales llega a disminuir su espesor en un 50%.

En la zona del mediopié podemos observar que el EVA20 presenta peor comportamiento que el Pelite, se han intercambiado el orden respecto al que presentaban estos materiales en antepié, Figura 5.6. El resto de materiales mantienen el mismo orden. En estos gráficos se interpreta que los materiales que están más próximos al eje de abcisas, tiene mejor comportamiento y los que están más alejados, tienen un comportamiento peor.



**Figura 5.17.** En esta gráfica se indican los resultados de estrés mecánico para el mediopié de los siete materiales estudiados, expresados en % de pérdida en su espesor. Abreviaturas: EVA, etil, vinil acetato; 20= 20° Shore A; 35=35° Shore A; 45= 45° Shore A.

### **5.7.3.3. Datos obtenidos de los siete materiales en retropié cada 10.000 ciclos**

**A 10.000 ciclos.** Poron-8 y Poron-15 comportamiento similar no presentan diferencias significativas. El resto de los materiales, tienen un comportamiento diferente, presentan diferencias significativas.

**A 20.000 ciclos.** Poron-8 y Poron-15 comportamiento similar no presentan diferencias significativas. EVA35 y Pelite comportamiento similar no presentan diferencias significativas.

**De 30.000 a 40.000 ciclos,** Poron-8 y Poron-15 comportamiento similar no presentan diferencias significativas. EVA45 y Pelite comportamiento similar no presentan diferencias significativas.

**A 50.000.** Todos los materiales presentan un comportamiento diferente, existen diferencias significativas.

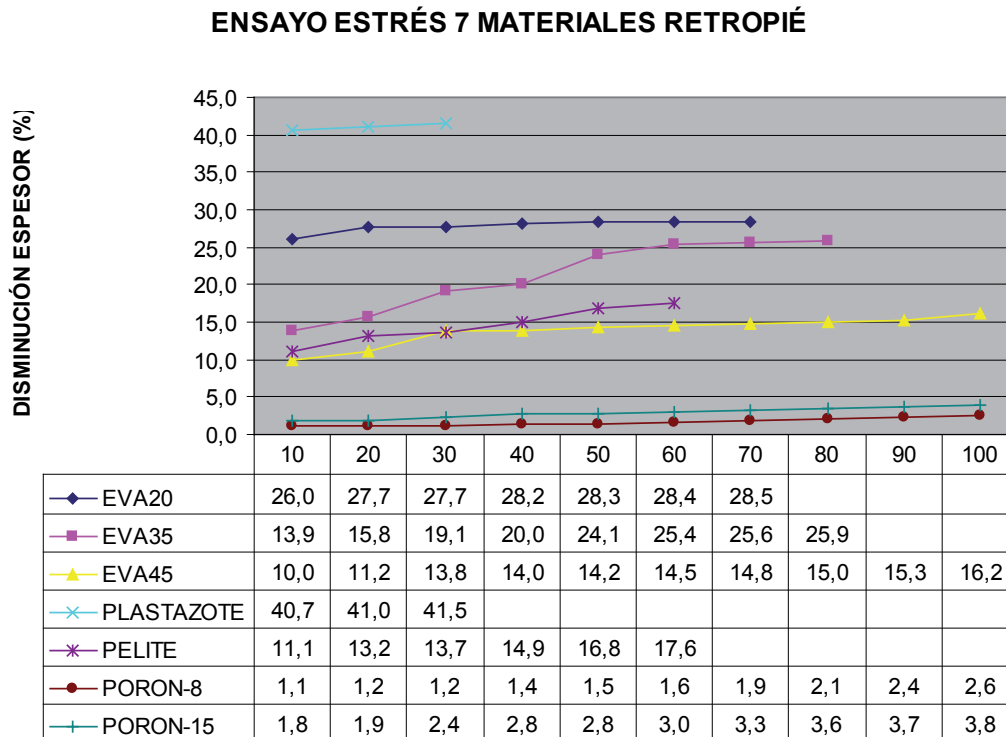
**A 60.000.** Poron-8 y Poron-15 comportamiento similar no presentan diferencias significativas. El resto de los materiales, tienen un comportamiento diferente, presentan diferencias significativas.

**De 70.000 a 100.000 ciclos.** Todos los materiales, tienen un comportamiento diferente, presentan diferencias significativas.

Se ha indicado en la Figura 5.18 unas curvas de los siete materiales donde podemos ver que ninguno de los materiales llega a disminuir su espesor en un 50% en retropié.

Como se puede ver, el comportamiento de los siete materiales en estrés mecánico, en las zonas de mediopié y retropié, son muy similares, y presentan un buen com-

portamiento, ya que a excepción de Plastazote que llega al 40% de disminución de espesor. Los demás están entre el 5 y el 30%.



**Figura 5.18.** En esta gráfica se indican los resultados de estrés mecánico para el retropié de los siete materiales estudiados, expresados en % de pérdida en su espesor. Abreviaturas: EVA, etil, vinil acetato; 20, 20° Shore A; 35, 35° Shore A; 45, 45° Shore A.

En resumen podemos decir para la zona de antepié, que el comportamiento de Plastazote es muy diferente al resto de materiales y con menos de 30.000 ciclos de compresión alcanza el 50% de disminución del espesor, esto nos informa de la poca eficacia que va a tener este material para absorber energías mecánicas de choque en zonas donde haya hiperpresiones en la planta del pie.

Los materiales EVA-45, Poron-8 y Poron-15 en este ensayo tienen un comportamiento muy similar, ya que al llegar a los 100.000 ciclos de compresión, su espesor es inferior al 50%. La disminución es mucho menor en el caso de los dos materiales: Poron-8 y Poron15.

En cuanto a los materiales: EVA20, EVA35 y Pelite tienen un comportamiento muy similar.

En las zonas de mediopié y retropié, ninguno de los materiales ha llegado a la disminución del 50% de su espesor. Esto lo podemos interpretar como que el comportamiento mecánico de estos materiales cuando no existen puntos de hiperpresión es efectivo.

Brodsky, et al, en 2007, estudiaron una serie de materiales viscoelásticos (Plastazote, Porón, caucho EVA, Pelite). Y valoraron el efecto de estos materiales cuando se empleaban en la fabricación de ortesis plantares para: diabéticos y pacientes con ciertas neuropatías periféricas, en todos los casos observaron que estos materiales disminuían las presiones plantares, medidas con una plataforma de presiones. La mezcla de Porón y Plastazote parecía que obtenía unos mejores resultados sobre todo a nivel del confort y comodidad referidos por los pacientes, a corto plazo el Plastazote se deformaba bastante en relación a otros materiales como el Pelite y el caucho EVA de dureza intermedia. Nosotros coincidimos con Brodsky en que el Plastazote se deforma bastante y a muy corto espacio de tiempo. De la mezcla de los dos materiales no podemos comparar ya que no hemos experimentado, mezclas de materiales.

Coincidimos con Wilson, (2006) cuando expone que el espesor de los materiales, es el factor clave en la determinación del nivel de las propiedades de absorción de las energías mecánicas de choque.

## **5.8. Limitaciones de nuestro estudio**

Cuando hemos terminado este estudio queremos exponer algunas limitaciones que presenta, según nuestro criterio.

1. El ensayo de estrés mecánico está realizado en el laboratorio, empleando una máquina de ensayo. La cual somete a los materiales a unas condiciones mecánicas más agresivas, que cuando dichos materiales, se encuentran situados dentro de un zapato.

El material en nuestro ensayo de laboratorio, se ve comprimido por un “pie mecánico” de duraluminio, sobre un plano duro que soporta la máquina. Mientras que en una situación real, el material está comprimido por el pie con tejidos más blandos, que a su vez son disipadores de energía ya que la piel, tejido celular subcutáneo y los músculos, son materiales viscoelásticos y por tanto absorben energía, que disipan en forma de calor.

Por otro lado están en contacto con los materiales propios del zapato que cuando este es un zapato deportivo; llevan cámaras de aire, mediasuelas de cauchos elásticos, suelas de caucho EVA, que llegan a disipar el 50% de energía mecánica.

2. Mientras que la frecuencia de pasos en una marcha normal de una persona puede oscilar entre 50 y 80 pasos por minuto. Nuestra máquina de ensayo, “pie mecánico”, solo puede dar 20 apoyos por minuto”, esto es una limitación técnica. Sería interesante poder igualar la frecuencia de los apoyos del “pie mecánico” con la frecuencia de la marcha humana.

3. De nuestros resultados obtenidos en el ensayo de estrés mecánico, hemos deducido una durabilidad de los materiales, que pensamos que es inferior, a la durabilidad definida para el uso de estos materiales en situación real. Es decir colocados en un zapato y andando por la calle. Sería muy útil poder disponer de un factor de conversión entre: los datos obtenidos en el laboratorio y los datos que se obtienen, cuando una persona anda por la calle en situación real.

## 5.9. Futuras líneas de investigación

Durante la realización de este trabajo de investigación hemos pretendido despejar algunas incógnitas sobre el tema tratado. Pero de forma simultánea se han generado nuevas preguntas, nuevas ideas que abren nuevas vías de trabajo. En este apartado se presentan tres líneas de investigación que pueden ser objeto de interés, atendiendo al trabajo expuesto en la presente tesis.

- Realizar estudios comparando materiales de celda abierta y de celda cerrada para obtener respuestas a las diferencias que hemos observado en el comportamiento mecánico en este trabajo, que se producen en estas dos diferentes estructuras (celda abierta, celda cerrada).
  
- Realizar estudios del comportamiento mecánico de polímeros celulares laminados, utilizando materiales de diferentes familias para estudiar la eficacia mecánica que pueda tener la fabricación de ortesis plantares, utilizando de forma conjunta varios tipos de materiales, como: Poron+Plastazote; EVA+Poron; EVA+Plastazote. Buscando las posibles sinergias entre estas composiciones de materiales.
  
- Estudio comparativo de ensayos de estrés en el laboratorio y los mismos ensayos de estrés realizados con pacientes andando con los mismos materiales en situación real. Para tratar de cuantificar el número de ciclos y el número de pasos que son necesarios para que los materiales estudiados disminuyan su espesor en un 50%, en ambas situaciones: laboratorio y ensayo clínico. Con el fin de poder calcular un factor de conversión para cada material, al relacionar los ciclos dados en el laboratorio y los pasos dados en el ensayo clínico. Este dato sería muy importante para poder estimar la vida de uso eficaz de un material en situación de desgaste al caminar. Haciendo el cálculo de desgaste en el laboratorio que tiene la ventaja de que son ensayos que necesitan menos tiempo para obtener los datos.



---

**CONCLUSIONES**



## 6. CONCLUSIONES

A continuación se presentan las conclusiones más importantes que se han obtenido al realizar la presente tesis doctoral.

- De los siete materiales que hemos estudiado, los que han disminuido su espesor en un 50%: (EVA-20°; EVA-35°; Plastazote y Pelite), disminuyen de forma significativa su capacidad de absorber energías mecánicas. El material EVA-45 solo disminuyó un 37% en su espesor, pero también disminuye su capacidad de absorber energías mecánicas de forma significativa. Los materiales Poron-8 y Poron-15 al llegar a 100.000 ciclos de compresiones, no llegan a disminuir su espesor en un 50% y hemos observado que aumenta su capacidad de absorber energías mecánicas de choque, de forma significativa en las tres zonas, excepto Poron-15 que en antepié disminuye de forma no significativa.

- Tras someter a los siete materiales de ortopedia estudiados a ciclos de compresiones con una presión de 4 kp/cm<sup>2</sup>, a una temperatura de 37± 3°C hasta perder el 50% de su espesor inicial, se ha comprobado que para el material EVA 20° se necesitan 70.000 ciclos; para el material EVA 35° 80.000 ciclos; para el material Plastazote 30.000 ciclos; para el material Pelite 60.000 ciclos y los materiales EVA45°, Poron-8 y Poron-15 no llegan a perder el 50% de su espesor tras ser sometidos a 100.000 ciclos.

- De los materiales analizados: EVA 20°, EVA 35°, EVA 45 °, Plastazote y Pelite, tras someterlos a ciclos de compresiones a 37±3°C, aumentan su densidad significativamente en las tres zonas y en menor cuantía en mediopié y retropié. La densidad de los materiales Poron 8 y Poron 15 disminuye muy ligeramente de forma no significativa en antepié, mediopié y retropié.

- Los materiales EVA 20° y Plastazote aumentan su dureza de forma significativa en las tres zonas de apoyo del pie; el material EVA 35° aumenta su dureza sólo en antepié de forma significativa y disminuye en mediopié y retropié de forma no significativa. El material EVA 45° no varía de forma significativa su dureza en ninguna de las tres zonas, disminuye ligeramente en antepié y aumenta ligeramente en mediopié y retropié. El material Pelite disminuye su dureza de forma no significativa en la zona del antepié y disminuye su dureza significativamente en mediopié y retropié. El material Poron 8 disminuye significativamente el valor de su dureza en antepié y mediopié y disminuye de forma no significativa en retropié. El material Poron 15 disminuye significativamente el valor de su dureza solo en antepié y disminuye su dureza de forma no significativa en mediopié y retropié.

- Los materiales EVA 20°, Plastazote y Pelite disminuyen su resiliencia de forma significativa en las tres zonas de apoyo. Los materiales EVA 35° y EVA 45° disminuyen su resiliencia de forma no significativa en las tres zonas. El material Poron 8 sólo disminuye su resiliencia de forma significativa en antepié y de forma no significativa en mediopié y retropié. El material Poron 15 disminuye su resiliencia de forma no significativa en las tres zonas.

- La histéresis del material EVA 20° Shore A disminuye de forma significativa en antepié y aumenta de forma no significativa en mediopié y retropié. El material EVA 35° disminuye su histéresis de forma significativa, en antepié y retropié y de forma no significativa en mediopié. La histéresis de los materiales EVA 45 y Plastazote disminuyen de forma significativa en las tres zonas. El material Pelite disminuye su histéresis de forma significativa en antepié y aumenta de forma no significativa en mediopié y retropié. El material Poron 8 aumenta de forma significativa su histéresis en las tres zonas. El material Poron 15 disminuye su histéresis muy poco, de forma no significativa en antepié y aumenta de forma significativa en mediopié y retropié.

---

**BIBLIOGRAFÍA**



## 7. Bibliografía

- Abdo, RV. y Iorio, LJ. (1994). *Rheumatoid arthritis of the foot and ankle*. Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2, 326-332.
- Abouaesha, F. et al. (2004). *Plantar soft-tissue thickness predicts high peak plantar pressure in the diabetic foot*. Journal of American Podiatric Medical Association, 94, 39-42.
- Abuzzahab, FS. Harris, GF. y Kidder, SM. (1997). *A kinetic model of the foot and ankle*. Gait and Posture, 5(2), 148.
- Actis, RL., Ventura, LB., Lott, DJ., Smith, KE., Commean, PK., Hastings, MK. y Mueller, MJ. (2008). *Multi plug insole design to reduce peak plantar pressure on the diabetic foot during walking*. Medical and Biological Engineering and Computing, 46(4), 363-71.
- Actis, RL., Ventura, LB., Smith, KE., Commean, PK., Donovan, JKL., Pilgram, TK. y Mueller, MJ. (2006). *Numerical simulation of the plantar pressure distribution in the diabetic foot during the push-off stance*. Medical and Biological Engineering and Computing, 44, 653-663.
- Aerts, P., y De Clercq, D. (1993). *Deformation characteristics of the heel region of the shod foot during a simulated heelstrike*. Journal of Sports Science, 11, 449-461.
- Aguilar, J. Termodinámica y Mecánica Estadística. Entidad Española de publicaciones médicas. 3ª Edición.
- Aguilar, J. (1970). *Termodinámica y mecánica estadística*. 3ª ed. Valencia: Saber.

- Akhlaghi, F. y Pepper MG. (1996). *In shoe Biaxial shear force measurement: the kent shear system*. Medical and Biological Engineering and Computing, 34 (4), 315-17.
- Albert, S. y Rinoie, C. (1994). *Effects of custom orthotics on plantar pressure distribution in the pronated diabetic foot*. Journal of Foot and Ankle Surgery, 33, 598-04.
- Aldridge, T. (2004). *Diagnosis heel pain in adults*. American Family Physician, 70, 332-338.
- Álvarez, R. et al. (2004). *Lesiones de partes blandas en atletas de alto rendimiento*. Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología, 18(2).
- Amo, B., Hernández, JL. y Whiteley, KS. (2002). *Revista de Plásticos Modernos*, 83-159. Madrid.
- Armstrong, DG., et al. (1998). *Is there a critical level of plantar foot pressure to identify patients at risk for neuropathic foot ulceration?* Journal of Foot and Ankle Surgery, 37(4), 3003-07.
- Ashry, HR., et al. (1997). *Effectiveness of diabetic insoles to reduce foot pressures*. Journal of Foot and Ankle Surgery, 36, 268-71.
- Askeland D.: "Ciencia e Ingeniería de los Materiales". 4ª edición, International Thomson Editores, 2008.
- Bach, DK., et al. (1985). *A comparison of muscular tightness in runners and non runners and the relation of muscular tightness to low back pain in runners*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 6, 315-23.

- Ballas, MT., *et al.* (1997). *Common overuse running injuries. Diagnosis and management.* American Family Physician, 1997, 55, 2473-84.
- Barani, Z., Haghpanahi, M. y Katoozian, H. (2005). *Three Dimensional stress analysis of diabetic insole: a finite element approach.* Technology and Health Care, 13(3), 185-92.
- Barrett, JP. (1976). *Plantar pressure measurement. Rational shoe-wear in patients with rheumatoid arthritis.* Journal of the American Medical Association, 1976, 235, 1138-1139.
- Bartczak, Z., Cohen RE. y Argon AS. (1992). *Macromolecules*, 25, 4692.
- Bassett, DC., Block, S. y Piermarini, GJ. (1974). *Long-Term Properties of Polyolefins.* J Appl Phys. 45, 4164.
- Bennet, L., Kevner, D., Lee, BK. y Trainar, FA. (1979). *Shear versus pressure as causative factors in skin blood flow occlusion.* Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 60, 309-314.
- Birke, JA. y Foto, JG. (2008). *Poron orthoses absorb mechanical stress.* Biomechanics, Nov. Objetida el 30 de Noviembre de 2008, de <http://www.algeos.com/pdfs/poron%20orthoses.pdf>.
- Birke, JA., Foto, JG. y Pfiefer, L. (1999). *Effect of orthosis material hardness on walking pressure in high-risk diabetes patients.* Journal of Prosthetics and Orthotics, 11, 43.
- Bisseling, R.W., *et al.* (2007). *Relationship between landing strategy and patellar tendinopathy in volleyball.* British Journal of Sports Medicine, 41(7), e8.
- Boni, M. y Castelli, C. (1990). *Las tendinopatías por sobrecarga.* Sports & Medicine, 40, 3-9.

- Borom, AH. y Clauton, TO. (2003). *Sports shoes and orthoses*. Orthopaedic Sports Medicine, chapter 30. Sanders Elsevier.
- Boyd, LA., Bontrager, EL., Mulroy, SJ., Perry, PT. y Perry, J. (1997). *The reliability and validity of the novel Pedar system of in-shoe pressure measurement during free ambulation*. Gait Posture, 5(2), 165.
- Bradley, MA. y Bader, DI., (1986). *The measurement of foot pressures*. Chiropracist., 41, 335.
- Brinker, K.C., (1977). *Adhesives Age*, 38. Hellerich. 66,38-40.
- Brodsky, JW., Kourosch, S., Stills, M. y Mooney, V.(1988). *Objective evaluation of insert material for diabetic and athletic footwear*. Journal of Foot and Ankle Surgery, 9, 111-116.
- Brodsky, JW. *et al.* (1988). *Objetivis evaluation of insert material for diabetic and athletic footwear*. Foot & Ankle International, 9, 111-116.
- Brodsky, MO. *et al.* (2007). *Physical Properties, Durability and Energy-Dissipation Function of Dual-Density Orthotic Materials used in insoles for diabetic patients* Foot & Ankle International, 28, 8. Aug. p. 882.
- Brown, M., Rudicel, S. y Esquenazi, A., (1996). *Measurement of dynamic pressures at the shoe-foot interface during normal walking with various foot orthoses using the FSCAN system*. Foot & Ankle International, 17, 152-156.
- Bru, L. (1969). *Física*. XII Edición. Librería Internacional del Romo, S.L.
- Burdock, EI, Fleiss, JL y Hardesty, AS. (1963). *A new view of inter-observer agreement*. Personnel Psychology, 16, 373-84.

- Burnfield, JM., Few, CD., Mohamed, OS. y Perry, J. (2004). *The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults*. *Clinical Biomechanics*, 19(1), 78-84.
- Burra, G. y Katchis, SD. (1998). *Rheumatoid arthritis of the forefoot*. *Rheumatic Disease Clinics of North America*, 24, 173-180.
- Bus, SA. *et al.* (2004). *Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity*. *Clinical Biomechanics*, 19, 629-38.
- Butler, RJ. *et al.* (2003). *Dual-function foot orthosis effect on shock and control of rearfoot motion*. *Foot & Ankle International*, 24, 410.
- Callister, W.D. (2009) *Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales*. Editorial Limusa S.A. 2ª Edición.
- Camp Faulí, A. *et al.* (2008). *Physical Evaluation of Insole Materials Used to Treat the Diabetic Foot*. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, vol. 98(3), 18.
- Campbell, GJ., McLure, M. y Newell, EN. (1984). *Compressive behaviour after simulated service conditions of some foamed materials intended as orthotic shoe insoles*. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 21, 57-65.
- Campbell, G., Newell, E. y McLure, M. (1982). *Compression testing of foamed plastics and rubbers for use as orthotic shoe insoles*. *Prosthetics and Orthotics International*, 6, 48-52.
- Canales, M., *et al.* (2009). *Análisis de factores que influyen en la fatiga en material termoplastico reforzado: aplicación de termografía*. *Anales de Mecánica de la Fractura*, 26, vol. 2.

- Carrasqueño, F. (2004). *Fundamentos de Polímeros*. Escuela Venezolana para la enseñanza de la Química. Universidad de los Andes Venezuela, pp. 35-42.
- Casado, A. (2001). Tesis Doctoral. *Comportamiento en fatiga de poliamidas reforzadas con fibras de vidrio cortas*. Universidad de Cantabria.
- Caselli, MA., et al. (1997). *Comparison of Viscoped and PORON for painful sub-metatarsal hyperkeratotic lesions*. Journal of the American Podiatric Medical Association, January, 87(1), 16-10.
- Caselli, MA., et al. (2002). *The forefoot to rearfoot plantar ratio is increased in severe diabetic neuropathy and can predict foot ulceration*. Diabetes care, 25, 1066-71.
- Cavanagh, PR., Ulbrecht JS., Caputo GM. (2000). *New developments in the biomechanics of the diabetic foot*. Diabetes/Metabolism Research and Reviews, 16 Suppl. 1, S6-S10.
- Clark, H., Rome, K., Plant, M., O'Harey, K. y Gray, J. (2006). *A critical review of foot orthoses in the rheumatoid arthritic foot*. Rheumatology, 45, 139-145.
- Coca Rebollero, P. y Rosique, J. (1987) *Ciencia de Materiales*. Madrid: Ed. Pirámide.
- Cong, Y., Cheung, JT., Leung, SK. y Zhang, M. (2011). *Effect of heel height on in-shoe localized triaxial stresses*. Journal of Biomechanics, 44, 2267-2272.
- Conrad, KJ., Budiman-Mak, E., Roach, KE. y Hedeker, D. (1996). *Impacts of foot orthoses on pain and disability in Rheumatoid arthritics*. Journal of Clinical Epidemiology, 49, 1-7.

- Cornwell, MW. y McPoil, TG. (1999). *Plantar Fasciitis: etiology and treatment*. J. of Orthopaedic and Sports Physical Therapy, 29, 756-60.
- Coucejero, V., Guillén, P. y Fernández, T. (1999). *Clínica y tratamiento de las lesiones musculotendinosas en el deporte*. Medicine, 7, 6568-73.
- Curryer, M. y Lemaire, ED. (2000). *Effectiveness of various materials in reducing plantar shear forces. A pilot study*. Journal of the American Podiatric Medical Association, 90, 346-353.
- Chalmers, AC. et al. (2000). *Metatarsalgia and rheumatoid arthritis: a randomized single blind, sequential trial comparing 2 types of foot orthoses and supportive shoes*. The Journal of Rheumatology, 27, 1643-1647.
- Chang, BC. et al. (2001). *Dynamic impression insole in rheumatoid foot with metatarsal pain*. Clinical Biomechanics; doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.08.005.
- Chen, WP., Ju, CW. y Tanq, FT. (2003). *Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis*. Clinical Biomechanics, 18, S17-S24.
- Chen, H., Nigg, BM. y de Koning, J. (1994). *Relationship between plantar pressure distribution under the foot and the insole comfort*. Clinical Biomechanics, 9, 335-341.
- Chen, H., Wang, J., Zhang, X., Tang, T. y Huang, B., (1995) *Macromolecular Chemistry and Physics*, 196, 2173.
- Chiu, HT. y Shiang, TY. (2007). *Effects of insoles and additional shock absorption foam on the cushioning properties of sport shoes*. Journal of Biomechanics, May, 23(2), 119-27.
- Dalai, S y Wenxin, C. (1996). Journal of Applied Polymer Science, 62, 75.

- Davis, IS. *et al.* (2008). *A Comparison of Rearfoot Motion Control and Comfort between Custom and Semicustom Foot Orthotic Devices*. Journal of the American Podiatric Medical Association, 98(5), 394-403.
- Davis, BL., *et al.* (1998). *A device for the simultaneous measurement of pressure and shear forces on the plantar surface of the foot*. Journal of Applied Biomechanics, 14, 93-104.
- Dawson, J., *et al.* (2002). *The prevalence of foot problems in older women: a cause for concern*. Journal of Public Health Medicine, 24(2), 77-84.
- De P Magalhaes, E., Davitt, M., Filho, DJ., Battistella, LR. y Bertolo, MB. (2006). *The effect of foot orthoses in rheumatoid arthritis*. Rheumatology, 45, 449-453.
- De Silva, C.W. (2005). *Las vibraciones y los choques Handbook*. CRC, 2005.
- Dekel, S. y Weissman, SL. (1978). *Joint changes after overuse and peak overloading of rabbit knees in vivo*. Acta Orthopaedica Scandinavica, 49, 519-28.
- Dimonte, P. y Light, H., (1982). *Pathomechanics, gait deviations, and treatment of the rheumatoid foot*. Physical Therapy, 62, 1148-1156.
- Drain, K.F., Murphy, W.R. y Ottenburn, M.S., *Conservation & Recycling*, 4, 210 (1981).
- Druker, AV. (2010). *Elastómeros*. Facultad de Ciencias Exactas e Ingeniería. Universidad de Rosario, Argentina.
- Dunn, JE., Link, DL., Felson, DT., Crincoli, MG., Keysor, JJ. y McKinlay, JB. (2004). *Prevalence of foot and ankle conditions in a multiethnic community sample of older adults*. American Journal of Epidemiology, 159, 491-498.

- EK, A.C., Gustausson, G. y Lewis, D.H., (1985). The local skin blood flow in areas at risk for pressure sores treated with massage. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*, 17, 81-6.
- Emborg, J., Spaich, EG. y Andersen, OK. (2009). *Withdrawal reflexes examined during human gait by ground reaction forces: site and gait phase dependency*. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 47, 29-39.
- Erdemir, A., et al. (2006). *Local plantar pressure relief in therapeutic footwear: design guidelines from finite element models*. *Journal of Biomechanics*, 38, 1798-806.
- Esenyel, M., Walsh, K., Walden, JG. y Gitter, A. (2003). *Kinetics of high-heeled gait*. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93(1), 27-32.
- Fatou, JG. (1985). *Polietileno y copolímeros en Ciencia y Tecnología de los materiales plásticos*, Vol. 2.
- Fatou, JG. (1993). *Morphology and Crystallization in Polyolefins*. En *Handbook of Polyolefins*. New York: Marcel Dekker.
- Fauci, AS., Braunwald, E., Kasper DL., Hauser, SL, Longo, DL. y Jameson JL. et al. (2008). *Harrison's Principles of Internal Medicine*, 17<sup>th</sup> ed (p. 2083). New York: McGraw-Hill Incorp.
- Fauli, AC. et al. (2008). *Physical evaluation of insoles materials used to treat the diabetic foot*. *Journal of American Podiatric Medical Association*, 98, 229-38.
- Feldman, D. y Barbalata, A. (1996). *Synthetic Polymers, Technology, properties, applications* (pp. 21-24). London: Chapman & Holl.
- Ferreti, A. (1986). *Epidemiology of jumper's knee*. *Sports Medicine*, 3, 289-95.

- Fleiss, J. (1986). *Desing and Analysis of Clinical Experiments*. New York: John Wiley and Sons.
- Fornier, A., García, AC., Alcántara, E., *et al.* (1995). *Properties of shoe insert materials related to shock wave transmission during gait*. *Foot & Ankle International*, 16, 778-786.
- Foto, JC. y Birke, JA (1996). *Who's using what: an orthotics materials survey*. *Biomechanics*, 2, 63-68.
- Foto, JC. y Birke, JA. (1998). *Evaluation of multidensity orthotic materials used in footwear for patients with diabetes*. *Foot & Ankle International*, 19, 836-841.
- Foto, JC. y Birke, JA. (1999). *Using bench top methods to evaluate dual-density materials used in therapeutic footwear*. Paper presented at: 1999 Footwear Symposium; Aug 5-7, Canmore, Alberta, Canada.
- Fradet, L., Siegel, J., Dahl, M., Alimusaj, M. y Wolf, SI. (2009). *Spatial synchronization of an insole pressure distribution system with a 3D motion analysis system for center of pressure measurements*. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 47, 85-92.
- Friedenthal, E. (2009). *Curso de Tecnología del Caucho*. Vol. 1, Argentina.
- García, JM. (2004). *Ciencia y Tecnología de Materiales Polímeros, vol. II (327)*. Madrid: Instituto de Ciencia y Tecnología de Polímeros (CSIC).
- García, JL. y Arufe, V. (2002). *Estudio de las superficies de entrenamiento de los atletas con relación a la prevención de lesiones*. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física* 49, 1-12.

- García, J.L. y Arufe, V. (2003). *Análisis de las lesiones más frecuentes en pruebas de velocidad, medio fondo y fondo*. Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física. 3(12) pp 260-270.
- García Carrasco, J. (2012). Tesis Doctoral. *Prevención de la ulcera plantar neuropática en pacientes diabéticos de la región de Murcia*. Uso de las plantillas de absorción de energía. Universidad de Murcia.
- Gardner, L.I., et al. (1998). *Prevention of lower extremity stress fractures: a controlled trial of a shock absorbent insole*. American Journal of Public Health, 78, 1963.
- Garrido, J.I. y Guillén, P. (1999). *Etiología de las lesiones musculotendinosas*. Medicine, 7, 6565-66567.
- Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzhak, Y. y Arcan, M. (2002). *Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait*. Gait & Posture, 15(1), 56-63.
- Gefen, A. (2003). *Plantar soft tissue loading under the medial metatarsals in the standing diabetic foot*. Medical Engineering and Physics, 25, 491-9.
- Gefen, A. y Liuder-Ganz, E. (2004). *Diffusion of ulcers in the diabetic foot is promoted by stiffening of plantar muscular tissue under excessive bone compression*. Orthopade, 33, 999-1012.
- Geppert, M.J. y Mizel, M.S. (1998). *Management of heel pain in the inflammatory arthritides*. Clinical Orthopaedics and Related Research, 349, 93-99.
- Ghosh, M.K. y Das, C.K. (1993). *Polymer for Advanced Technologies*, 5, 390.

- Giacomozzi, C. y Macellari, V. (1997). *Piezo-dynamometric platform for a more complete analysis of foot-to-floor interaction*. IEEE. Transactions on Rehabilitation Engineering, 5(4), 322-30.
- Gibson, L.J. y Ashby, M.F. (1988). *Cellular solids: Structure and Properties*, Pergamon Press, Oxford (1988).
- Gillespie, KA. y Dickey, JP. (2003). *Determination of the effectiveness of materials in attenuating high frequency shock during gait using filterbank analysis*. Clinical Biomechanics, 18(1), 50-9.
- Gillespie, WJ. y Grant, I. (2000). *Interventions for preventing and treating stress fractures and stress reactions of bone of the lower limbs in young adults*. Cochrane Database System; CD000450.
- Gibson, LJ. y Ashby, MF., (1997). *Cellular Solids: Structure and Properties*. 2<sup>nd</sup> Edition, Cambridge University Press, United Kingdom.
- Gnauck, B. y Fründt, P. (1992). *Iniciación a la química de los plásticos*. 3<sup>a</sup> edic. Hauser. München, 242-244.
- Gómez, MA., Marco, C. y Ellis, G. (2004). *Ciencia y Tecnología de Materiales Polímeros. Vol. II*. Madrid: Instituto de Ciencia y Tecnología de Polímeros (CSIC).
- González, L. (2004). *Ciencia y Tecnología de Materiales Polímeros, vol. II* (p. 467). Madrid: Instituto de Ciencia y Tecnología de Polímeros (CSIC).
- Goske, S., et al. (2006). *Reduction of plantar heel pressures: Insole design using finite element analysis*. Journal of Biomechanics, 39, 2363-2370.
- Gould, JS. (1982). *Conservative management of the hypersensitive foot in rheumatoid arthritis*. Foot & Ankle International, 2, 224-229.

- Grace, TG. (1985). *Muscle imbalance and extremity injury. A perplexing relationship*. Sports Medicine, 2, 77-82.
- Hall, M., Shurr, DG., Zimmerman, MB. y Saltzman, CL. (2004). *Plantar Foot Surface Temperatures with Use of Insoles*. Iowa Orthopaedic Journal, 24, 72-75.
- Healy, A., Dunning, DN. y Chockalingam, N. (2011). *Effect of insole material on lower limb kinematics and plantar pressures during treadmill walking*. Prosthetics and Orthotics International, 17.
- Helliwell, P., Woodburn, J., Redmond, A., Turner, D. y Davys, H. (2007). *Treatment of rheumatoid arthritis: a comprehensive guide* (pp. 113-159). Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Henning, EM. y Milani, TL., (2000). *Pressure distribution measurements for evaluation of running shoe properties*. Sportverletzung/Sportschaden, 14, 90-97.
- Herman, W.; Hertzberg, R. y Manson, J. (1990). *The influence of loading history on fatigue in engineering plastics*. Journal of Materials Science, 25, pp. 434-440.
- Hessert, MJ., Vyas, M., Leach, J., Hu, K., Lipsitz, LA. y Novak, K. (2005). *Foot pressure distribution during walking in young and old adults*. BMC Geriatrics, 5, 8.
- Hewitt, JR., FG. (1993). *The effect of molded insoles on in-shoe plantar pressures in rockered footwear*. M.S. Thesis The Pennsylvania State University.
- Hintermann, B. (2003). *Evolución del calzado deportivo*. EMC (Elsevier Masson SAS), Podología, 27, 140-61.

- Hodge, MC., Back, TM. y Carter, GM. (1999). Novel Award first prize paper. *Orthotic management of plantar pressure and pain in RA*. *Clinical Biomechanics*, 14, 567-575.
- Hodge, MC., Nathan, D. y Bach, TM. (2009). *Plantar pressure pain thresholds and touch sensitivity in rheumatoid arthritis*. *Foot & Ankle International*, 30, 1-9.
- Holstein, P., Larsen, K. y Sager, P. (1976). *Decompression with the aid of insoles in the treatment of diabetic neuropathic ulcers*. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 47, 463.
- Hong, WH., Lee, YH., Chen, HC., Pei, YC. y Wu, CY. (2005). *Influence of heel height and shoe insert on comfort perception and biomechanical performance of young female adults during walking*. *Foot & Ankle International*, 26(12), 1042-1048.
- Horta, A., et al. (2001). *Los Plásticos más usados* (pp. 93-95). UNED. Madrid.
- Hosein, R. y Lord, M. (2000). *A Study of In-shoe Plantar Shear in Normals*. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon) Jan, 15(1), 46-53.
- Hreljac, A. (2004). *Impact and overuse injuries in runners*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, 845.
- Hutton, WC. y Dhanendran, M. (1981). *The mechanics of normal and hallux valgus feet -a quantitative study*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 157, 7-13.
- Jackson, L., Binning, J. y Potter, J. (2004). *Plantar pressures in rheumatoid arthritis using prefabricated metatarsal padding*. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 94, 239-245.

- James, SL., Bates, BT. y Osternig, LR. (1978). *Injuries to runners*. The American Journal of Sports Medicine, 6, 40.
- Jarvineu, TA., *et al.* (2000). *Muscle strain injuries*. Current Opinion in Rheumatology, 12, 155-61.
- Jasper, WK., Tong, NG. y Eddie, YK. (2010). *Preliminary investigation on the reduction of plantar loading pressure with different insole materials (SRP-Slow Recovery Poron ®; P-Poron ®; PPF-Poron ® + Plastazote, firm and PPS-Poron ® + Plastazote, Soft)*. The foot, 20, 1-6.
- Jeng, C. y Campbell, J. (2008). *Current concepts review: the rheumatoid forefoot*. Foot & Ankle International, 29, 959-968.
- Johnson, GR. (1988). *The effectiveness of shock-absorbing insoles during normal walking*. Prosthetics and Orthotics International, 12, 91-95.
- Jones, BH. *et al.* (2002). *Prevention of lower extremity stress fractures in athletes and soldiers a systematic review*. Epidemiologic Reviews, 24, 228.
- Kapandji, IA. (1974). *The Psychology of the joints*. New York: Churchill Livingstone.
- Kato, H. *et al.* (1996). *The reduction and redistribution of plantar pressure using foot orthoses in diabetic patients*. Diabetes Research and Clinical Practice, 31, 115-8.
- Kavlac, Y., Uygur, F., Korkmaz, C. y Bek, N. (2003). *Outcome of orthoses intervention in the rheumatoid foot*. Foot & Ankle International, 24, 494-499.
- Kennedy, AJ. *et al.* (1995). *Macromolecules*, 28, 1407.

- Kernozek, TW., Elfessi, A. y Sterriker, S. (2003). *Clinical and biomechanical risk factors of patients diagnosed with hallux valgus*. Journal of the American Podiatric Medical Association, 93(2), 97-103.
- Kevin, A. et al. (2002). *Determination of the effectiveness of materials in attenuating high frequency shock during gait using filterbank analysis*. Clinical Biomechanics, 18, 50-59.
- Ki, SW., Leung, AK. y Li, AN. (2008). *Comparison of plantar pressure distribution patterns between foot orthoses provided by the CAD-CAM and foam impression methods*. Prosthetics and Orthotics International, Sep., 32(3), 356-62.
- Klempner, D. y Sendijarevic, V.(2004) Handbook of Polymeric Foams and Foam Technology. 2<sup>nd</sup> Edition. Munich: Hanser Publishers.
- Klempner, DC y Frisch KC. (2004). *Handbook of Polymeric foams and technology*. Hauser. München, Chap. 17.
- Knobloch, K. et al. (2008). *400m breaststroke event dominate among knee overuse injuries in elite swimming athletes*. Sportverletz Sportschaden, 22(4), 213-19.
- Koo, GP.; Ridell, NM. y O'Toole, JL. (1967). *Fatigue properties of Polytetrafluorethylene and Related Fluoropolymers*. Polymer Engineering & Science, July, pp 182-188.
- Koshy, A.T., Kuriakose, B., Thomas, S. y Varghese, S. (1992). *Indian Journal of Natural Rubber Research*, 5, 229.
- Kovacevic, V., Lucic, S., Hace, D., Glasnovis, A., Smit, I. y Bravar, M. (1994). *Adhesion*, 47, 201.

- Krevelen, DW. (1975). *Some basic aspects of flame resistance of polymeric materials*. *Polymer*, 16(8) pp 615-620.
- Krivickas, LS. (1997). *Anatomical factors associated with overuse sports injuries*. *Sports Medicine*, 24, 132-46.
- Laing, P., Deogan, H. y Cogley, D. *et al.* (1992). *The development of the low profile Liverpool shear transducer*. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 13, 112-15.
- La Rosa, G y Risitano, A. (2000). *Thermographic methodology for rapid determination of the fatigue limit of materials and mechanical components*, *International Journal of Fatigue*, 22, 65-73.
- Landis, JR y Koch, GG. *The measurement of observer agreement for categorical data*. *Biometrics* 1977, 33, 159-74.
- Lavery, LA. *et al.* (2003). *Predictive value of foot pressure assessment as part of a population-based diabetes disease management program*. *Diabetes Care*, 26(4), 1069-1073.
- Lavery, LA. *et al.* (1997). *Novel methodology to obtain salient biomechanical characteristics of insole materials*. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, vol. 87, 6, 266-71.
- Lavery, LA. *et al.* (1997). *Reducing plantar pressure in the neuropathic foot: a comparison of footwear*. *Diabetes Care*, 20, 1706-10.
- Le, K.M. *et al.* (1984). *An in-depth look at pressure sores using monolithic silicon pressure sensors*. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 74(6), 745-54.
- Lee, ST., Park, CB. y Ramesh, NS. (2007). *Polymeric Foams*. Science and Technology. Boca Raton-Florida: CRC Press.

- Lee, SY y Hertel, J. (2011). *Effect of static foot alignment on plantar pressure measures during running*. Source department of Kinesiology and sports sciences, University of Miami, Coral Gables, FL.
- Leber, C. y Evansky, PM. (1986). *A comparison of shoe insole materials in plantar pressure relief*. *Prosthetics and Orthotics International*, 10, 135-138.
- Lemmon, O. et al. (1997). *The effect of insoles in therapeutic footwear - a finite element approach*. *Journal of Biomechanics*, 30, 615-20.
- Lian, OB., Eugerbretsen, L. y Bahr, R. (2005). *Prevalence of jumper's knee among elite athlete from different sports: a cross-sectional study*. *The American Journal of Sports Medicine*, 33, 561-67.
- López Illescas, A. (1991). *Anormalidades biomecánicas del pie del deportista*. *Sport&Medicine*, 8, 32-40.
- López, A. (1991). *Anormalidades biomecánicas del pie del deportista*. *Sports & Medicine*, 8, 32-40.
- Lord, M. y Hosein R. (2000). *A study of inshoe plantar shear in patients with diabetic neuropathy*. *Clinical Biomechanics (Bristol Avon)*, 15(4), 278-83.
- Lord, M. y Hosein, R. (1994). *Pressure redistribution by molded inserts in diabetic footwear: a pilot study*. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 31, 214-21.
- Lorei, TJ., Kinast, C., Klarner, H. y Rosenbaum, D. (2006). *Pedographic, clinical and functional outcome after Scarf osteotomy*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 451, 161-6.
- Lott, OJ. et al. (2007). *Effect of footwear and orthotic device on stress reduction and soft tissue strain of the neuropathic foot*. *Clinical Biomechanics*, 22, 352-9.

- Loudon, JK. y Dolphino, MR. (2009). *Use of foot orthoses and calf stretching for individuals with medial tibial stress syndrome*. Foot & Ankle Specialist, Feb, 3(1), 15-20.
- Llorente, MA. (1991). *Técnicas de caracterización de Polímeros* (pp. 90-97). Madrid: UNED.
- Mahanty, SD. y Roemer, RB. (1979). *Thermal Response of Skin to Application of Localized Pressure*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 60, 584-590.
- Mann, RA. y Horton, GA., (1999). *Management of the foot and ankle in rheumatoid arthritis*. Rheumatic Disease Clinics of North America, 22, 457-476.
- Mays, SA. (2004) *Paleopathological study of hallux valgus*. American Journal of Physical Anthropology, 126(2), 139-49.
- Mayrovitz, H.N. *et al.*, (1997). Heel blood perfusion responses to pressure loading and unloading in women. Ostomy Wound Management, 47(7),16-26.
- McIntosh, AS. (2005). *Risk compensation, motivation, injuries and biomechanics in competitive sport*. British Journal of Sports Medicine, 39, 2-3.
- MCKenzie IC. (1974). *The effects of frictional stimulation on mouse ear epidermis*. Journal of Investigative Dermatology, 63(2), 194-198.
- McKenzie, DC., Clement, DB. y Tauton, JE. (2000). *Running shoes, orthotics and injuries*. Sports Medicine, 2(5), 334-47.
- McPoil, TG. y Cornwall, MW. (1992). *Effect of Insole Material on Force and Plantar During Walking*. Journal of the American Podiatric Medical Association, 82(8), 412-416.

- Mejjad, O., *et al.* (2004). *Foot orthotics decrease pain but do not improve gait in rheumatoid arthritis patients*. *Joint Bone Spine*, 71, 542-545.
- Menz, HB. y Morris, ME. (2005). *Footwear characteristics and foot problems in older people*. *Gerontology*, 51(5), 346-351.
- Metin, Y., Botek, G. y Davis, B. (2007). *Plantar shear stress distributions: Comparing actual and predicted frictional forces at the foot-ground interface*. *Journal of Biomechanics*, 40(13), 3045-3049.
- Michaeli, W., Greif, H., Kaufmann, H. y Vossebürger, FJ. (1992). *Introducción a la tecnología de los plásticos* (p. 110). Madrid: Hauser editorial, S.L.
- Mihaies, H. y Olaru, A. (2000). *Mechanical properties and parameters of Polyolefins in Handbook of Polyolefins*, 2<sup>nd</sup> Edition. New York: Marcel Dekker.
- Milgram, C. *et al.* (1992). *Prevention of overuse injuries of the foot by improved shoe shock attenuation. A randomized prospective study*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 189-192.
- Miller, BJ., Pate, RR. y Burgess, W. (1988). *Foot impact force and intramuscular haemolysis during distance running*. *International Journal of Sports Medicine*, 9, 56-60.
- Mills, NJ., Rodríguez-Pérez, MA., (2001). *Modelling the gas-loss creep mechanism in EVA foam from running shoes*. *Cellular Polymers*, 20, 79-100.
- Milner, CE., Ferber, R. y Pollard, CO. (2006). *Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38, 323.

- Misevich, KW. y Cavenagh, KW. (1984). *Material aspects of modelling shoe/foot interaction*. In: Frederick, E.C. (Ed.), *Sports Shoes and Playing surfaces*. Human Kinetics, Champaign, IL, 43-73.
- Mohamed, O., et al. (2004). *The effects of Plastazote® and Aliplast®/Plastazote® orthoses on plantar pressures in elderly persons with diabetic neuropathy*. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 16, 55-63.
- Mueller, MJ., Strube, MJ. y Allen, BT. (1997). *Therapeutic footwear can reduce plantar pressures in patients with diabetes and transmetatarsal amputation*. *Diabetes Care*, 20, 637-641.
- Mundermann, A., Stefanyshyn, DJ. y Nigg, BM. (2001). *Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33, 1939.
- Najib, N et al. (2011). *Material & Design*, Vol. 32, February, 505-511.
- Natali, AN. et al. (2010). *Investigation of foot plantar pressure: experimental and numerical analysis*. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 48, 1167-1174.
- Nigg, BM. y Bobbert, M. (1990). *On the potential of various approaches in load analysis to reduce the frequency of sports injuries*. *Journal of Biomechanics*, 23, (Suppl 1), 3-12.
- Nigg, BM., Herzog, W. y Read, LJ., (1988). *Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running*. *The American Journal of Sports Medicine*, 16, 70.
- Nigg, BM. et al. (2003). *The effect of material characteristics of shoe soles on muscle activation and energy aspects during running*. *Journal of Biomechanics*, 36, 569-75.

- Novak, P. *et al.* (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.
- Núñez, JL., (2008). *Detección de daño en material plástico sometido a fatiga axial mediante termografía por infrarrojos*. Congreso Nacional de Materiales San Sebastián.
- O'Connell, PG., *et al.* (1998). *Forefoot deformity, pain and mobility in rheumatoid and nonarthritic subjects*. *The Journal of Rheumatology*, 25, 1681-1686.
- O'leary, K. Anderson, K. y Heiderscheit, B. (2008). *Effect of cushioned insoles on impact forces during running*. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98, 1.
- Omey, ML. y Micheli, LJ. (1999). *Foot and ankle problems in the young athlete*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31, 470-86.
- Osswald, TA. y Menges, G. (2003). *Materials Science of Polymers for Engineers*. Munich. Hanser. p.5.
- Otter, SJ., Bowen, CJ. y Young, AK. (2004). *Forefoot plantar pressures in rheumatoid arthritis*. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 94, 255-260.
- Ouellet, S., Cronin, D. y Worswick, M. (2006). *Compressive response of polymeric foams under cuasi-static medium and high strain rate conditions*. *Polymer Testing*, 25, 731-743.
- Ozturk, U.E. y Anlas, G. (2009). *Energy absorption calculations in multiple compressive loading of polymeric foams*. *Materials and Designs*, 30, 15-22.

- Painter, PC. y Coleman, MM. (1997). *Fundamentals of Polymer Science*. 2ª Ed. CRC. Press. Washington D.C., 260-290.
- Paton, J. et al. (2007). *The Physical Characteristic of Materials Used in the Manufacture of Orthoses for Patients with Diabetes*. *Foot & Ankle International*, 28, 1057-63.
- Peacock, AJ. (2000). *Handbook of polyethylene. Structures, properties and applications*. New York: Marcel Dekker.
- Perry, JE., Hall, JO. y Davis, BL. (2002). *Simultaneous measurement of plantar pressure and shear forces in diabetic individuals*. *Gait & Posture*, 15, 101-107.
- Perry, JE., Ulbrecht, JS., Derr, JA. y Cavanagh, PR. (1995). *The use of running shoes to reduce plantar pressures in patients who have diabetes*. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 77-A, 1819-1828.
- Pétrault, D., Bertin, Y., Ranganathan, N. y Fouquet, J.(1993): A study in fatigue on polyamide-polymer. *Fatigue 93: 5<sup>th</sup> International Conference on Fatigue*, vol 3, pp. 1417-1422.
- Phillips, D. (1994). *Biomechanics: hallux valgus and forefoot surgery*. Churchill Livingstone, 36-66.
- Philips, J. (1997). *Pressure Sores (Access to Clinical Education)*. London: Churchill Livingstong.
- Platto, MJ., O'Connell, P., Hicks, JE. y Gerber, LH. (1991). *The relationship of pain and deformity of the rheumatoid foot to gait and index of functional ambulation*. *The Journal of Rheumatology*, 18, 38-43.

- Portney, LG y Watkins, MP. (2009). *Foundations of clinical research: applications to practice*. 3rd ed. Nueva Jersey: Pearson Prentice Hall.
- Pratt, DJ., Rees, PH. y Rodgers, C. (1986). *Assessment of some shock absorbing insoles*. *Prosthetics and Orthotics International*, 10, 43-5.
- Pribut, SM., (2007). *Current approaches to the management of plantar heel pain syndrome, including the role of injectable corticosteroids*. *Journal of the American Podiatric Medical Association* Jan-Feb, 97(1), 67-74.
- Putti, AB., Arnold, GP. y Abboud, RJ. (2010). *Foot pressure differences in men and women*. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 16(1), 22-24.
- Radin, EL, *et al.* (1982). *Effect of prolonged walking on concrete on the knees of sheep*. *Journal of Biomechanics*, 15, 487-492.
- Ramanathan, AK., Kiran, P., Arnold, GP., Wang, W. y Abboud, RJ (2010). *Repeatability of the Pedar-X in-shoe pressure measuring system*. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 16, 70-73.
- Ramirez, D. (2008). *Curso de laboratorio de Mecánica de materiales*. Facultad de Ingeniería Mecánica. Universidad Autónoma de Nuevo León. Méjico.
- Raspovic, A., Newcombe, L., Lloyd, J. y Dalton, E. (2000). *Effect of customized insoles on vertical plantar pressures in sites of previous ulceration in the diabetic foot*, *The Foot*, 10, 133-138.
- Rodríguez-Pérez, A., *et al.* (2008). *Mechanical Behaviour at Low Strains of LDPE Foams with Cell Sizes in the Microcellular Range: Advantages of Using these Materials in Structural Elements*. *Cellular Polymers*, 27, 347-362.

- Rodríguez-Pérez, M.A., Díez-Gutiérrez, S. y De Saja, J.A.(1998). *Polymer Engineering and Science*, 38, 831.
- Rogers, K., Otter, S.J. y Birch, I. (2006). *The effect of Poron® and Plastazote® insoles on forefoot plantar pressures*. *British Journal of Podiatry*, 9, 111-4.
- Rome, K., (1991). *A study of the properties of materials used in podiatry*. *Journal of American Podiatric Medical Association*, 81, 73-83.
- Royo, J. (1989) *Manual de Tecnología del Caucho*. Consorcio Nacional de Industriales del Caucho.
- Sánchez, C. et al. (2000). *Laboratorio de macromoléculas y técnicas de caracterización de Polímeros*. Madrid: UNED.
- Sanders, A.P., Snijders, C.J. y van Linge, B. (1992). *Medial deviation of the first metatarsal head as a result of flexion forces in hallux valgus*. *Foot & Ankle International*, 13(9), 515-22.
- Sanders, J.E. (2000). *Thermal Response of Skin to Cyclic Pressure and Pressure with Shear: A Technical Note*. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 37(5), 511-515.
- Sanders, J.E. et al. (1998). *Material Properties of Commonly-Used Interface Materials and Their Static Coefficients of Friction with Skin and Socks*. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 35(2), 161-176.
- Sanfilippo, P.B., Stess, R.M. y Moss, K.M. (1992). *Dynamic plantar pressure analysis. Comparing common insole materials*. *Journal of American Podiatric Medical Association*, 82 (10), 507-13.

- Sariatmadari, MR., English, R. y Rothwell, G.(2012) *Effects of temperature on the material characteristics of midsole and insole footwear foams subject to quasi-static compressive and shear force loading*. *Materials and Design*, 37, 543-559.
- Saro, C., et al. (2007). *Plantar pressure distribution and pain after distal osteotomy for hallux valgus: a prospective study of 22 patients with 12-month follow-up*, *Foot*, 17, 84-93.
- Saudmeier, R. y Renstrom, PA. (1997). *Diagnosis and treatment of chronic tendon disorders in sports*. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 7, 96-106.
- Schweitzer, ME., Maheshwari, S. y Shabshin, N. (1999). *Hallux valgus and hallux rigidus: MRI findings*. *Clinical Imaging*, 23(6), 397-402.
- Schwellnus, MP., Jordaan, G. y Noakes, TD. (1990). *Prevention of common over-use injuries by the use of shock absorbing insoles: a prospective study*. *The American Journal of Sports Medicine*, 18, 636.
- Sears, FW. y Zemansky, MW. (1971). *Física General* (p. 272). Madrid: Ed. Aguilar.
- Shrader, JA. y Siegel, KL. (2003). *Nonoperative management of functional hallux limitus in a patient with rheumatoid arthritis*. *Physical Therapy*, 83, 831-843.
- Shiang, T.-Y. (1997). *The non-linear finite element analysis and plantar pressure measurements for various shoe soles in heel region*. *Proceedings of the National Science Council, ROC, Part B, Life Sciences* 21, 168-174.
- Shiba, N. et al. (1995). *Shock-absorbing effect of shoe insert materials commonly used in management of lower extremity disorders*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 310, 130.

- Shorten, MR. (2000). *Running shoe design: protection and performance*. En Pe-doe, T. (Ed.), *Marathon Medicine* (pp. 159-169). London: Royal Society of Medicine.
- Smyth, CJ. y Janson, RW. (1997). *Rheumatologic view of the rheumatoid foot*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 340, 7-17.
- Soldevilla, J.J. (2007). *Las úlceras por presión en Gerontología*. Universidad de Santiago de Compostela.
- Sommer, HM. (1998). *Patellar chondropathy and apicitis and muscle imbalances of the lower extremities in competitive sports*. *Sports Medicine*, 5, 386-94.
- Steinberger, T.I. et al. (2006) *Thermographic techniques for non-destructive damage characterization of carbon fibre reinforced polymers during tensile fatigue testing*. *International Journal of Fatigue*, 28, p. 1340-1347.
- Steinbruck, K. (1999). *Epidemiology of sports injuries - 25 year analysis of sports orthopaedic-traumatologic ambulatory care*, *Sportverletz Sportschaden*, 13, 35-52.
- Steven, G. et al. (2006). *Reduction of plantar heel pressures: insole design using finite element analysis*. *Journal of Biomechanics*, 39, 23-70.
- Stolwilk, NM. (2011). *Plantar pressure with and without custom insoles in patients with common foot complaints*. *Foot & Ankle International*, 32(1), 57-65.
- Sumpio, BE. (2000). *Foot ulcers*. *The New England Journal of Medicine*, 343, 787-793.

- Sun, PC., *et al.* (2007). Effects of varying material properties on the load deformation characteristics of heel cushions. *Medical Engineering & Physics*, Jul, 30(6), 687-92.
- Tadokoro, H. (1979). *Structure of crystalline polymers*. New York: John Wiley & Sons.
- Tappin, JW., Pollard, JP. y Beckett, EA. (1980). *Method of measuring shearing forces on the sole of the foot*. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 1, 83-85.
- Talbot, KD., Brown, TD. y Saltzman, CL. (1999). *Hallucal flexor force direction change in hallux valgus*. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 5, 73-8.
- Thacker, SB. *et al.* (2002). *The prevention of shin splints in sports: a systematic review of literature*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34, 32.
- Thomas, S. y Barrington, R. (2003). *Hallux Valgus*. *Current Orthopaedics*, 17, 299-307.
- Tsung, BYS. (2004). *Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution*. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 41, 767-74.
- Uitenbrock, OG. (1996). *Sports, exercise and other causes of injuries: results of a population survey*. *Research Quarterly for Exercise & Sport*, 67, 380-85.
- Ulbrecht, JS., Norkitis, A. y Cavanagh, PR. (1994). *Plantar pressure and plantar ulceration in the neuropathic diabetic foot (29-45)*. En Kominsky, SJ. (Ed.). *Medical and Surgical Management of the diabetic foot*. Mosby Year Book, St. Louis Mo.

- Van der Leeden, M., *et al.* (2006). *Forefoot joint damage, pain and disability in rheumatoid arthritis patients with foot complaints: the role of plantar pressure and gait characteristics*. *Rheumatology*, 45, 465-469.
- Verdejo, R., Mills, NJ. (2003). *Heel-shoe interactions and the durability of EVA foam running-shoe midsoles*. *Journal of Biomechanics*, 37, 1379-86.
- Veves, A., Murray, HJ., Young, MJ. y Boulton, AJ. (1992). *The risk of foot ulceration in diabetic patients with high foot pressure: a prospective study*. *Diabetología*, 35, 660-663.
- Viswanathan, V., Madharan, S. y Gnanasundaram, S. (2004). *Effectiveness of different types of footwear insoles for the diabetic neuropathic foot*. *Diabetes Care*, 27, 474-7.
- Waldecker, U., (2002). *Metatarsalgia in hallux valgus deformity: a pedographic analysis*. *Journal of Foot and Ankle Surgery*, 41(5), 300-8.
- Whittle, MW. (1999). *Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review*. *Gait Posture*, 10, 264-275.
- Wickman, AM., Pinzur, MS., Kadanoff, R. y Juknelis, D. (2004). *Health related quality of life for patients with rheumatoid arthritis foot involvement*. *Foot & Ankle International*, 25, 19-26.
- Wilmore, J., Costill, D. (2001). *Fisiología del esfuerzo y del deporte*. Barcelona: Paidotribo.

- Windle, CM., Gregory, SM. y Dixon, SJ. (1999). *The shock attenuation characteristics of four different insoles when worn in a military boot during running and marching*. Gait & Posture, 9, 31.
- Withnall, R., Eastaugh, J. y Freemantle, N. (2006). *Do shock absorbing insoles in recruits undertaking high levels of physical activity reduce lower limb injury? A randomized controlled trial*. Journal of the Royal Society of Medicine, 99, 32.
- Witold, B. *et al.* (2003). *Tribología con énfasis en Polímeros: fricción, resistencia al rayado y al desgaste*. Journal of materials education, 25, 4-6, 119-132.
- Wyzgosky, MG., Novak, G. y Simon, DL. (1990) Journal of Materials Science, 25, p. 4501
- Yavuz, M., Davis, BL. (2010). *Plantar shear stress distribution in athletic individuals with frictional foot blisters*. Journal of the American Podiatric Medical Association Mar-Apr, 100(2), 116-20.
- Yavuz, M. *et al.* (2009). *Forefoot plantar shear stress distribution in hallux valgus patients*. Gait & Posture 30, 257-259.
- Yavuz, M., Ocak, H., Hetherington, VJ., Davis, BL. (2009). *Prediction of plantar shear stress distribution by artificial intelligence methods*. Journal of Biomechanical Engineering, Sep, 131(9), 091007.
- Yavuz, M., Hirschman, GB., Erdemir, A., Bardsley, L., Botek, G., Davis, BL. (2007). *Peak plantar pressure and shear locations - relevance to diabetic patients*. Diabetes Care, 30(10), 2643-2645.

Yu, J., Cheung, JTM, Fan, Y., Zhang, Y., Leung, AKL., Zhang, M. (2008). *Development of a finite element model of female foot for high-heeled shoe design*. *Clinical Biomechanics*, 23, S31-S38.

Zhang, M., Roberts, VC. (1993). *The effect of shear forces externally applied to the skin surface on underlying tissues*. *Journal of Biomedical Engineering*, 15(6), 451-456.

