



Caraterização de espumas poliméricas para aplicações ortopédicas

Master em Product Design Engineering

Ana Patrícia Gonçalves Cardoso

Leiria, Setembro de 2022



Caraterização de espumas poliméricas para aplicações ortopédicas

Master em Product Design Engineering

Ana Patrícia Gonçalves Cardoso

Trabalho de Projeto realizado sob a orientação do Professor Doutor Henrique Amorim Almeida e do Professor Doutor Mário António Simões Correia

Leiria, Setembro de 2022

Originalidade e Direitos de Autor

O presente relatório de projeto é original, elaborado unicamente para este fim, tendo sido devidamente citados todos os autores cujos estudos e publicações contribuíram para o elaborar.

Reproduções parciais deste documento serão autorizadas na condição de que seja mencionada a Autora e feita referência ao ciclo de estudos no âmbito do qual o mesmo foi realizado, a saber, Curso de Mestrado em Product Design Engineering, no ano letivo 2021/2022, da Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Leiria, Portugal, e, bem assim, à data das provas públicas que visaram a avaliação destes trabalhos.

Agradecimentos

Este projeto de mestrado é uma prova de esforço e superação, por isso começo por agradecer a todas as pessoas que não me deixaram desistir e me deram o apoio necessário para prosseguir, quer apoio emocional, quer a nível de recursos.

Agradeço aos meus professores orientadores Henrique Amorim Almeida e Mário António Simões Correia, que sempre acreditaram em mim e no meu trabalho e me deram todo o auxílio durante esta caminhada.

Agradeço aos técnicos de laboratório de engenharia mecânica, Fernanda Dinis Ludovino Carvalho e Jorge Manuel Pedrosa Domingues, que me auxiliaram e me aconselhavam durante o processo dos ensaios laboratoriais.

Agradeço à minha família e à família do meu namorado que me deram albergue no período da conceção do presente projeto.

Um agradecimento especial ao colega João Caseiro que me ajudou, quando tinha dúvidas e mais ninguém me conseguia ajudar.

Por fim agradeço ao meu namorado que me ajudou a ter sentido crítico.

Resumo

O presente relatório foi elaborado com o intuito de estudar o comportamento de várias placas de EVA utilizadas em palmilhas ortopédicas, durante vários ensaios que se assemelham ao que acontece quando estas se encontram em contacto com a superfície do pé e as cargas exercidas pelo corpo sobre as mesmas.

O EVA é um material termoplástico com excelentes propriedades mecânicas e químicas, tendo uma grande aplicabilidade no ramo do calçado ortopédico como material de revestimento e de amortecimento, pois é um material com uma grande flexibilidade e recuperação à compressão.

Neste projeto foi utilizado material cedido gentilmente pela empresa Gameiros, uma empresa de material clínico com mais de 20 anos sediada na zona industrial de Leiria, onde utilizam essas mesmas placas combinadas para as suas palmilhas.

O material de cada placa foi estudado de forma individual, de forma a obter uma caracterização individual, tendo sido feitos estudos nas diferentes direções da fibra. Foram feitos testes de dureza de Shore A, ensaios de compressão, ensaios de abrasão, ensaios de absorção de humidade e por fim simulações numéricas para comparação e validação de resultados.

Neste projeto podemos concluir que a forma de tratamento de provetes para os ensaios é fundamental para bons resultados dos testes, que a direção do provete é um fator diferenciador, mas que os resultados se encontram quase sempre dentro do espectável e do que é comprovado pela bibliografia, os ensaios feitos conseguiram comprovar que o material utilizado em diferentes durezas tem propriedades adequadas ao uso em palmilhas ortopédicas e esses mesmos materiais se encontram de acordo com a sua ficha técnica, tendo capacidade para absorver as solicitações à qual são pressupostas de suportar.

Palavras-chave: Espumas, EVA, Palmilhas, Poliméricas, Provetes

Abstract

This report was prepared with the purpose of studying the behaviour of several EVA plates used in orthopaedic insoles, during several tests that resemble what happens when they are in contact with the foot surface and the loads exerted by the body on them.

EVA is a thermoplastic material with excellent mechanical and chemical properties, having a great applicability in the orthopaedic footwear industry as a lining and cushioning material, as it is a material with great flexibility and recovery to compression.

In this project we used material kindly provided by Gameiros, a company with more than 20 years of clinical material based in the industrial area of Leiria, where they use those same combined plates for their insoles.

The material of each slab was studied individually, to obtain an individual characterization, having been made studies in different directions of the fibre. Shore A hardness tests, compression tests, abrasion tests, moisture absorption tests and finally numerical simulations were performed for comparison and validation of results.

In this project we can conclude that the way of treating the test specimens is fundamental for good test results, that the direction of the test specimen is a differentiating factor, but that the results are almost within the expected range and what is proved by the bibliography. The tests were able to prove that the material used in different hardnesses has adequate properties for use in orthopaedic insoles and that these same materials are in accordance with their technical data sheets and can absorb the stresses they are supposed to support.

Keywords: EVA, Foams, Insoles, Polymeric, Test Specimens

Índice

Originalidade e Direitos de Autor	iii
Agradecimentos	iv
Resumo	v
Abstract	vi
Lista de Figuras	ix
Lista de tabelas.....	xi
Lista de siglas e acrónimos.....	xii
1. Introdução	1
2. Estado da Arte	3
2.1. Espumas poliméricas.....	3
2.1.1. História/ Cronologia de acontecimentos...	3
2.1.2. Definição de espuma polimérica	4
2.1.3. Constituição de espumas	4
2.1.4. Processamento de espumas poliméricas	5
2.1.5. Propriedades das espumas poliméricas.....	6
2.1.6. Utilização das espumas poliméricas	7
2.1.7. EVA	7
2.1.7.1. Aplicações	8
2.1.7.2. Propriedades	8
2.2. Ortopedia.....	9
2.3. Ortóteses plantares	11
2.3.1. Materiais e características	12
2.3.2. História/ Cronologia de acontecimentos...	13
3. Materiais e métodos.....	16
3.1. Materiais.....	16
3.2. Métodos.....	17
3.2.1. Ensaio de Shore A	19
3.2.2. Ensaio de Compressão.....	20
3.2.3. Ensaio de Abrasão	21
3.2.4. Ensaio de Absorção de Humidade.....	23
3.2.5. Simulação elementos finitos	25
4. Resultados e Discussão	28

4.1.	Ensaio de Shore A	28
4.2.	Ensaio de Compressão	29
4.3.	Ensaio de Abrasão	35
4.4.	Ensaio de Absorção de Humidade	36
4.5.	Simulação elementos finitos.....	37
5.	Conclusões e desenvolvimento de trabalhos futuros	46
5.1.	Conclusões gerais.....	46
5.2.	Trabalhos Futuros.....	47
	Referências Bibliográficas	48
	Anexos	54

Lista de Figuras

Figura 1 Morfologias das espumas poliméricas.....	5
Figura 2 Curva esquemática de tensão-deformação de compressão para uma espuma	6
Figura 3 Reação de polimerização entre etileno (E) e acetato de vinila (VA), resultando em EVA.	8
Figura 4 Constituição do calçado	11
Figura 5 Combinação de blocos utilizada na palmilha FIF Deluxe, utilizada no modelo CLASSIC e SPORT	16
Figura 6 Combinação de blocos utilizada na palmilha FIF Control, utilizada no modelo INFANTIL	16
Figura 7 Combinação de blocos utilizada no modelo DIABETICO.....	17
Figura 8 Placas recebidas.....	17
Figura 9 Bloco com seta vermelha representando a orientação 1 e a seta azul orientação 2	18
Figura 10 Durómetro de Shore A durante um teste.....	20
Figura 11 Provete durante ensaio de compressão, onde já é possível ver flambagem.....	21
Figura 12 Tambor giratório utilizado no ensaio de abrasão	23
Figura 13 Provetes utilizados no ensaio de absorção	24
Figura 14 Tina de Soro Fisiológico e Tina de Água destilada, utilizadas para os ensaios de absorção.....	25
Figura 15 Curva Fitting modelo Yeoh 3ºordem.....	26
Figura 16 Condições fronteira.....	27
Figura 17 Gráfico dos valores obtidos no ensaio de Shore A.....	28
Figura 18 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 30 D1	30
Figura 19 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 30 D2	30
Figura 20 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 35 D1	31
Figura 21 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 35 D2	31
Figura 22 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 40 D1	32
Figura 23 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 40 D2	32
Figura 24 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 50 D1	33
Figura 25 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 50 D2	33
Figura 26 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 60 D1	34
Figura 27 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 60 D2	34

Figura 28 Provetes para teste de abrasão 30 D1 e D2.....	35
Figura 29 Gráfico dos valores experimentais obtidos no ensaio de perda por abrasão	35
Figura 30 Gráfico capacidade de absorção para cada material e solução aquosa	36
Figura 31 Total deformation.....	38
Figura 32 Equivalent Elastic Strain	38
Figura 33 Equivalent Stress.....	38
Figura 34 Strain Probe	39
Figura 35 Stress Probe	39
Figura 36 Resultados do provete 30 D1 Ansys VS Ensaio de Compressão	40
Figura 37 provete 30 D2 Ansys VS Ensaio de Compressão	40
Figura 38 provete 35 D1 Ansys VS Ensaio de Compressão	41
Figura 39 provete 35 D2 Ansys VS Ensaio de Compressão	41
Figura 40 provete 40 D1 Ansys VS Ensaio de Compressão	42
Figura 41 provete 40 D2 Ansys VS Ensaio de Compressão	42
Figura 42 provete 50 D1 Ansys VS Ensaio de Compressão	43
Figura 43 provete 50 d2 Ansys vs Ensaio de compressão	43
Figura 44 provete 60 D1 Ansys VS Ensaio de Compressão	44
Figura 45 provete 60 D2 Ansys vs Ensaio de compressão	44
Figura 46 Defeitos da placa 30.....	54
Figura 47 Defeito placa 40.....	55
Figura 48 Defeito placa 40.....	55
Figura 49 Defeito maior da placa 50.....	56
Figura 50 Data sheet das placas EVA fornecido pela empresa Gameiros	57
Figura 51 Data Sheet do fornecedor da matéria prima pag1	58
Figura 52 Data Sheet do fornecedor da matéria-prima pag2.....	59

Lista de tabelas

Tabela 1 Blocos OKM EVA Flexível	28
Tabela 2 Valor tabelado % peso para EVA	36

Lista de siglas e acrónimos

E	Etileno
ESTG	Escola Superior de Tecnologia e Gestão
EUA	Estados Unidos da América
EVA	Acetato-vinilo de etileno
IPN	Instituto Pedro Nunes
MPDE	Master Product Design Engineering
NBR	Borracha nitrílica
PE	Polietileno
PIR	Poliisocianurato
PP	Polipropileno
PS	Poliestireno
PU	Poliuretano
PVC	Policloreto de vinila
RPM	Rotações por minuto
TPE	Elastómero Termoplástico
VA	Acetato de vinilo

1. Introdução

As palmilhas ortopédicas são elementos importantes para a correção postural, bem como o auxílio na recuperação devido a alguns acidentes e também em algumas patologias. Estas palmilhas utilizam diversos materiais, mas maioritariamente espumas poliméricas. Deste modo foi analisada a matéria-prima utilizada para a fabricação de palmilhas ortopédicas na empresa Gameiros.

O tema é importante e interessante, os conhecimentos na área da biomecânica são fundamentais para entender a utilização de palmilhas o que pode ajudar em muitos problemas, como por exemplo a pronação ou a supinação do pé durante a marcha, o pé diabético, etc.

Após alguma partilha de informação por parte da empresa Gameiros e discussão foram identificados os materiais utilizados para a fabricação das palmilhas: uma conjugação de placas de EVA com durezas diferentes, consoante a necessidade do cliente e o objetivo a cumprir.

Começou-se a planear métodos de estudo e análise dessas várias placas de EVA e foi então decidido fazer-se ensaios de dureza Shore A, ensaios de compressão, ensaios de abrasão, ensaios de absorção de humidade, simulação numérica, de uma forma de recriar todos os processos que uma palmilha passa durante o uso da mesma, ensaios que simulavam as cargas, a transpiração e o desgaste por abrasão.

Neste presente projeto foram utilizados então os métodos anteriormente referidos, de acordo com as normas em vigor para cada um deles, tendo-se recorrido a diversos equipamentos, para a execução dos testes e para a conceção dos provetes para esses mesmos testes.

Este trabalho é apresentado em cinco capítulos, entre os quais se abrange o presente capítulo de introdução onde se faz o contexto, se apresentam as motivações e objetivos a atingir.

No segundo capítulo é apresentado um estado da arte, onde é apresentada uma cronologia de acontecimentos dos vários temas que iram ser abordados no presente trabalho e uma contextualização para melhor se entender a importância deste tema.

O terceiro capítulo descreve os materiais e métodos utilizados, desde a explicação dos ensaios, esclarecimento de como foram maquinados os provetes, aos trabalhos experimentais desenvolvidos para a obtenção de resultados que fossem de encontro com os objetivos pretendidos com este mesmo projeto.

No quarto capítulo são apresentados e discutidos os resultados referentes aos testes executados durante este projeto de uma forma individual.

O quinto capítulo as conclusões finais e algumas propostas para projetos futuros na linha de investigação que este projeto começou.

2. Estado da Arte

2.1. Espumas poliméricas

2.1.1. História/ Cronologia de acontecimentos

Frisch (Frisch, 2006) afirma que foi nos anos 20 que a história das espumas poliméricas começa, sendo a primeira espuma polimérica a ser desenvolvida foi a espuma de látex, criada através da adição de produtos químicos geradores de gás, ao látex de borracha natural. (Rostami-Tapeh-esmaeil et al., 2021)

Em 1931 Munters e Tandberg começaram a síntese de espuma de poliestireno (PS) através da extrusão da mesma, simultaneamente com Dow Chemical Company, que desenvolveu o “isopor” por processo de extrusão, apesar da sua produção apenas começar em 1943. Em 1932 é registada a patente sobre processamento de substâncias macromoleculares em artigos ou materiais porosos ou celulares; Pós-tratamento dos mesmos usando gases de sopro gerados por um agente de sopro adicionado anteriormente. (Kanagamadhuran et al., 2019) (Munters & Tandberg, 1932)

Em 1933 surgem as espumas de formaldeído de uréia, em placas, tendo como função isolamento térmico. (Kanagamadhuran et al., 2019) (Long et al., 1979)

Nos anos 30 também Otto Bayer desenvolveu espumas rígidas de poliuretano. (Kanagamadhuran et al., 2019)

Em 1944 as espumas de polietileno começaram a ser utilizadas para o isolamento de fios e cabos. (Kanagamadhuran et al., 2019)

Em 1949 foram desenvolvidas as espumas epóxi. (Connor, 1972) (Kanagamadhuran et al., 2019)

Em 1952 desenvolveu-se o poliestireno expansível. (Connor, 1972)

1955 Surge o Ethylene Vinyl Acetate (EVA), espuma polimérica que vamos ter como principal estudo. (Roedel, 1951)

Em 1980, foram conseguidas espumas de menor diâmetro de bolha. (Altan, 2017) (Okolieocha et al., 2015) (Sivertsen, 2007)

Nas décadas seguintes e até ao presente a utilização de novas tecnologias, **moldagem** por injeção, extrusão de parafuso duplo e muitas outras técnicas de extrusão, as espumas poliméricas tornaram-se mais amplamente utilizadas. No entanto os agentes de expansão, contribuíram para a destruição da camada de ozono levantando preocupações, sendo neste momento o principal foco, encontrar agentes de expansão que não interfiram com o meu ambiente. (Altan, 2017) (Okolieocha et al., 2015) (Sivertsen, 2007)

2.1.2. Definição de espuma polimérica

As espumas poliméricas são materiais que consistem em uma fase sólida e uma fase gasosa. As espumas poliméricas podem ser rígidas, flexíveis ou elastoméricas, podendo ser concebidas a partir de uma grande variedade de polímeros, como por exemplo: poliuretano (PU), poliestireno (PS), poliisocianurato (PIR), polietileno (PE), polipropileno (PP), acetato-vinilo de etileno (EVA), borracha nitrílica (NBR), policloreto de vinila (PVC), ou outras poliolefinas, sendo a produção mundial de espumas dominada por espumas de PU (PUFs), seguidas de espumas de PS e PVC. (Gama et al., 2018)

2.1.3. Constituição de espumas

O sistema utilizado para a criação da maioria das espumas poliméricas consiste na dispersão de um gás na fase fluida do polímero e estabilização da espuma resultante ou em alguns casos microesferas de gás encapsulado é adicionado ao material.

Os gases que podem ser utilizados para a formação de espuma podem ser derivados de uma série de fontes: o ar/nitrogénio seco pode ser batido no líquido, como no caso do látex, gás sob pressão dissolvido no líquido, dióxido de carbono. (Klempner & Frisch, 1991)

Segundo (Eaves, 2004), numa maioria as espumas poliméricas são formadas por um processo que envolve uma etapa de nucleação e outra de crescimento de “bolsas” de gás na matriz do polímero de base. Tendo como exceção as espumas sintáticas compostas por um sistema poliméricos e por espuma de látex que tem microesferas de gás encapsulado.

Devido ao crescimento dessas bolhas a estrutura das espumas também se vai alterando em diferentes momentos.

- Inicialmente são produzidas em uma matriz líquida, com uma pequena redução na densidade, bolhas esféricas dispersas de dimensões menores.
- Durante o crescimento das bolhas, que mantêm a sua forma esférica, é alcançada a menor densidade da espuma aquando destas atingem uma estrutura compactada.
- Com um crescimento maior e uma densidade menor da espuma, existe uma deformação das células com intuito de formação de estruturas poliédricas.
- Viscosidade e tensão superficial provocam seguidamente que o material flutue em direção a elementos celulares para a constituição de ligações.
- No momento final por vezes existe rutura das paredes celulares que resulta na criação de uma espuma de célula aberta.

Consoante a composição, podemos ter células de matriz aberta ou fechada, sendo as suas propriedades e a forma de reação aos ensaios diferentes. (Sivertsen, 2007)

O gás utilizado na espuma é denominado de agente de expansão e pode ser químico ou físico.

Os Agentes de expansão químicos são produtos químicos que participam de uma reação ou se decompõe, libertando produtos químicos no processo. Os agentes de expansão físicos são

gases inertes no processo de formação de espuma e são, portanto, inertes para o polímero que forma a matriz.

Segundo Oliveira (Oliveira, 2013), dependendo da temperatura de transição vítrea se é maior ou menor à temperatura ambiente, as espumas podem ser flexíveis ou rígidas.

Assim as espumas poliméricas ser divididas em:

- Termoplásticos
- Termoendurecíveis
 - Espumas rígidas
 - Espumas flexíveis

Nestes dois grupos as espumas termoplásticas podem ser reprocessadas e recicladas, enquanto as espumas termoendurecíveis são intratáveis, uma vez que são geralmente fortemente reticulados. Quanto à morfologia, podemos ter espumas de células abertas e fechadas (figura 1). (Khemani, 1997) (Klempner & Frisch, 1991) (Elastogran, 2022)

Nas espumas de célula aberta as paredes não são herméticas, enquanto nas espumas fechadas as células apresentam-se isoladas umas das outras, havendo paredes completas em cada célula.

A fase gasosa presente nas células abertas é o ar, enquanto nas células fechadas nessa fase é utilizado dióxido de carbono ou outros líquidos voláteis, dependendo do agente expensor utilizado. (Salgado, 2013)

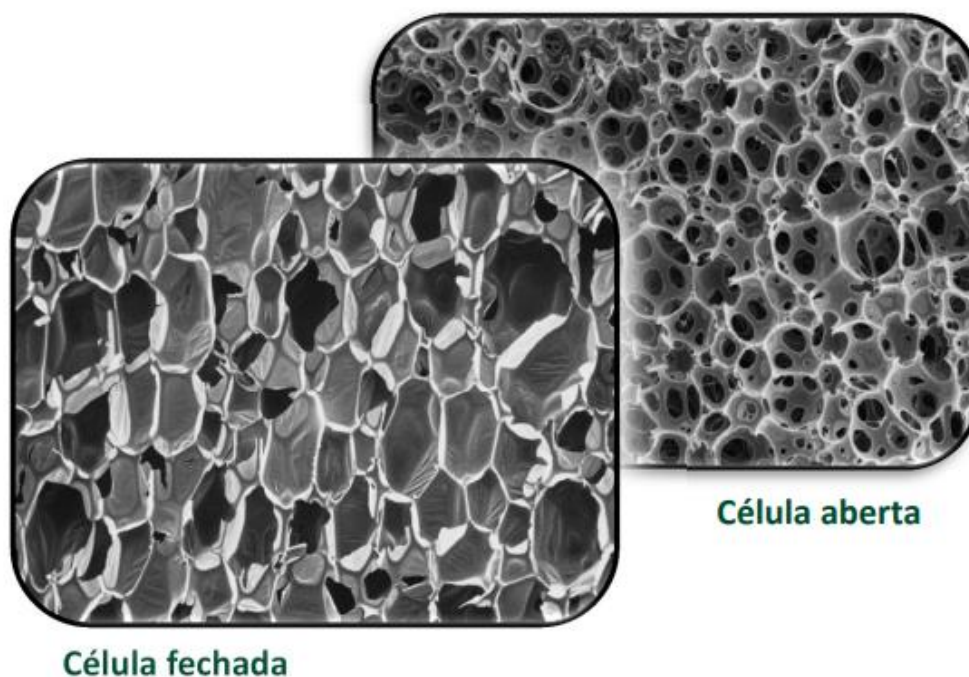


Figura 1 Morfologias das espumas poliméricas

2.1.4. Processamento de espumas poliméricas

A maioria das espumas poliméricas é produzida por: técnicas de extrusão, moldagem por compressão, moldagem por injeção, moldagem por injeção de reação, método de estado

sólido (onde o gás pressurizado é forçado em um polímero sólido à temperatura ambiente seguido de despressurização e aquecimento para acima de sua temperatura de transição vítrea), etc. (Khemani, 1997)

2.1.5. Propriedades das espumas poliméricas

O processo de desenvolvimento e aperfeiçoamento das espumas poliméricas, é um processo contínuo. A ampla variedade de espumas poliméricas e as suas propriedades químicas, mecânicas, físicas e térmicas, também a sua flexibilidade superior, resistência à abrasão e à deformação, baixa densidade, a capacidade de absorção de impacto e energia, materiais flexíveis e macios, fazem destes materiais serem bastante utilizados na vida cotidiana. À medida que o desenvolvimento tecnológico é feito, a utilidade para estes materiais também continua a aumentar para uma ampla gama de condições, como temperaturas e diferentes pressões, frequência de vibração, radiação ou ambientes químicos. (Rostami-Tapeh-esmaeil et al., 2021) (Sivertsen, 2007)

- Região 1 – comportamento linear “hookian”
- Região 2 – zona plana de colapso
- Região 3 – densificação

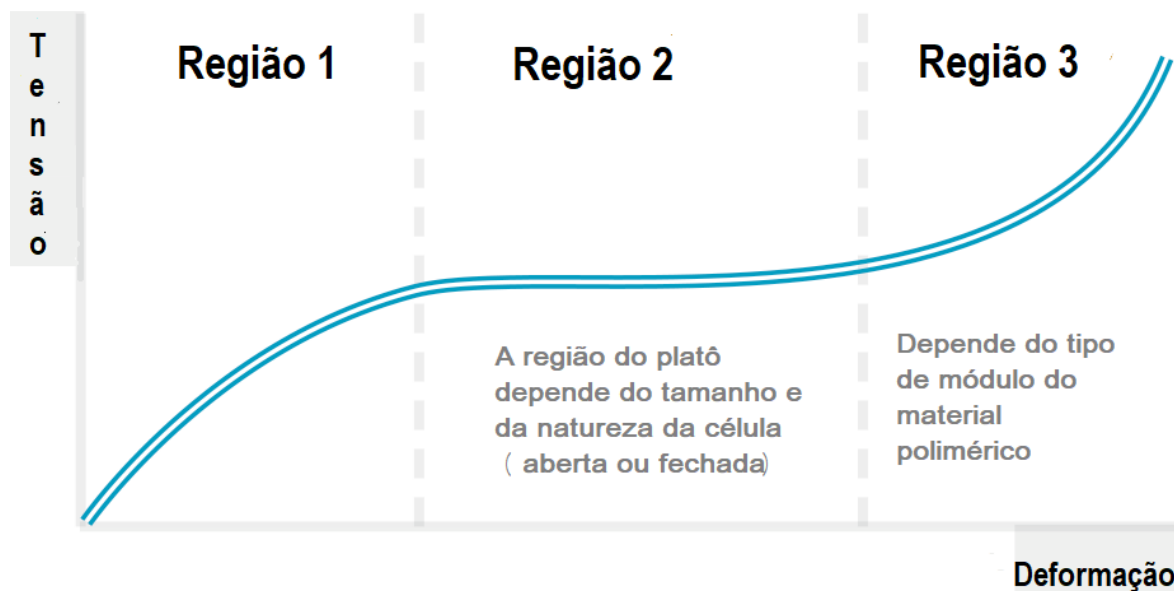


Figura 2 Curva esquemática de tensão-deformação de compressão para uma espuma

Na figura 2 (Infrastructure, 2022), a primeira região representa o comportamento elástico e é controlado pela flexão da parede celular e, nas espumas de células fechadas, pelo alongamento da parede celular devido à pressão do gás contido. Na região 2 as células colapsam por **flambagem** da parede celular, ou no caso de espumas **quebradiças**, por esmagamento celular e fratura da parede celular. Na região 3 ocorre a densificação. Quanto maior for a densidade da espuma maior será o seu módulo de Young, que pode ser observado na região 1. No caso das espumas de células fechadas à medida que existe compressão, os gases presentes nas mesmas, o seu comportamento altera-se levando a uma alteração na curva nas regiões 2 e 3. (Eaves, 2004)

Anteriormente foi referido a existência de espumas de células abertas e fechadas, esta diferença de morfologia tem alguma interferência nas suas propriedades.

As espumas de célula aberta têm uma melhor capacidade de absorção e de permeabilidade, devido à sua morfologia, a permeabilidade é uma medida da capacidade de um material poroso possibilitar que líquidos ou gases passem através dele, enquanto as de célula fechada permitem uma menor permeabilidade, dado que as espumas de células abertas rompem a formação de células, elas têm maior possibilidade de absorver água do que as espumas de células fechadas. (Salgado, 2013) (*Differences in Permeability and Application between Open and Closed Cell Foams | Foam Sealant, 2020*)

2.1.6. Utilização das espumas poliméricas

No isolamento térmico são utilizadas espumas de célula fechada rígidas, no caso das espumas de célula aberta, estas são utilizadas para bancos de automóveis, peças de mobiliário, roupas de cama e isolamento acústico, entre outros usos onde se procure amortecimento.

Na generalidade as espumas poliméricas devido às suas propriedades são utilizadas para diversas utilidades desde as embalagens descartáveis, ao isolamento, na área automóvel, na área eletrónica, móveis, calçado, área aeroespacial, brinquedos, embalagem de alimentos. (Oliveira, 2013) (Gama et al., 2018) (Sivertsen, 2007)

Neste projeto **irei dar** maior importância à espuma polimérica EVA (Acetato-Vinilo de Etileno), que será o material em estudo.

2.1.7. EVA

Em 1955 Milton J Roede, pertencente à empresa DuPont publicou a patente do desenvolvimento de copolímeros de acetato de vinila. (Roedel, 1951)

O Acetato-Vinilo de Etileno (EVA) é um copolímero termoplástico obtido a partir da reação de copolimerização do etileno (E) com acetato de vinilo (VA), como se pode ver na figura 3 em baixo. (Salgado, 2013) (Dias et al., 2018)

extrusão, injeção, moldação por sopro e rotomoldagem. A reticulação **comperóxidos** pode produzir produtos termoendurecíveis. (*Ethylene Vinyl Acetate EVA*, 2022)

Nas principais propriedades do EVA, temos um Módulo de Young que varia de 15 a 80 **MPa**, **O EVA** flexível, tem uma resposta mecânica semelhante aos elastómeros, comportando-se como um material viscoelástico.

No regime elástico, a energia absorvida pelo material deformado é totalmente restaurada pela remoção da tensão. Quanto maior a concentração de acetato de **vinil**, mais flexível é o material EVA, devido à redução do grau de cristalinidade.

Embora dureza e rigidez sejam propriedades diferentes, em alguns casos, é possível estabelecer uma associação entre elas. Em alguns casos, à medida que o grau de cristalinidade do EVA aumenta, a rigidez e a dureza aumentam proporcionalmente.

No entanto, o EVA não é um polímero totalmente cristalino porque, no estado sólido, contém duas fases: amorfa e cristalina. (Dias et al., 2018)

2.2.Ortopedia

A palavra ortopedia é a combinação de duas palavras gregas *orthós*, que significa reto/direito, e *paideía*, que significa educação.

Sendo a especialidade que se dedica ao estudo e ao tratamento das deformações, congénitas ou adquiridas, dos ossos, das articulações, dos músculos e dos tendões. (*ortopedia / Dicionário Infopédia da Língua Portuguesa*, 2022)

De acordo com Remi Kohler, Nicolas Andry de Bois-Regard em 1741 inventou o termo, tendo um livro nesse mesmo ano com esse nome, que tinha como base a prevenção e correção de deformações e anomalias.

Em 1805, este termo apareceu pela segunda vez em um tratado “Nova ortopedia” publicado por Desbordeaux antes de ser de uso comum em muitos tratados ortopédicos publicados na época. (Kohler, 2010)

Segundo Swarup & O’donnell (Swarup & O’donnell, 2016), apesar de o termo só ter aparecido através de Nicolas Andry, a ortopedia é uma ciência já antiga, sendo a sua cronologia dividida em 3 principais períodos: (Mazloom et al., 2014) (Blomstedt, 2014) (Swarup & O’donnell, 2016) (Megaloikonomos et al., 2021)

- Idade da pedra – O homem primitivo para aliviar a dor e melhorar a função pós cicatrização, imobilizava fraturas.
- Egipto antigo – Foram encontrados em múmias talas funcionais, também foi encontrado um papiro com informação importante para o diagnostico e tratamento de lesões ortopédicas.
- Período Grego e Romano – Os gregos foram considerados o primeiro povo a aplicar conhecimento científico na medicina. Hipócrates, considerado pai da medicina,

devido ao seu conhecimento das condições musculoesqueléticas. Aborda a cirurgia ortopédica, o diagnóstico e o tratamento de fraturas e luxação ósseas, a correção do pé torto e fraturas expostas.

Durante o período romano, outro cirurgião grego, chamado Galeno, descreveu os sistemas musculoesquelético e nervoso, tendo sido considerado o pai da medicina desportiva. No período romano também foram realizadas amputações e desenvolvidas próteses.

Após um período de estagnação da ortoprotesia, é durante a idade média, século XVI, que se iniciou uma nova era da medicina com Ambroise Paré, considerado o pai da cirurgia, tendo concebido vários instrumentos cirúrgicos, incluindo o torniquete e fórceps. (Swarup & O'donnell, 2016)

Nessa mesma época Bourg Herent publicou várias obras sobre cirurgia e desenvolveu instrumentos, próteses, coletes para escoliose e botas ortopédicas. (Karam & Lopes, 2005)

Jean-André Venel (1740-1791) foi o primeiro médico a tratar crianças com deformidades, ganhando esse interesse após conhecer uma criança com deformidades bilaterais assimétricas nos pés, tendo corrigido as deformidades do mesmo após um período de tratamentos. Desenvolveu também o primeiro instituto ortopédico. (Peltier, 1993)

Simultaneamente em Inglaterra, Robert Chessher (1750-1831) inventava aparelhos e talas para atender às necessidades dos seus pacientes, com ajuda de mecânicos e fabricantes.

Uma invenção muito importante foi o plano inclinado duplo, que permitia ao cirurgião realizar cirurgias aos membros inferiores, sem necessidade de o paciente se encontrar numa posição lateral.

Também a criação de uma ortótese espinal, foi um grande feito de Chessher. (Peltier, 1993)

Peter Camper (1722-1790) escreveu um livro muito explícito sobre a anatomia e fisiologia do pé, sendo a base para muitos outros estudos posteriores.

Outro nome importante quando se fala em ortopedia é Percival Pott (1714-1788), que em 1768 publicou um ensaio sobre fraturas e luxações. Até os dias de hoje o nome de Pott é conhecido devido à doença com o mesmo nome, descrevendo a deformidade e as sequelas, doença de Pott - tuberculose espinal. (Howland, 2012)

Durante os séculos XVIII e XIX houve um crescimento na ortopedia, que levou às técnicas e conhecimentos que hoje temos, mas agora devido às novas tecnologias e recursos, são técnicas aperfeiçoadas.

O desenvolvimento da anestesia geral foi bastante importante para o tratamento de anomalias que necessitavam de um procedimento invasivo para o seu tratamento. (Mazloom et al., 2014)

Já no século XX, o desenvolvimento na área continuou com novas tecnologias. Por exemplo, a invenção do raio-x em 1895 por Wilhelm Conrad Röntgen melhorou a capacidade de diagnosticar com precisão a área afetada e examinar a cicatrização óssea e também controlar condições ortopédicas.

As guerras mundiais também foram impulsionadoras para o desenvolvimento desta área. (Swarup & O'donnell, 2016)

Os avanços continuaram por anos até aos métodos mais recentes de ortopedia de atualmente. No presente, os ortoprotesistas continuam a utilizar dispositivos biomecânicos, como próteses e ortóteses para a reabilitação dos seus doentes.

Além da área cirúrgica foram criados ao longo do tempo equipamentos e produtos ortopédicos para as necessidades da comunidade, sendo uma área em expansão, desde calçado, a ortóteses.

2.3.Ortóteses plantares

O calçado na maioria é composto por 4 partes, a parte exterior, representada na figura 4 como n°1, a palmilha, representada na figura 4 como n°2, a entresola, representada na figura 4 como n°8 e a sola representada como n°9. Cada elemento tem a sua função, a estrutura exterior serve para oferecer apoio e acomodação ao pé e ainda tem efeitos estéticos, palmilha (ortótese plantar) é um componente removível do calçado podendo ser higienizada e quando necessário pode ser substituída, tendo como principal função dispersar as forças geradas durante o impacto mecânico. A sola tem como função a divisão entre o solo e os restantes componente o calçado. (Oliveira, 2013) (Oshiro, 2019)



Figura 4 Constituição do calçado

As ortóteses plantares são dispositivos de uso externo, personalizadas, com as principais funções de prevenção, correção de deformidades, redução das pressões excessivas, a diminuição do atrito durante o movimento do pé, amortecimento do impacto, suporte ao pé, estabilidade e alinhamento de forma a melhorar uma certa função corporal. (Oliveira, 2013) (Lourenço, 2018)

A sua utilização tem sido cada vez mais para o tratamento e prevenção de lesões que podem decorrer como alterações da estrutura do pé.

Existem vários fatores para a escolha da ortótese plantar certa, desde a quem se destina (se é para um doente com uma patologia de diabetes), se é para a correção de movimentos (pronação do pé ou supinação), mas um ponto importante é a escolha de uma ortótese o mais leve possível e menos densa. Segundo Inês Lourenço, na sua tese “Prevenção de úlceras podológicas com recurso a uma palmilha de monitorização da pressão plantar, temperatura e humidade relativa”, tem também de se ter em conta a sua elasticidade e flexibilidade, pois estes fatores serão importantes para a incorporação no calçado. Também as propriedades mecânicas das ortóteses plantares são importantes pois estas têm de conseguir resistir à fadiga associada aos ciclos de marcha e não deformarem de forma irreversível. (Lourenço, 2018)

Segundo Salgado (Salgado, 2013), na sua tese “Produção de espumas para calçado ortopédico” existem palmilhas pré-fabricadas, palmilhas personalizadas e palmilhas moldadas, as primeiras moldam-se ao pé da pessoa que as usa, sem qualquer particularidade (normalmente utilizadas apenas com o intuito de conforto, sem qualquer tipo função corretiva); as segundas caracterizam-se por alterar um elemento da palmilha pré-fabricada e por fim as palmilhas moldadas que se obtêm através da impressão do molde do pé do utente numa espuma fenólica, sendo posteriormente executado um molde de gesso, que é finalmente usado para produzir a palmilha, que tem como intuito a correção de uma anomalia ou de prevenção.

2.3.1. Materiais e características

Neste momento as ortóteses são fabricadas de modo a criar o mínimo desconforto ao paciente e a sua função máxima, e para isso é necessário ter em conta a propriedades dos materiais, sendo essas propriedades: (Salgado, 2013; Silva, 2015)

- Resiliência
- Plasticidade
- Maleabilidade
- Resistência à abrasão

Os materiais mais utilizados os polietilenos (PE), os copolímeros de polietileno como o EVA (Acetato-Vinilo de Etileno) e os poliuretanos (PU). Sendo os dois primeiros mais utilizados para contato direto com o corpo humano e para uso em calçado ortopédico.

2.3.2. História/ Cronologia de acontecimentos

A criação de ortóteses está obviamente relacionada com toda a evolução geral da ortopedia, sendo que Nicolas Andry, além de criar o nome ortopedia pela primeira vez, também nesse mesmo ano 1741, num dos volumes do livro por ele publicado “*L’orthopédie ou l’art de prévenir et corriger dans les enfants les difformités du corps*” ele descreve que o pé torto deve ser tratado precocemente e sem operação usando ligaduras e sapatos, ele comparava as deformidades a uma árvore torta que com uma estaca se conseguia endireitar. (Kohler, 2010)

A utilização de palmilhas ou também chamadas de ortóteses plantares, é uma prática antiga, segundo Kirby (*Evolution of Foot Orthoses in Sports*) (Kevin A. Kirby, 2010) a mesma é usada à mais de dois séculos, um quiropodista, Lewis Durlacher em 1845 argumentou que o uso de ortóteses de couro para os pés corrigiria lesões de pressão plantar e desequilíbrios nos pés, após o início da utilização das mesmas, médicos e podólogos da altura tentaram criar ortóteses mais eficazes.

Segundo Sabdin (Sabdin et al., 2019), em 1865 Everett Dunbar criou o primeiro arco de suporte que tinha como objetivo ajudar a reduzir a dor nos pés, pois continha uma espécie de almofada, ele inseriu uma camada de couro entre a palmilha e a sola do sapato de maneira que a morfologia deste suporte se assemelhava à fisionomia dos pés.

Em 1874 Hugh Owen Thomas aplicou uma cunha na sola, na zona do calcanhar para dar amplitude e maior conforto ao pé na zona do navicular (utilizado ainda nos dias de hoje) (D’Amico, 2019) (Thomas, 1917) (Groom, 2015)

Em 1896 Royal Whitman através dos seus estudos conseguiu fazer o diagnóstico, explicar a causa do pé chato, que até aquele momento se pensava que era uma questão hereditária, e apresentar tratamento para o mesmo, utilização de ortóteses, sapatos adequados, fisioterapia e em casos específicos cirurgia. Em 1905 no seguimento do seu estudo cria uma ortótese de pé completo, feita através de metal rígido, intitulado de “Whitman Brace”. (Sabdin et al., 2019) (Manring & Calhoun, 2010) (Whitman, 2010)

William Scholl, por volta de 1910, com experiência profissional na área do calçado e após termino do curso de medicina desenvolve o “Foot-Eazer”, um suporte do arco do pé num metal mais flexível. (Clarke, 2014) (Limited, 2022) com este desenvolvimento muitos fabricantes começaram a produzir calçado ortopédico com o intuito de prevenir, atenuar ou curar uma vasta variedade de perturbações nos pés (Clarke, 2014) (Hermansson & Ekberg, 2019)

Em 1915 (Roberts, 1915) Roberts baseando-se na ortótese criada por Whitman, aumentando a profundidade da flange medial conjuntamente utilizando uma cunha em varo e utilizando uma braçadeira de metal, que mantém a posição do calcâneo, com esta configuração existe um apoio na supinação do retropé. (Nicolopoulos et al., 2000) (Levitz & Sobel, 2002) (Starrett, 1994)

Também Otto F.Schuster na década 20 juntou as melhores ideias da “Whitman’s Brace” e “Roberts’s Brace”. A ortótese Whitman-Roberts continha uma braçadeira de metal com a zona do calcanhar invertida (ideia de Roberts) mas com esta mais larga tal como a apresentada por Whitman, a zona do calcanhar invertido, como um molde, na ortótese, mantinha o calcanhar na posição vertical e estimulava a supinação no calcanhar do pé chato, que era o intuito de Roberts. (Starrett, 1994) (Nicolopoulos et al., 2000)

Dudley Morton durante os anos 20 patenteou vários dispositivos para corrigir e prevenir deformações a nível dos pés, um desses dispositivos é um apoio de arco, para pés chatos, o 2º mecanismo era aplicável no interior dos sapatos tinha como objetivo a retificação de pés que faziam a pronação (pé apoia-se no exterior do calcanhar, depois inclina-se para dentro, transferindo o peso para o bordo interior e não para a planta do pé).

Na continuidade da sua investigação feita, descobriu e descreveu em 1927 uma condição genética que afeta entre 20 a 25% da população, chamado de “pé de Morton” em sua homenagem, pés em que o segundo metatarso do pé mais longo que o primeiro, devido a uma anomalia este apresenta-se mais curto, desta forma, havia dor e sensibilidade nos pés, dos portadores desta patologia. Criou uma palmilha rígida com apoio para o hálux, desta forma havia uma elevação, e a pressão exercida sobre os metatarsos era menor, reduzindo assim a dor provocada pela anomalia. (Morton, 1915) (Decherchi, 2005) (Asics, 2022)

Em 1950 Ben Levy apresentou uma técnica para criar um apoio em arco que integrou um encaixe para os dedos do pé.

Através de couro com uma grossura considerável juntamente com um endurecido composto por latex e um enchimento, Levy criou um molde facilmente adaptável, que se moldava ao pé ao longo do tempo. (Levy, 1950) (Kevin Arthur Kirby & Green, 1992) (Horwood, 2022)

Em 1955, um cirurgião ortopédico com o nome de Arthur J. Helfet, criou um dispositivo corretivo de calcanhar, com o intuito do tratamento do pé valgo. Era um dispositivo que foi projetado para prevenir a eversão do calcanhar, pois este cirurgião acreditava que os suportes de arco de comprimento normal não permitiam um progresso adequado da força dos músculos do arco do pé. (Helfet, 1955)

Em 1958 Root com a introdução de materiais mais leves e mais fortes, começou a fabricar ortóteses termoplásticas utilizando moldes dos pés. (Clarke, 2014) (Hermansson & Ekberg, 2019). Segundo Ball & Afheldt (Ball & Afheldt, 2002), no final dos anos 60 início dos anos 70, desenvolveu um sistema de prescrição clínica e fabricação ortóteses rígidas e semirrígidas, sendo este sistema utilizado até aos dias de hoje, pois foi revolucionário para metodologia de tratamento de algumas patologias de pé e tornozelo.

Foi em 1982 que Richard Blake para controlar a pronação subtalar excessiva, desenvolveu uma órtese (órtese funcional invertida) que era altamente invertida com calcanhar profundo, espigão plano do retropé e acomodação fascial plantar. (Kevin Arthur Kirby, 2016)

Já nos tempos atuais segundo Paul et al. (Pauk et al., 2015), as palmilhas são fabricadas numa variedade de materiais, sendo eles naturais ou poliméricos, materiais plásticos, couro,

silicone, etc. Porém no passado os principais materiais utilizados na confecção de palmilhas era o couro, cortiça e metal. Segundo Kevin Kirby (Kevin Arthur Kirby, 2017), também no passado a morfologia das palmilhas era bem distinta daquela que encontramos nos nossos dias, que segundo Petrus Camper (Meijer, 1999) estas não tinham em conta o formato do pé e a distinção do pé destro do pé canhoto, ou seja havia um standard para todas as palmilhas. Ao longo dos anos foram surgindo mais materiais e segundo Oliveira (Oliveira, 2013), agora são usadas espumas poliméricas, como é o caso do o-polímero de etileno e acetato de vinilo (EVA), espumas de polietileno (PE) e de poliuretano (PU).

3. Materiais e métodos

3.1. Materiais

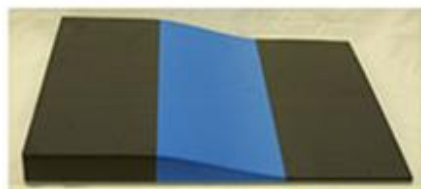
O material utilizado neste estudo foi o Etileno Acetato de Vinila (EVA), de diferentes durezas.

Material este fornecido pela empresa Gameiros, que tem como fornecedor da matéria-prima a empresa OKM (sediada em Espanha), que utiliza placas de material, com referência BLOE, combinadas na criação de palmilhas ortopédicas, de quatro modelos:

- Modelo CLASSIC
- Modelo SPORT
- Modelo INFANTIL
- Modelo DIABETICO

As figuras 5, 6 e 7 representam as combinações das placas para a criação das palmilhas por parte da empresa Gameiros.

FIF Deluxe

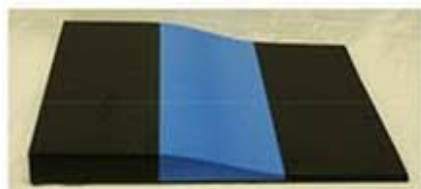


50 / 40 / 50 Shore
45 Shore
Kombimaterial 4 mm



Figura 5 Combinação de blocos utilizada na palmilha FIF Deluxe, utilizada no modelo CLASSIC e SPORT

FIF Control



60 / 40 / 60 Shore
55 Shore
Kombimaterial 4 mm



Figura 6 Combinação de blocos utilizada na palmilha FIF Control, utilizada no modelo INFANTIL



Figura 7 Combinação de blocos utilizada no modelo DIABETICO

As placas fornecidas de cada dureza foram estudadas de forma individual, comparando todas as informações da sua *data sheet* com os resultados adquiridos pelos ensaios experimentais desta investigação. As placas recebidas foram as seguintes e estão representadas na figura 8:

- BLOE 30
- BLOE 35
- BLOE 40
- BLOE 50
- BLOE 60



Figura 8 Placas recebidas

3.2. Métodos

Neste capítulo irá ser feita referência a todos os ensaios mecânicos utilizados para a caraterização das espumas poliméricas em estudo.

Estes ensaios tem o intuito de analisar o comportamento mecânico destas espumas, uma vez que cada uma delas tem características que as diferem uma das outras, como exemplo a sua dureza, a capacidade de retenção de humidade, a capacidade de absorção de cargas, a sua resistência ao desgaste, apesar de pertencerem à mesma família de materiais.

Quanto aos ensaios para a avaliação dos materiais, foram feitos dois tipos de ensaios:

- Não destrutivos: quando executados não comprometem a integridade do provete, por exemplo o ensaio de absorção de humidade;
- Destrutivos: quando executados comprometem a integridade do provete, como por exemplo os ensaios de dureza, compressão e de abrasão.

Um dos objetivos deste estudo é analisar os vários comportamentos dos provetes destas várias espumas poliméricas, tendo sido estudado nos ensaios que fazia sentido, **provetes com direção de malhas diferentes, isto é, malha na vertical e malha na horizontal**, representada na Figura 9.

Sendo a malha vertical a orientação 1 e, malha horizontal a orientação 2.

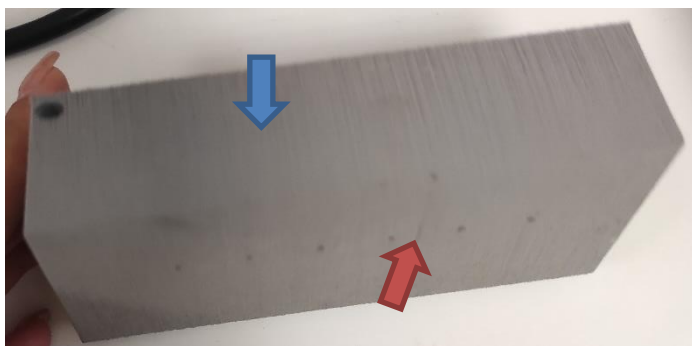


Figura 9 Bloco com seta vermelha representando a orientação 1 e a seta azul orientação 2

- Para cada ensaio foram necessários provetes diferentes, quer para corresponder às normas em vigor em cada um dos ensaios (ASTM D2240; ASTM D695; ASTM D5963; ASTM D570) quer por se tratar de ensaios destrutivos.

Foram realizados três ensaios mecânicos distintos, com provetes de orientações diferentes e um ensaio mecânico usando apenas uma única orientação de matriz de fibras, tendo sido maquinados 160 provetes, para um total de 200 ensaios.

Todos os provetes utilizados para os ensaios mecânicos, foram maquinados através de corte e furação das placas dos materiais recebidos, no Laboratório de Tecnologia Mecânica da ESTG, sendo utilizados os seguintes equipamentos:

- Broca craniana de Ø17 exterior (utilizada a 710 RPM);
- Lixa T80, P60 e P180 (acabamento dos provetes);
- X-ato (utilizado para acabamento);
- Torno mecânico vertical (870 RPM, avanço automático de 550mm por minuto);

- Serra de fita Elu EBS 3501 A1 (corte de pequenos blocos).

Devido a avaria no avanço automático, o processo foi feito manualmente, deste modo foi um processo mais moroso, pois tinha de ir desgastando a peça aos poucos para não ocorrer o aparecimento de efeito de barril e garantir paralelismo de faces.

Entre o acabamento de uma peça e outra era feita aspiração dos resíduos deixados pela primeira de modo a garantir melhores resultados.

3.2.1. Ensaio de Shore A

Segundo o Instituto Pedro Nunes (Instituto Pedro Nunes, n.d.), a dureza Shore avalia a resistência relativa à penetração, a qual varia com o tempo, pois os materiais testados neste tipo de ensaio tem uma grande resiliência e, logo, uma grande capacidade para absorver a energia e de se ajustar à deformação.

De acordo com a norma ASTM D2240, os provetes para o ensaio tinham de cumprir os seguintes requisitos:

- distância mínima entre os pontos de medição de 6 mm;
- distância mínima das margens 12 mm.

Para atender aos requisitos da norma, foi necessária a maquinação das placas recebidas, tendo sido cortados 10 blocos utilizando a serra de fita Elu EBS 3501 A1 (2 de cada bloco de material).

Após corte todos os blocos foram limados e limpos utilizando o ar comprimido, com o intuito de remover qualquer vestígio de impurezas de outros materiais que poderiam influenciar os valores do ensaio.

Prosseguiu-se para a medição da dureza, com o durómetro Shore-A, figura 10, sendo medidos 5 pontos por cada provete, com aplicação de uma força constante de ensaio, durante pelo menos três segundos. Tendo sido testadas duas direções do bloco, com o intuito de entender se havia diferenças entre os resultados.



Figura 10 Durómetro de Shore A durante um teste

3.2.2. Ensaio de Compressão

O ensaio de compressão é um ensaio que tem como princípio a aplicação de uma carga uniaxial compressiva, de distribuição uniforme sobre o elemento de teste até á rutura.

Neste ensaio é possível obter a curva tensão-deformação, sendo possível através da mesma saber qual a tensão máxima de compressão, o ponto de cedência do material, o Módulo de Young, sendo este os principais objetivos deste ensaio pois a obtenção desta curva ajuda-nos a comparar propriedades entre o material em estudo e outros materiais. (Oliveira, 2013) (Correia, n.d.)

Segundo Lobo & Bonilla (Lobo & Bonilla, 2003), o comportamento de um material ao ensaio mecânico representa a resposta do material ao carregamento, como se pode observar na equação 1, onde se consegue ver a mesma decomposta.

Sendo este ensaio feito a temperaturas controladas de modo que não haja alterações nas propriedades do material em estudo.

$$f_c = \frac{F}{A_c}$$

$f_c =$ Resistência à compressão (MPa)

F = Carga Máxima à rotura em (N)

$A_c =$ Área da secção transversal do provete, na qual a força de compressão é aplicada (mm^2)

$$A [mm^2] = \frac{\pi * D^2}{4}$$

Equação 1 Fórmula da resistência à compressão e seus elementos decompostos

Segundo Lobo & Bonilla (Lobo & Bonilla, 2003), este tipo de ensaio é relativamente difícil pois é necessário provetes com uma proporção diâmetro-altura de modo a evitar a tendência de **flambagem**, que é possível observar na figura 11.

Para este ensaio de acordo com a norma D695 são utilizados provetes com as seguintes formas e dimensões:

- Prismática – 12.7x12.7x25.4 mm;
- Cilíndrica – Ø12.7x25.4 mm;
- Tubular – **tem de ter o diâmetro igual ao do tubo** e um comprimento de 25.4 mm, com parede de 1 mm para tubos de diâmetro < 6.4 mm.

Neste ensaio existe uma melhor observação do comportamento em materiais frágeis, sendo os materiais em estudo dúcteis, a geometria escolhida foi a cilíndrica.

Para a criação dos provetes foi necessário cortar as placas recebidas primeiramente com a serra de fita Elu EBS 3501 A1, após a obtenção desde pequenos blocos, estes foram maquinados através de uma broca craniana com diâmetro de 17 mm, acontecendo que alguns provetes apesar de não terem inicialmente os valores normalizados, durante o período de armazenamento e o dia do ensaio de compressão, tivessem alteração das dimensões, sendo feitos 7 provetes de cada material e escolhidos 5 com os valores de proporcionalidade com os valores da norma, mais aproximados de 2.

Segundo Drobny (Drobny, 2014), a curva tensão/deformação para EVA **não apresenta zona de escoamento bem definida**, sendo esta curva típica de elastómeros termoplásticos.



Figura 11 Provetes durante ensaio de compressão, onde já é possível ver flambagem

3.2.3. Ensaio de Abrasão

O ensaio de abrasão tem como intuito avaliar a resistência do material em teste, a um desgaste contínuo, desgaste através de uma lixa. (Instituto Pedro Nunes, n.d.)

O desgaste abrasivo ocorre quando partículas soltas são forçadas contra a superfície de um material, movendo-se ao longo desta, provocando a libertação de material. O grau de desgaste por efeito abrasivo depende do tamanho das partículas, da sua forma, dureza, extensão da força aplicada e frequência de contato das partículas abrasivas.

Segundo a norma D5963, num tambor giratório está montada uma peça que tem uma folha abrasiva (180 a 220 mg) que se movimenta sobre o material em estudo, que consoante a perda de volume (mm^3) ou através do índice de abrasão se consegue saber qual é a percentagem de resistência à abrasão.

Existem 4 métodos diferentes para este tipo de teste, os métodos A, B, C e D.

Método A, usa uma peça de teste não rotativa, ou seja, apenas a folha abrasiva tem movimento, no Método B além da folha abrasiva, também a amostra em teste se movimenta. Nos métodos C e D tem uma borracha padrão como referência com uma peça de teste rotativa e não rotativa, respetivamente. Segundo esta mesma norma os corpos de prova rotativos fornecem, em muitos casos, um padrão de desgaste por abrasão mais uniforme.

Para este teste foi escolhido o método A, pois será o que mais se assemelha com a realidade, da utilização destas espumas poliméricas (estas espuma são utilizadas para uso ortopédico), estando imóveis, havendo apenas movimento sobre elas, e o mesmo se tentou recriar neste ensaio, um padrão de desgaste contínuo.

Para este teste foi necessário um tambor cilíndrico de acordo com a norma, tendo a escola no laboratório de materiais um equipamento que cumpria a especificação, e a sala com uma temperatura constante de 21°C.

Foram necessários novos provetes que de acordo com a norma tivessem a forma cilíndrica, provete 16 mm de diâmetro e com uma altura mínima de 6 mm e máxima 16 mm.

Foram então maquinados novos provetes utilizando uma broca craniana, para conseguir o diâmetro pretendido, e a serra de fita para um corte da altura o mais próximo possível, após estas maquinações foram feitos os acabamentos dos provetes utilizando uma lixa P60, para que cumprissem as dimensões normalizadas.

Após preparação de provetes, estes foram limpos com ar comprimido, para eliminar pequenos fragmentos que pudessem estar presentes no provete.

Seguiu-se para a pesagem das amostras numa balança de precisão, e medição de espessura, após estes passos de dimensionamento, a amostra foi colocada no porta-amostras e foi ajustada para se dar início ao ensaio, tendo a amostra percorrido o comprimento da folha da lixa utilizada para o desgaste, após o ensaio a amostra é novamente limpa em ar comprimido de modo a retirar as partículas que foram soltas do provete, voltasse à análise do dimensionamento do provete, voltando a pesar e medir o diâmetro.

Para a nova amostra em teste a lixa é limpa para remover qualquer fragmento do provete anterior que possam interferir com a boa performance do novo provete. (Instituto Pedro Nunes, n.d.)

O material em estudo é utilizado em palmilhas ortopédicas, tanto do pé saudável, como do pé diabético (*Pé diabético / CUF*, n.d.), (este último tem como característica a criação de úlceras de pressão) durante a utilização das palmilhas existe fricção entre o pé com a palmilha que lhe provoca desgaste da mesma, com este ensaio pretende-se testar o mesmo de forma controlada.

Na figura 12 é possível observar o equipamento de teste do ensaio de abrasão.



Figura 12 Tambor giratório utilizado no ensaio de abrasão

3.2.4. Ensaio de Absorção de Humidade

É um ensaio comparativo que avalia a taxa relativa de absorção de água pelos materiais quando imersos.

Tendo como uma das funções ser um guia para a proporção de água absorvida por um material e consequentemente se relacionar a humidade com outras propriedades do material, sendo também uma orientação para os efeitos da exposição à água ou condições de humidade.

Este ensaio tem como método a comparação da massa de amostras totalmente livres de humidade com a comparação da massa dessas mesmas amostras após um período de imersão.

As amostras foram preparadas de acordo com a norma D570. Os provetes nessa norma têm como dimensões 50.8 mm de diâmetro e 3.2mm de espessura, não sendo possível obter essas mesmas dimensões, foi utilizada para o corte uma broca craniana de diâmetro interior de 53 mm, sendo feita a proporção para a altura do provete. Para a obtenção destes provetes foi

necessário o corte das placas recebidas em blocos de menores dimensões, utilizando a serra de fita Elu EBS 3501 A1 e depois o corte através da broca acima referida.

Após o corte das amostras foi feito um melhor acabamento das mesmas, com uma lixa de 180, pois este acabamento tinha importância para os resultados do ensaio. Na figura 13 é possível ver um provete, que após acabamento foi utilizado para este ensaio.



Figura 13 Provetes utilizados no ensaio de absorção

As amostras foram para a estufa durante 24h a uma temperatura de 50 graus, com o intuito de retirar toda a humidade presente nas amostras. Após este período de tempo foram colocadas num exsiccador, de modo a estas arrefecerem, e foram pesadas as amostras uma a uma, de modo a não absorverem a humidade presente no ar. Após esta pesagem as amostras foram submersas numa tina de água destilada e uma tina de soro fisiológico, durante 24h a 23° C. Apesar de não haver referência de outras soluções além da água destilada na norma, foi feita esta experiência numa tentativa de recriar o suor, visto que as espumas em estudo são utilizadas maioritariamente em palmilhas de calçado ortopédico. Sendo um ensaio comparativo foi feita uma comparação entre os materiais de diferentes densidades, qual era a sua capacidade de absorção e uma comparação entre a absorção de água destilada e de soro fisiológico. Na figura 14 podemos observar as tinas utilizadas durante o ensaio já com as soluções aquosas.

Após o tempo de imersão as amostras foram limpas de modo a retirar o máximo de solução excedente e pesadas.

Composição do Suor: A composição química do suor varia de pessoa para pessoas, pois depende de fatores como o que é ingerido, o motivo (por exemplo, exercícios ou febre), entre outras condições.

Em média, a composição mineral é:

- Sódio (0,9 grama / litro);
- Potássio (0,2 g / l);
- Cálcio (0,015 g / l);
- Magnésio (0,0013 g / l);
- Zinco (0,4 miligramas / l);
- Cobre (0,3-0,8 mg / l);
- Ferro (1 mg / l);
- Cromo (0,1 mg / l);
- Níquel (0,05 mg / l);
- Chumbo (0,05 mg / l).

A tentativa de recriação do suor seria uma solução instável e difícil de controlar, optou-se por utilizar uma solução de soro fisiológico (que é uma solução isotônica que contém 0,9%, em massa, de NaCl em água destilada). (Helmenstine, 2021)



Figura 14 Tina de Soro Fisiológico e Tina de Água destilada, utilizadas para os ensaios de absorção

3.2.5. Simulação elementos finitos

Segundo (Teixeira-Dias et al., 2010) no livro *Métodos dos Elementos Finitos – Técnicas de Simulação Numérica em Engenharia*, o método de elementos finitos é um importante método de análise e resolução matemática, quase sempre aproximado, de problemas científicos e de engenharia. Sendo essencialmente usado na resolução de problemas mais complexos, aos quais não se sabe uma solução exata. (Ansys, n.d.) O *Ansys Mechanical* é um software de elementos finitos que tem como função a resolução de problemas na área da engenharia.

Para este ensaio de simulação, foi necessário a criação de uma curva de comportamento de material para replicar com maior exatidão os ensaios experimentais. Houve um pré-tratamento dos dados obtidos pelos ensaios de compressão, para a obtenção da curva e de um conjunto de valores a serem utilizados no software.

Foi feita uma análise da curva modelo do software que de acordo com as características do material que representa, melhor se encaixa nas curvas obtidas no ensaio de compressão, sendo o modelo escolhido de o modelo de Yeoh de 3º ordem, utilizada na caracterização de materiais hiperelásticos.

Como se pode ver na figura 15, tendo como exemplo o provete de dureza 30 de direção 1, está representado o curve *fitting* para o modelo que se mais se adequavam ao material, nomeadamente o Yeoh de 3ª ordem. Na determinação dos modelos de material, verificou-se que existia outro modelo com uma boa aproximação da curva experimental, nomeadamente o Mooney-Rivlin de 5 constantes. Apesar de serem semelhantes, o modelo de Yeoh de 3ª ordem é o modelo que mais se assemelha à curva típica de uma espuma polimérica, tendo se optado por escolher esse modelo para caracterizar o comportamento da curva no software de elementos finitos.

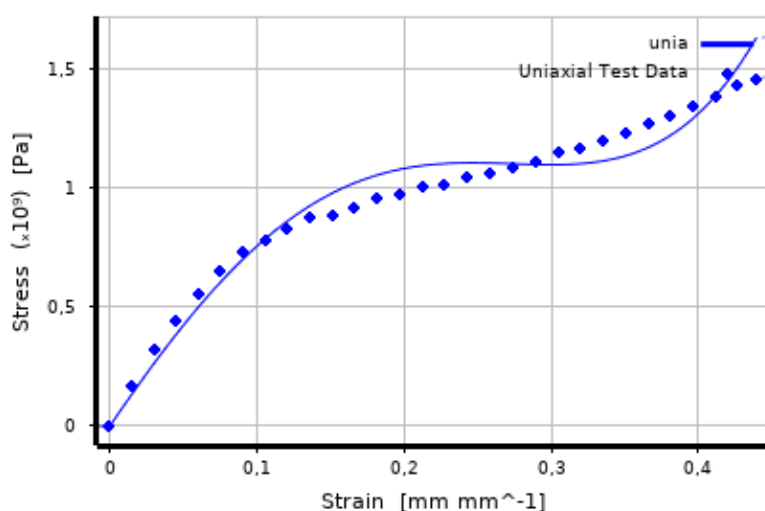


Figura 15 Curva Fitting modelo Yeoh 3ª ordem

Foi criada uma geometria 3D igual aos provetes experimentais para as várias simulações.

A quantidade de nós e de elementos foi de 9410 e 2096, respetivamente, valores máximos para uma licença de estudante do Ansys.

As condições de fronteira de acordo com a geometria do provete e a sua simetria (utilização de ¼ de provete), como se pode analisar na figura 16, foi aplicado um deslocamento nulo em A, B e D, e uma força de compressão em C, sendo o valor da força escolhido de acordo com o valor verificado no ensaio de compressão. (Andrade, 2018)

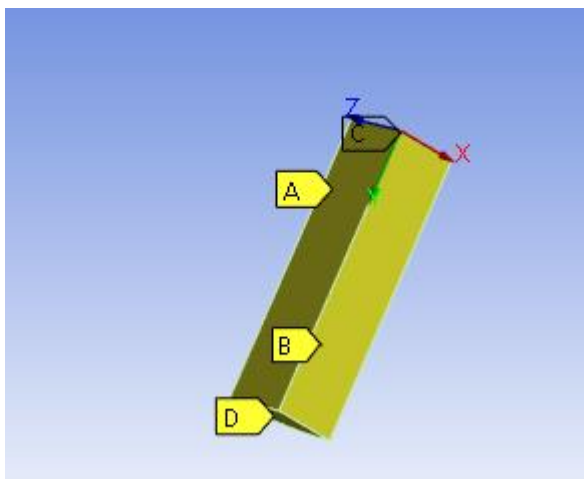


Figura 16 Condições fronteira

4. Resultados e Discussão

4.1. Ensaio de Shore A

A tabela 1 corresponde aos valores teóricos fornecedor para cada placa de material.

Dados teóricos dados pelo fornecedor OKM:

Tabela 1 Blocos OKMEVA Flexível

	BLOE2050	BLOE30	BLOE4030	BLOE325	BLOE40	BLOE546	BLOE60
Shore A	20 e 50	30	40 e 30	30, 20 e 50	40	50, 40 e 60	60
Densidade (kg/m ³)	130 e 260	170	200 e 170	170, 130 e 260	200	260, 200 e 310	310

A figura 17, que se apresenta seguintemente, mostra o intervalo de valores de cada placa em teste para as diferentes orientações da placa em estudo.

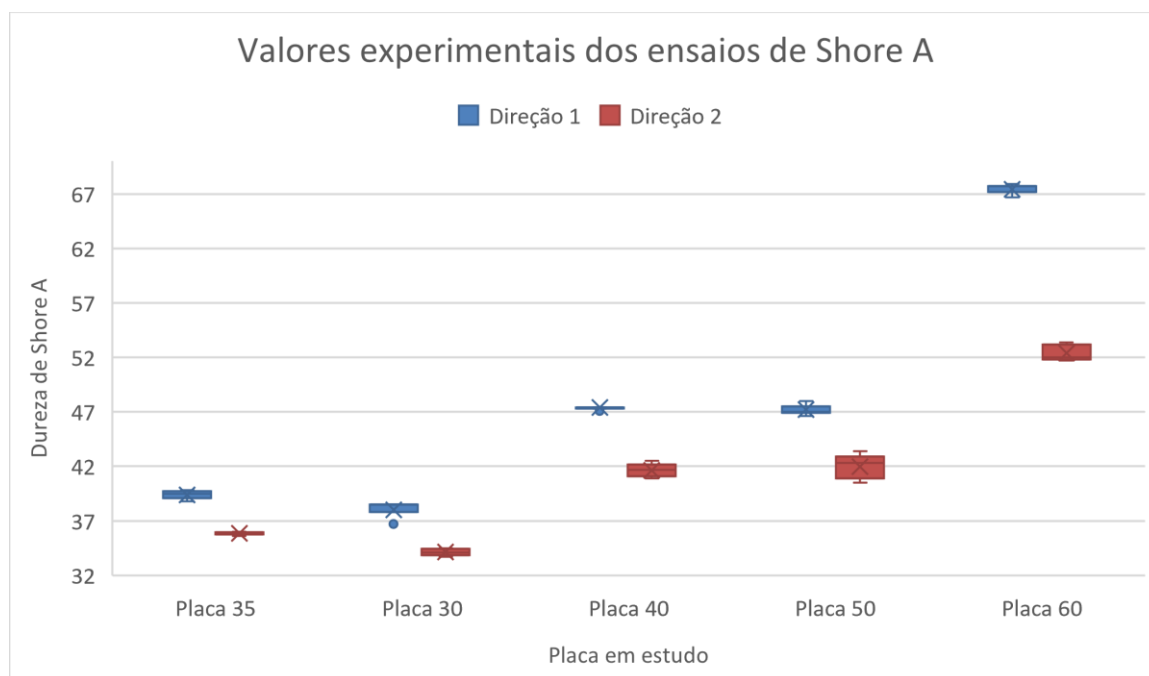


Figura 17 Gráfico dos valores obtidos no ensaio de Shore A

Durante o processo de receção dos materiais para estudo, até o momento do teste dos mesmos, o armazenamento, foi um dos fatores que pode ter influenciado os valores dos resultados dos testes, visto que o material em estudo se trata e uma espuma e pode absorver humidade e expandir o seu tamanho ou caso contrário contrair.

No processo do ensaio de Shore A, os testes foram feitos com uma semana de intervalo, mas os valores são bastante próximos.

Em comparação com os dados fornecidos na *datasheet*, que se encontra em anexo (figura 51 e 52), os valores obtidos encontram-se com uma média de uma diferença de 15% do valor da *datasheet* para a direção 1 e de 10% para a direção 2, diferença que se encontra dentro do admissível.

Constatou-se que o material se comporta de forma diferente consoante a **direção das fibras**.

O material 35 é um compósito, heterogéneo, de difícil corte limpo pois este à medida que era cortado desfazia-se.

O nome das placas era a sua dureza, sendo que após a análise se pode comprovar que os resultados são aproximados do que está especificado (diferença média das duas direções de 13% do valor apresentado na *datasheet*).

Em relação ao material 35 as diferenças entre resultados, resultam de este ser heterogéneo havendo zonas de teste com diferenças de valores de dureza.

4.2. Ensaio de Compressão

Neste ensaio houve uma grande dificuldade no corte dos provetes e da sua geometria, estas dificuldades deveram-se à compressão e expansão do material quando em contacto com o calor da broca craniana em funcionamento mesmo com poucas rotações.

Também encontrar forma de cumprir a norma D695 para o dimensionamento dos provetes foi um desafio, visto que a broca craniana de menor dimensão era a broca de diâmetro exterior 17 mm, não se conseguiu os valores, foi feita uma proporcionalidade de dimensões (diâmetro e altura do provete) de 2. Tendo em conta as dimensões das placas recebidas para teste.

Após o corte dos provetes foi necessário que houvesse paralelismo entre faces para o ensaio de compressão, tendo sido feita a escolha dos provetes com melhores acabamentos para o teste.

Devido ao tipo de material e as dimensões dos provetes, todos os provetes durante o teste **flambearam**, mas comparando as duas direções tiveram comportamentos semelhantes como se pode observar nos gráficos apresentados, a flambagem acontece quando a proporção do provete era elevada para o diâmetro do mesmo, algo espectável e referido por Eaves. (Eaves, 2004)

Nas figuras seguintes (18 até 27 inclusive), podemos observar as curvas de tensão/deformação geradas durante os ensaios de compressão, que de acordo com Eaves são curvas típicas de espumas poliméricas. (Eaves, 2004)

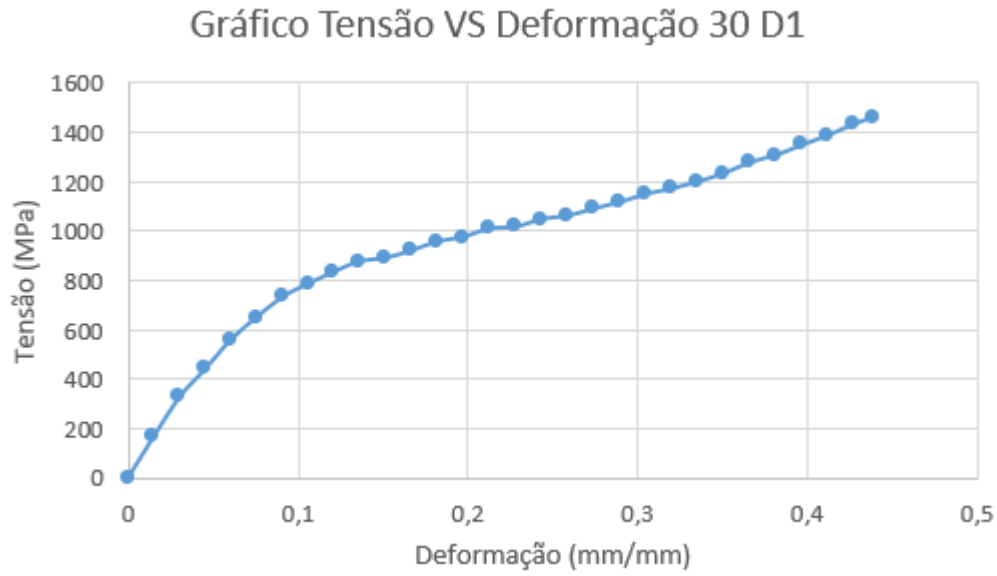


Figura 18 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 30 D1

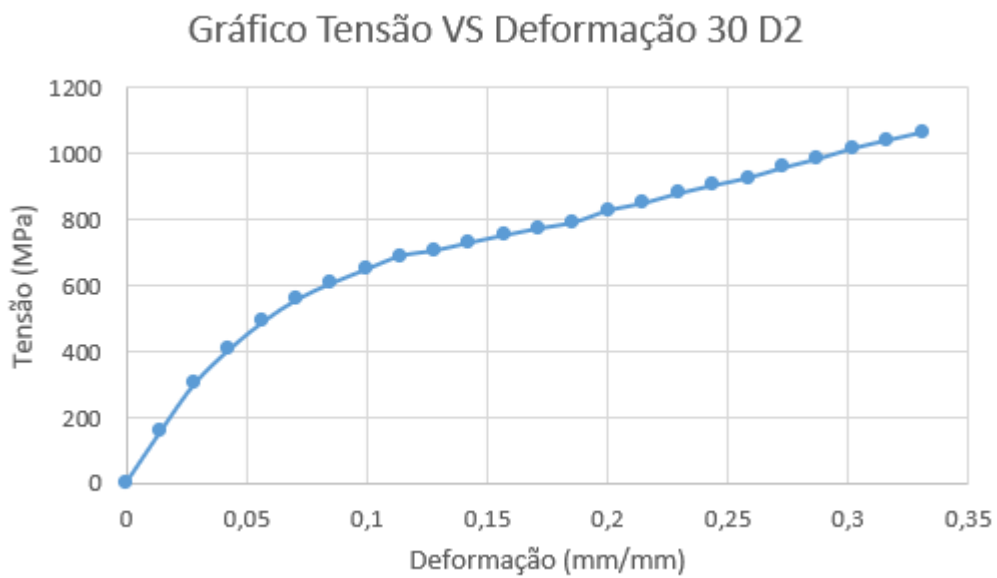


Figura 19 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 30 D2

Gráfico Tensão VS Deformação 35 D1

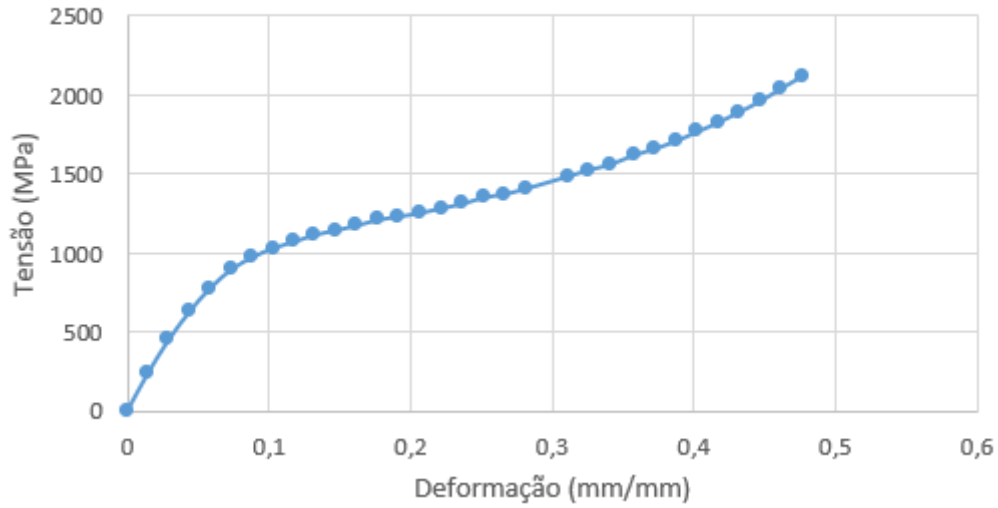


Figura 20 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 35 D1

Gráfico Tensão VS Deformação 35 D2

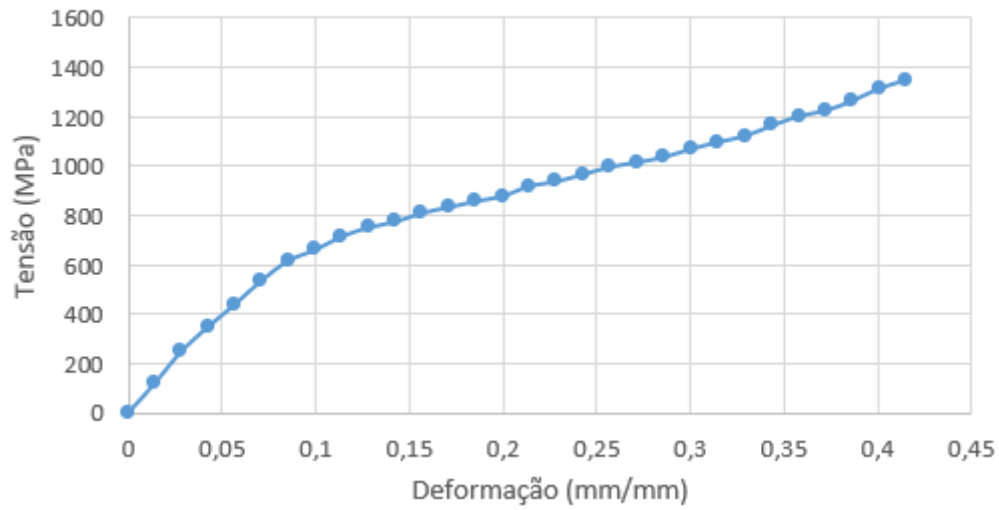


Figura 21 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 35 D2

Gráfico Tensão VS Deformação 40 D1

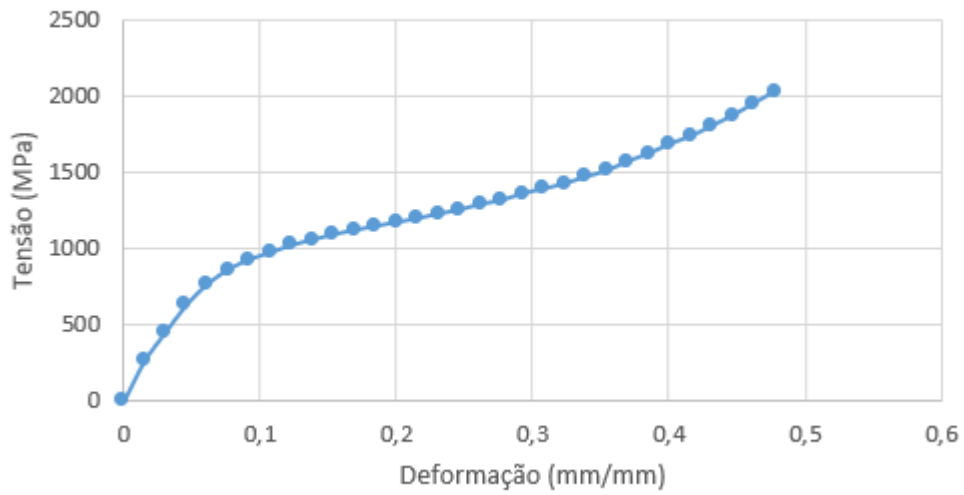


Figura 22 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 40 D1

Gráfico Tensão VS Deformação 40 D2

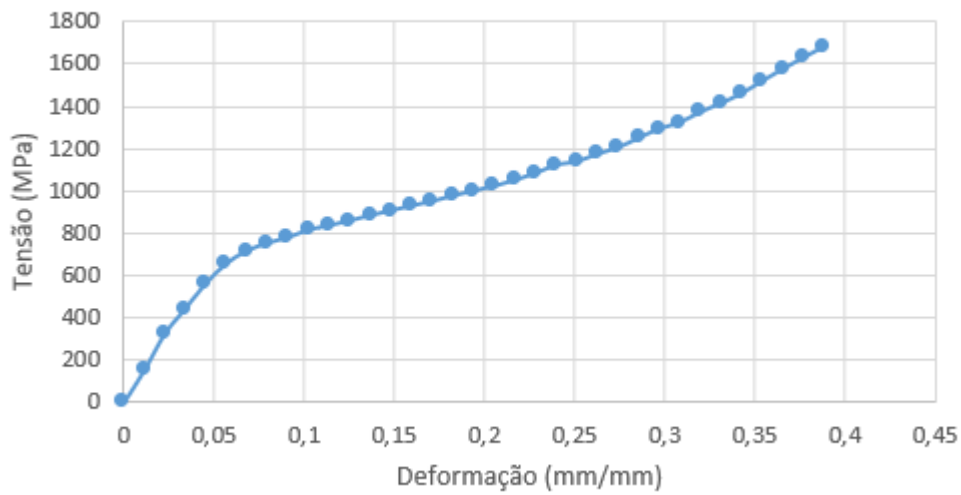


Figura 23 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 40 D2

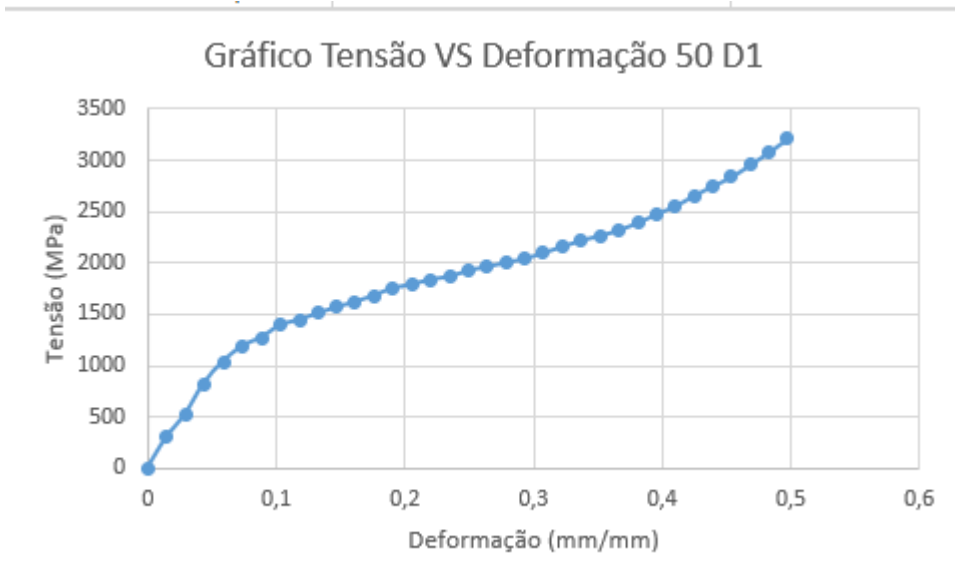


Figura 24 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 50 D1

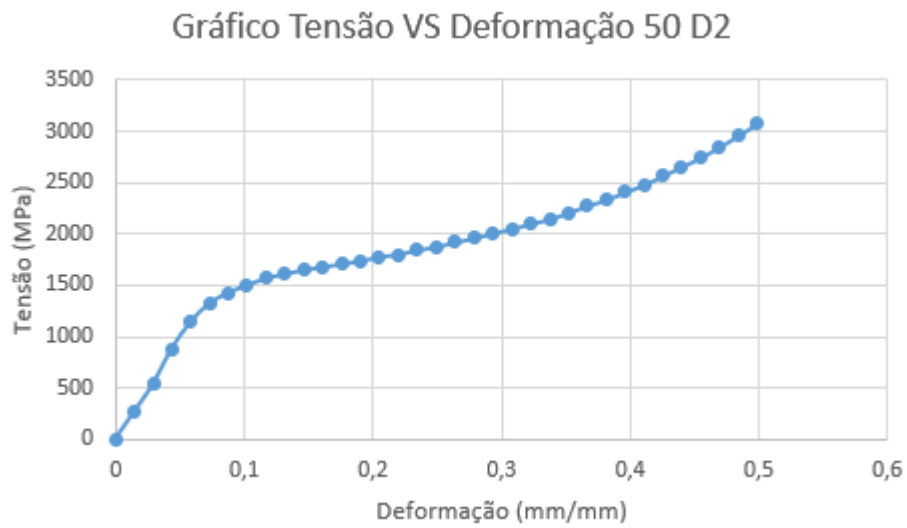


Figura 25 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 50 D2

Gráfico Tensão VS Deformação 60 D1

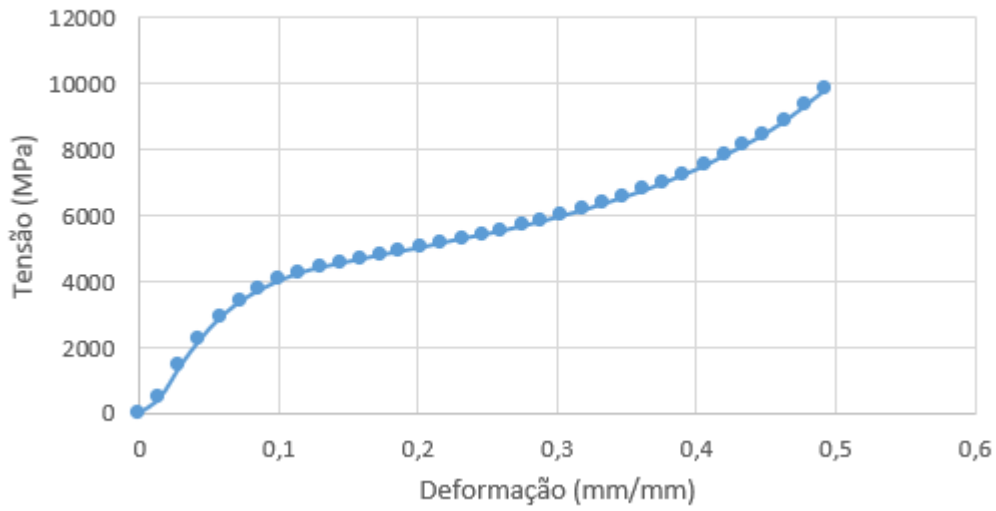


Figura 26 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 60 D1

Gráfico Tensão VS Deformação 60 D2

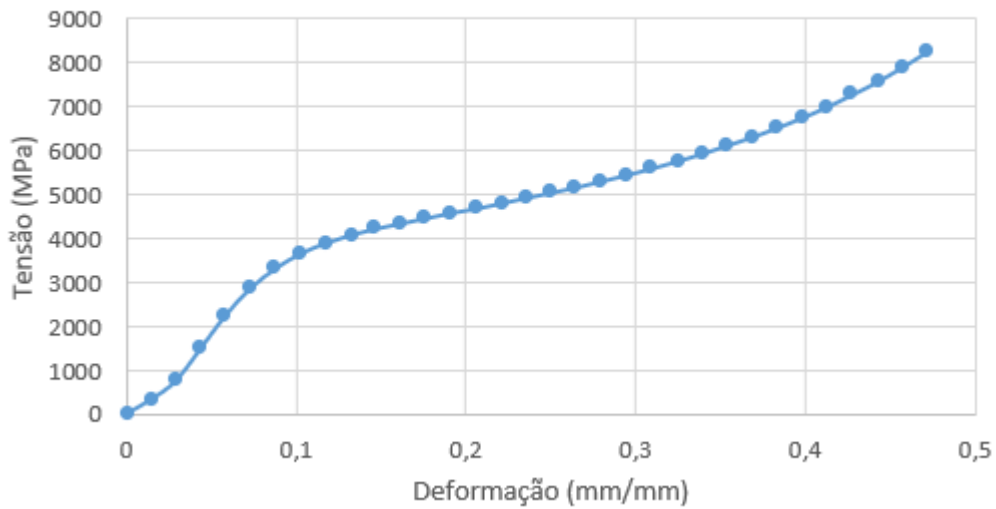


Figura 27 Gráfico Tensão VS Deformação ensaio de compressão 60 D2

4.3. Ensaio de Abrasão

Foi testada a abrasão do material em duas direções das fibras, direção 1 e 2, representado um exemplo na figura 28, que como anteriormente foi referido na figura 9 correspondem à direção de corte vertical e horizontal da placa.



Figura 28 Provetes para teste de abrasão 30 D1 e D2

Sendo que na direção 1 do material os valores da abrasão são ligeiramente diferentes, aos da direção 2, como se pode observar na figura 29.

Durante os ensaios o tambor travava de vez em quando, o que pode ter feito que haja alguma divergência de valores.

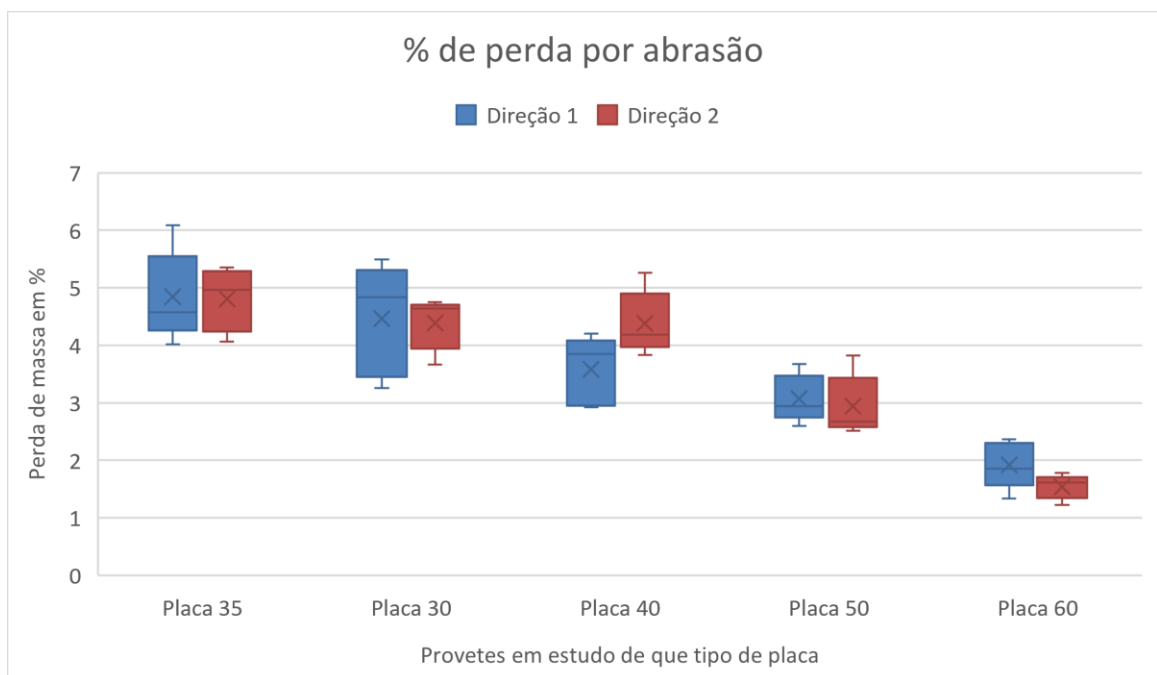


Figura 29 Gráfico dos valores experimentais obtidos no ensaio de perda por abrasão

É possível observar que, quanto maior a dureza da placa menor o desgaste sofrido pela mesma.

4.4. Ensaio de Absorção de Humidade

O ensaio de absorção de humidade, consistiu na medição da quantidade em percentagem de líquido absorvido pelos provetes em estudo, através da diferença entre os valores de massa do provete antes e depois de um período de imersão, tendo em conta a bibliografia, informação representada na tabela 2, foi feita a comparação dos valores tabelados para este material. (Micom Inc., n.d.) (Omnexus, n.d.)

Tabela 2 Valor tabelado % peso para EVA

	Valor mínimo (% peso)	Valor máximo (% peso)
EVA	0.005	0.13

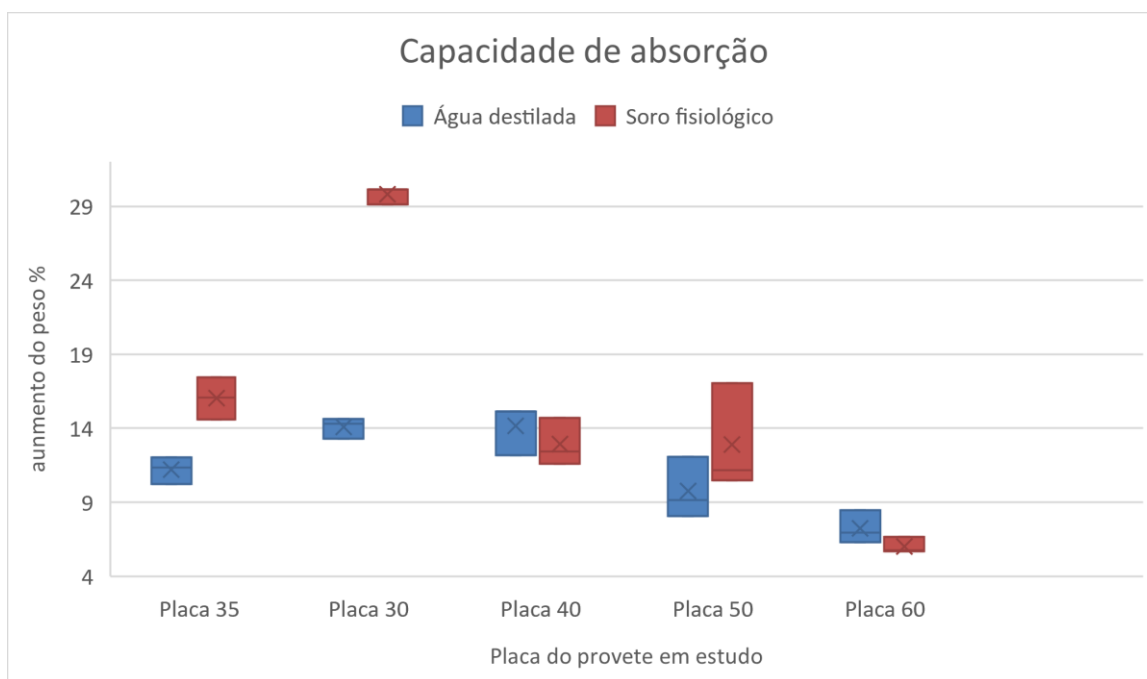


Figura 30 Gráfico capacidade de absorção para cada material e solução aquosa

Existe uma proporcionalidade direta entre o aumento de peso dos provetes e a quantidade de líquido absorvido, quanto maior líquido foi absorvido, maior foi a percentagem de peso ganho.

Pode se observar na figura 30, que à medida que os provetes têm maior dureza, **as fibras são mais compactas,** a capacidade de retenção de humidade é menor. No caso da comparação da retenção de água destilada vs soro fisiológico existe uma diferença pequena no caso dos provetes de maiores densidades, no caso do provete do material 30, os valores são dispare, a diferença entre as duas soluções é o dobro. De acordo com o que foi referido nas propriedades do EVA, este tem uma boa resistência ao sal e a água, não tendo havido

qualquer tipo de degradação devido ao ambiente em que os provetes se encontravam submersos.

Era expectável uma diferença de valores no caso do material 35, visto que se trata de um material heterógeno, tendo uma mistura de dois materiais de diferentes densidades, sendo este material menos absorvente que o material de dureza acima, material 40.

O material 30 foi uma surpresa, quer a nível da diferença de valores entre as duas soluções, quer a nível da capacidade de absorção, sendo um material mais esponjoso de menor densidade era expectável uma maior absorção.

Tendo em conta o valor tabelado, quase todos os materiais se encontram dentro do tabelado, os que se encontram fora muito provavelmente estão fora do intervalo devido a falha humana, ou seja, no momento de secar os provetes para pesagem, estes não terem ficado bem secos. Relativamente aos provetes em soro fisiológico, tal como havia sido dito anteriormente, não existem dados padrão sobre este teste nessa solução. Foi feito este ensaio apenas para se fazer uma análise de comparação e tentar perceber que interferência tem os sais no processo de absorção de humidade, chegando-se à conclusão que tem pouca ou nenhuma interferência, com exceção do caso do material 30 que teve uma melhor absorção do soro fisiológico, que pode se dar devido ao erro humano, anteriormente referido.

A diferença de valores, apesar de pequena, que existe entre provetes de cada material deve-se ao facto destes provetes terem sido maquinados manualmente em condições não controladas de temperatura e humidade, levando na melhor tentativa de ter provetes com dimensões proporcionais às da norma utilizada para este ensaio. Com receio que o tempo entre ensaios pudesse alterar a forma dos provetes, foram feitos 5 provetes para cada material para cada diferente solução aquosa, mas devido a todos os processos desde as secagens até à imersão, alguns foram descartados por se encontrarem fora dos padrões estipulados pela norma D570.

4.5. Simulação elementos finitos

Para os resultados da simulação foram retiradas as informações fornecidas pelo software da *total deformation*, exemplo figura 31, *equivalente elastic strain*, exemplo figura 32, *equivalente stress*, exemplo figura 33, *strain probe*, exemplo figura 34, e *stress probe*, exemplo figura 35, sendo que as primeiras informações foram utilizadas para visualização e as duas ultimas informações conjugadas para a criação de um gráfico, para cada um dos provetes em análise, de comparação com os valores obtidos no ensaio de compressão, tendo em conta que apesar de a curva não acompanhar na perfeição a curva já obtida, a zona da região elástica encontra-se sobreposta. Zona essa muito importante para a obtenção do valor do Módulo de Young, módulo esse que pode ser obtido através do declive da reta dos valores da zona da região elástica.

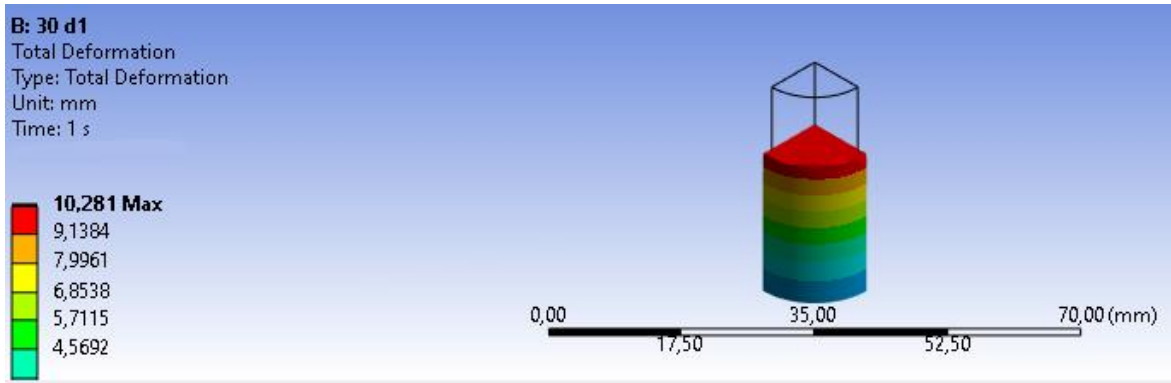


Figura 31 Total deformation

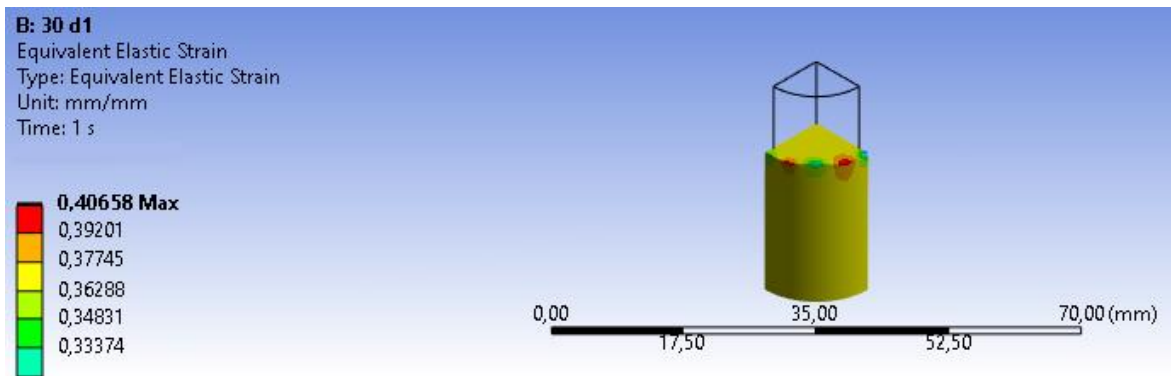


Figura 32 Equivalent Elastic Strain

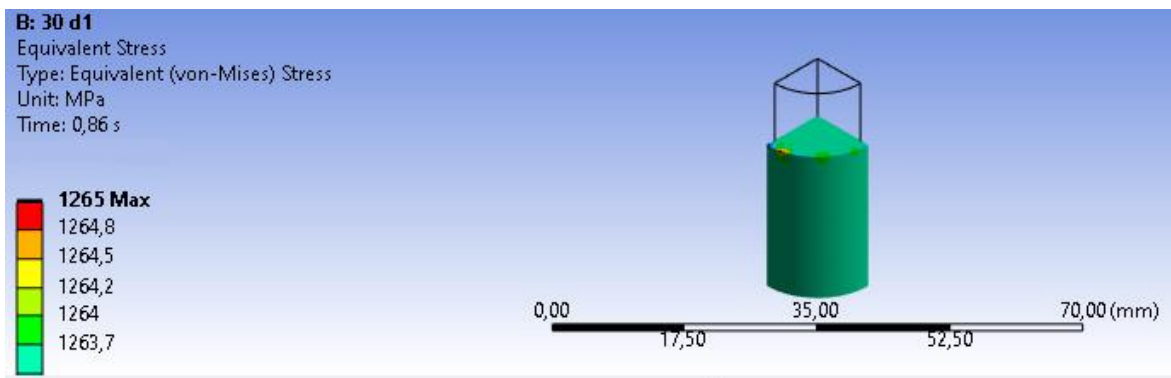


Figura 33 Equivalent Stress

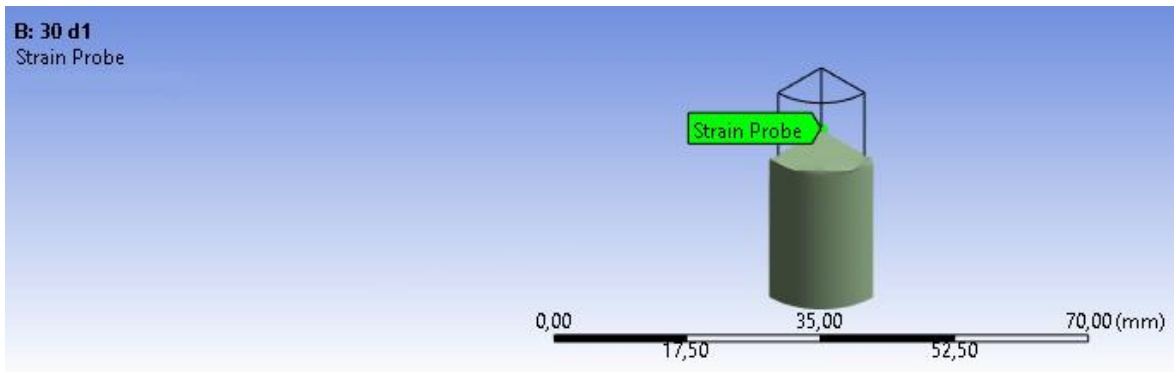


Figura 34 Strain Probe

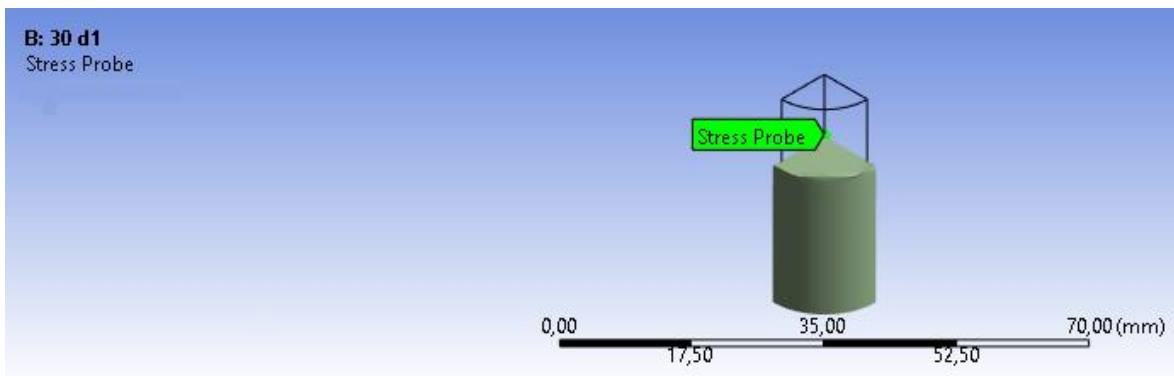


Figura 35 Stress Probe

Como foi referido anteriormente durante os vários ensaios de compressão ocorreu flambagem, esse defeito alterou a curva apresentada no final do ensaio, de acordo com Scarselli et al. (Scarselli et al., 2020) e Eaves (Eaves, 2004) a curva de tensão deformação altera-se quando ocorre flambagem que sucede a zona de regime elástico do material, deste modo posso considerar que os resultados obtidos são verdadeiros.

Durante as simulações foi possível verificar que os provetes da direção 2 tinham menor capacidade de absorver a força exercida durante as simulações comparando com os resultados obtidos da simulação da direção 1.

Foi encontrada a força máxima que cada provete pudesse absorver para a obtenção de resultados. Estes valores de força na verdade são 4 vezes maior, pois a força é exercida em $\frac{1}{4}$ de provete como havia sido referido anteriormente.

Nas figuras seguintes (figura 36 à figura 45) podemos visualizar a diferença entre as curvas obtidas no Ansys em relação à curva correspondente no ensaio de compressão.

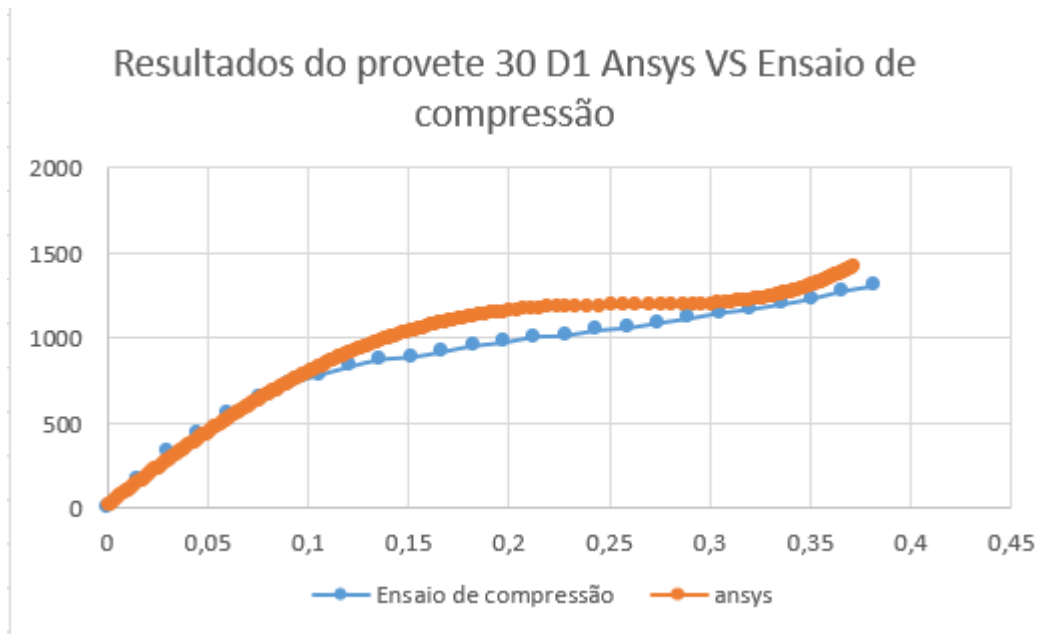


Figura 36 Resultados do provete 30 D1 Ansys VS Ensaio de Compressão

Na figura 36 podemos verificar que a zona de regime elástico é muito próxima, tal como era de prever, e que a partir da zona de flambagem as curvas começam a dispersar.

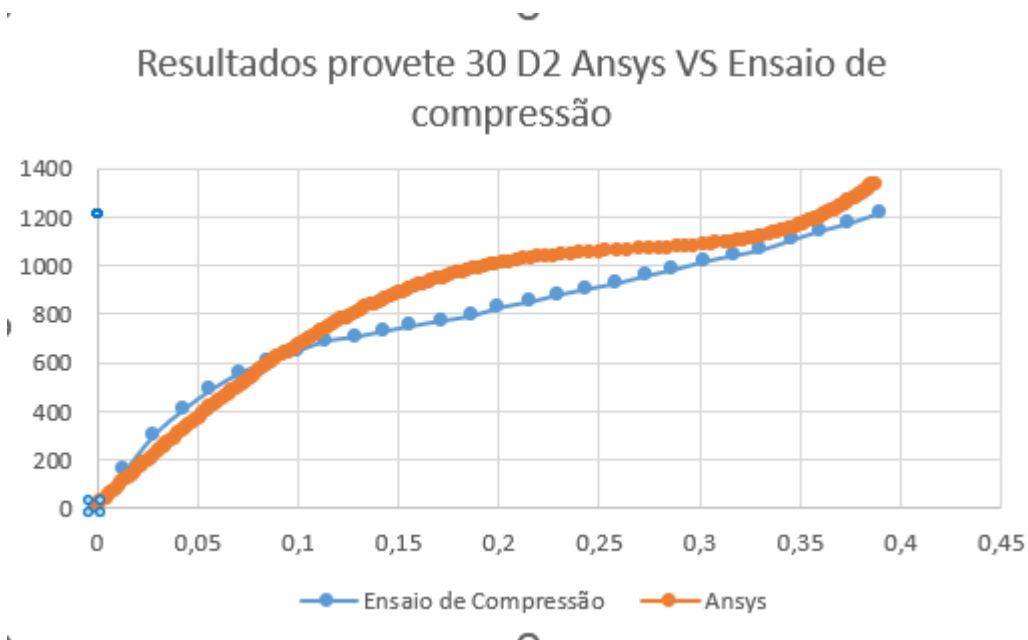


Figura 37 provete 30 D2 Ansys VS Ensaio de Compressão

Na figura 37 podemos verificar que a zona de regime elástico as curvas já não estão sobrepostas, mas existe paralelidade entre as duas nesta zona.

Resultados provete 35 D1 Ansys Vs Ensaio de Compressão

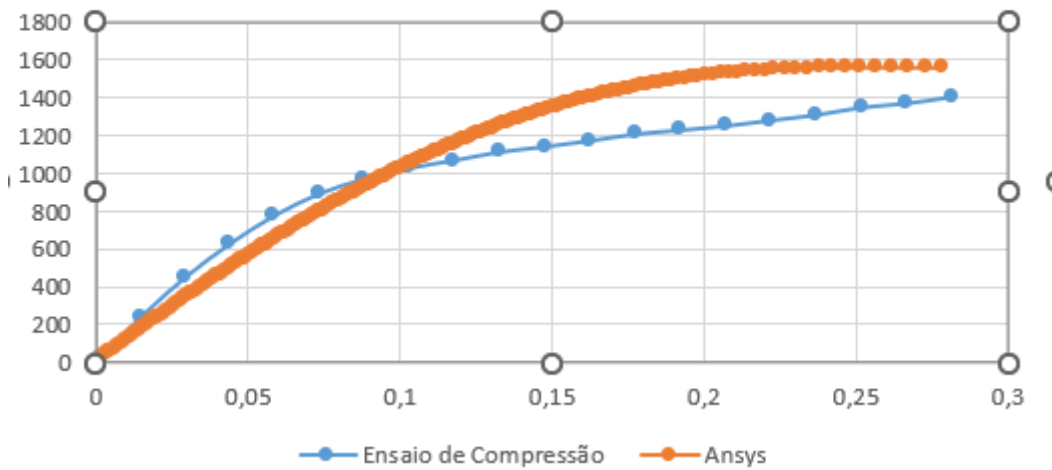


Figura 38 provete 35 D1 Ansys VS Ensaio de Compressão

Na figura 38 podemos verificar que ocorre o mesmo que na figura anterior.

Resultados provete 35 D2 Ansys Vs Ensaio de compressão

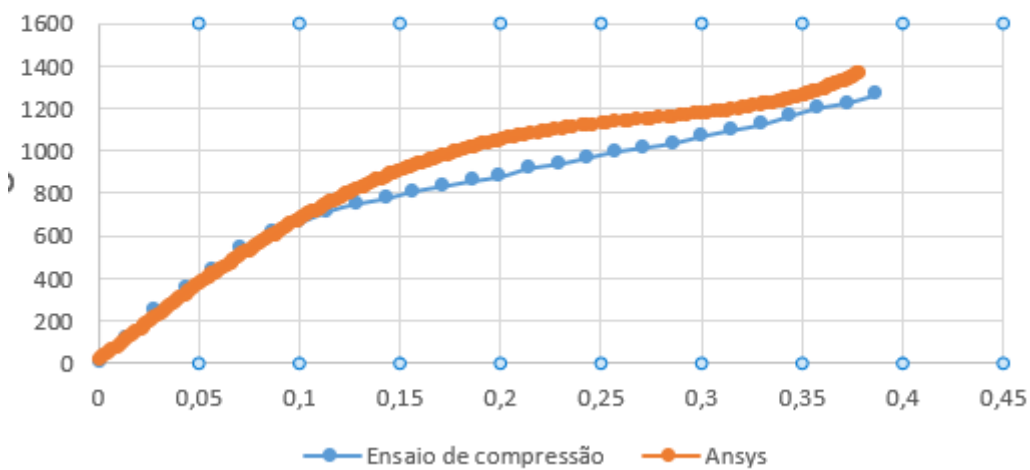


Figura 39 provete 35 D2 Ansys VS Ensaio de Compressão

Na figura 39 podemos voltar a verificar que a zona de regime elástico é muito próxima entre as duas curvas.

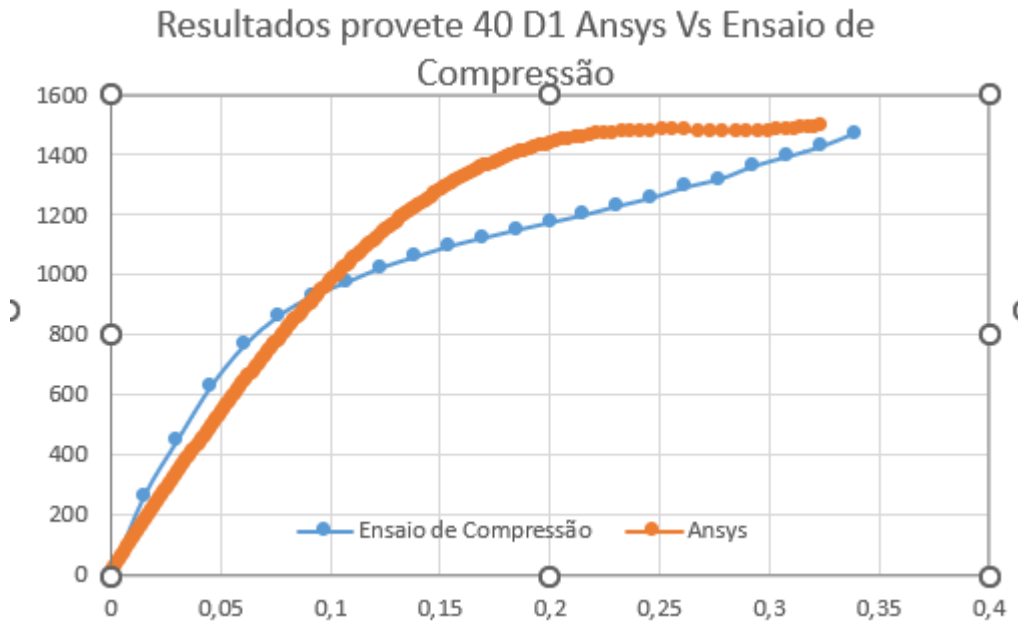


Figura 40 provete 40 D1 Ansys VS Ensaio de Compressão

Na figura 40 na zona de regime elástico apesar de não haver sobreposição existe paralelismo.

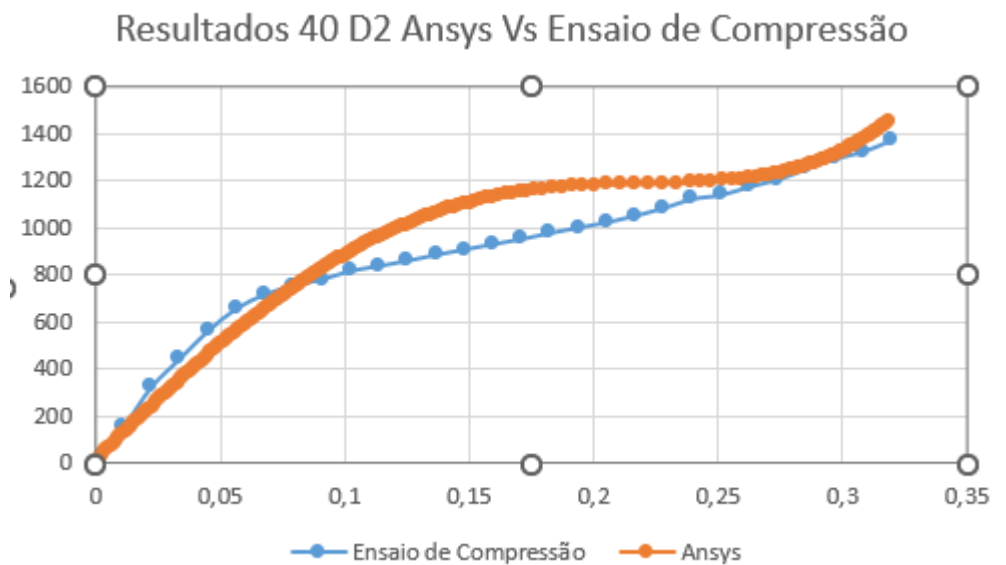


Figura 41 provete 40 D2 Ansys VS Ensaio de Compressão

Na figura 41 voltamos a ter um afastamento na região elástica, mas muito aproximadas nessa zona.

Resultados provete 50 D1 Ansys Vs Ensaio de Compressão

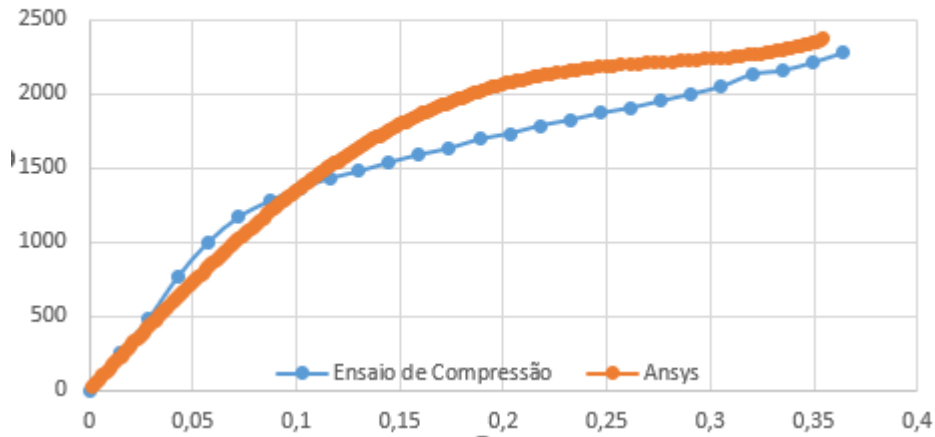


Figura 42 provete 50 D1 Ansys VS Ensaio de Compressão

Na figura 42 podemos verificar que na zona de regime elástico existe inicialmente uma sobreposição entre curvas que acabam por dispersar.

Resultados provete 50 D2 Ansys Vs Ensaio de Compressão

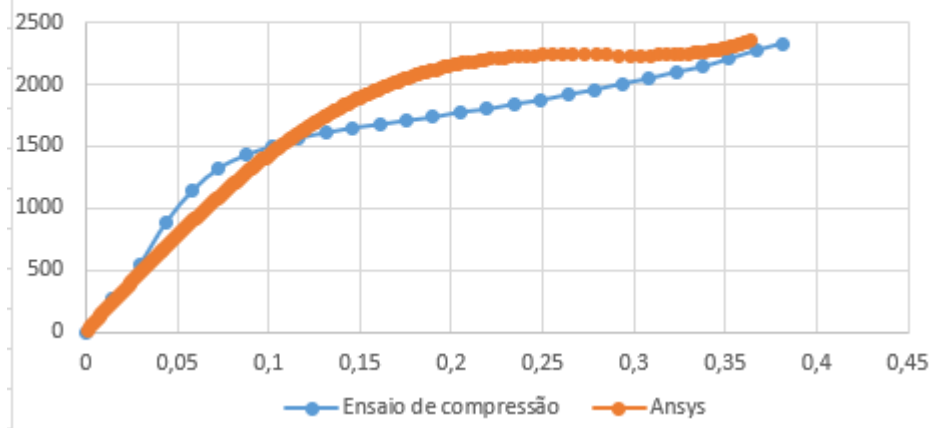


Figura 43 provete 50 d2 Ansys vs Ensaio de compressão

Tal como observado na figura 42 também a figura 43, na zona de regime elástico existe inicialmente uma sobreposição entre curvas que acabam por dispersar.

Resultados 60 D1 Ansys VS Ensaio de Compressão

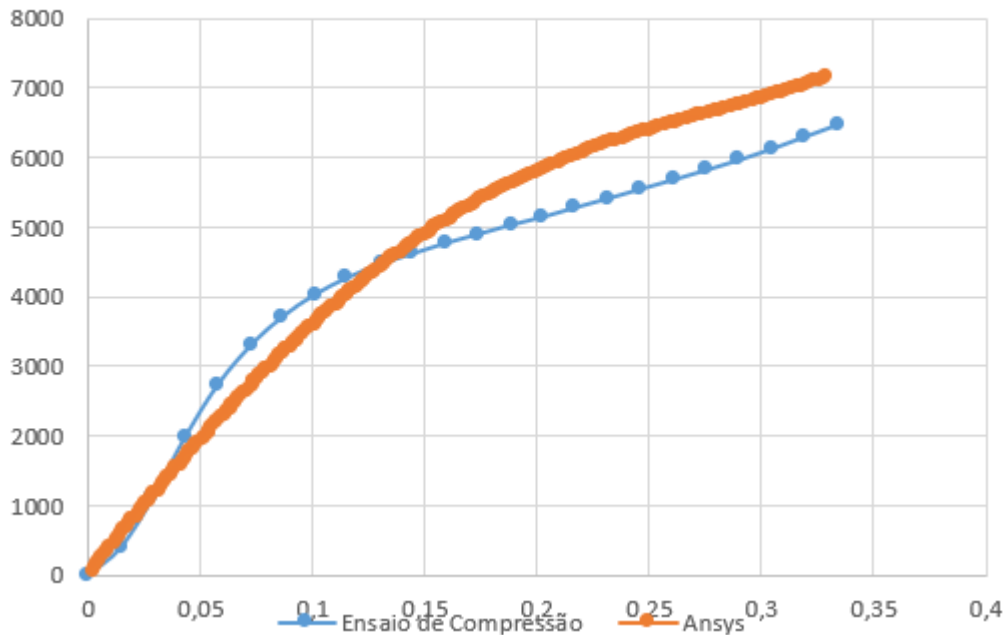


Figura 44 provete 60 D1 Ansys VS Ensaio de Compressão

Na figura 44 podemos verificar que na zona de regime elástico existe inicialmente uma sobreposição entre curvas que acabam por dispersar.

Resultados provete 60 D2 Ansys Vs Ensaio de Compressão

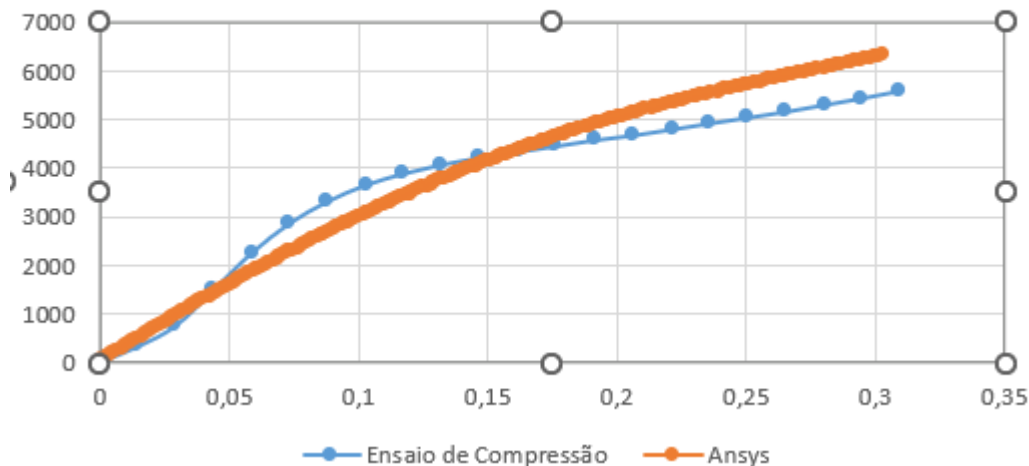


Figura 45 provete 60 D2 Ansys vs Ensaio de compressão

Na figura 45 como na região elástica do ensaio de compressão não temos uma reta e existe uma maior dispersão entre as curvas.

Analisando de forma geral, houve diferenças entre as curvas obtidas nos ensaios de compressão e nas simulações numéricas. Como havia anteriormente referido, a flambagem afeta a curva tensão deformação do material e esse defeito ocorre após o regime elástico. E

como podemos observar em todas as imagens anteriores, existe um maior afastamento a partir dessa área, no entanto era de esperar que na zona do regime elástico houvesse uma maior sobreposição.

Vários fatores influenciam estes resultados, o facto de não ser considerada a porosidade, a utilização de valores experimentais como curva padrão para a definição dos modelos de comportamento de material. No entanto, o fator mais influente foi a utilização da licença académica o que limita o número de nós e de elementos. **Com acesso a uma licença profissional, seria possível refinar mais a malha aumentando o número de nós e elementos, possibilitando uma maior convergência de resultados numéricos e experimentais.**

5. Conclusões e desenvolvimento de trabalhos futuros

5.1. Conclusões gerais

O EVA é um material bastante interessante, como foi referido anteriormente tem bastantes utilidades, tendo sido mais focado neste trabalho as propriedades mecânicas quando utilizado em aplicações ortopédicas. Neste caso mais focado nas palmilhas, pois os blocos de material recebidos são utilizados para a construção dessas mesmas palmilhas usando uma conjugação de material de diferentes durezas.

Na primeira fase do trabalho houve uma grande dificuldade em conseguir as normas necessárias para os testes que tinha como objetivo, após o acesso das normas começou a primeira dificuldade de muitas, o corte de provetes para os diferentes ensaios.

A nível do primeiro ensaio, dureza de Shore A, foram obtidos bons resultados, visto que as *data sheet* recebidas confirmavam os mesmos, levando a dizer que os valores fornecidos são verdadeiros.

Relativamente ao ensaio de compressão os resultados não foram os melhores, pois os provetes sofreram flambagem, devido ao material em teste ser muito flexível e pouco rígido. Dado que aconteceu em todos os provetes, pode ser considerado que uma alteração das dimensões dos provetes poderia ajudar que o mesmo não acontecesse, pois a flambagem acontece quando a altura do provete é elevada para o diâmetro do mesmo. Tendo em conta que as placas do material já tinham dimensões máximas de altura e que se seguiu a norma para este ensaio, caso fossem estudados provetes obtidos através de injeção, os resultados iriam ser melhores e talvez não existisse flambagem. De qualquer forma as curvas obtidas encontram-se de acordo com a curva standard para este tipo de materiais. Também a não obtenção de um dos objetivos deste projeto foi um ponto negativo, pois os valores do Módulo de Young não se encontravam dentro dos valores tabelados.

No ensaio de abrasão, os resultados também foram os pretendidos, o ensaio de abrasão, auxiliou a comprovar um dos objetivos. Foi possível prever o desgaste e quantificar o mesmo com este ensaio ocorrendo um desgaste superior na placa de menor dureza e à medida que a dureza aumenta a capacidade de desgaste por abrasão diminui, no caso das palmilhas existe uma combinação de placas, sendo que a zona do calcanhar e a zona dos dedos tem como suporte espuma de maior densidade, que são as zonas onde existem maiores cargas

O ensaio de absorção de humidade foi um grande desafio, desde os provetes ao processo em si. Os resultados deste teste foram condicionados pela parte humana, visto que o material em estudo era bastante poroso e durante o processo de secagem, pesagem, e imersão pudesse haver absorção da humidade do ar. Também na parte da secagem das amostras após imersão,

possa ter secado menos bem as amostras como no caso da placa 30 em que os valores não são os esperados.

Os resultados observados para a morfologia do material foram influenciados pela forma como foram obtidos os provetes, que foi por corte e polimento. O facto de ser extremamente complexo garantir o paralelismo das faces da amostra para os ensaios de compressão, uma relação entre altura e diâmetro que garantisse a não ocorrência do fenómeno de flambagem, a impossibilidade de um corte limpo das regiões de fronteira dos provetes que no ensaio de absorção e de abrasão podem ter influenciado o resultado, visto que a diminuição de massa era um elemento de comparação nos dois processos.

Os resultados da simulação numérica poderiam ter sido melhorados se fosse possível ter acesso a uma licença profissional para refinar a malha de elementos finitos e conseguido adicionar a porosidade de cada provete. que não foi possível devido à falta de uma análise dos mesmos. Esta questão pode ser justificada pela inexperiência na utilização deste software de simulação numérica no Ansys.

Este projeto alcança quase todos os objetivos delineados, mesmo tendo em conta que houve ensaios que correram melhor e outros piores e que por vezes os resultados que pretendemos não aparecem de forma tão linear e é necessário entender o porque do comportamento do material.

Que este trabalho seja uma boa base para novos trabalhos, e de melhoria para os erros que foram detetados ao longo dos processos.

5.2.Trabalhos Futuros

Em termos de trabalhos futuros seria interessante:

- Dar continuidade ao trabalho efetuado fazendo mais ensaios mecânicos como por exemplo o de fadiga, ser feita uma análise de microscopia ótica;
- Replicação da cola utilizada para unir as várias placas e fazer ensaios utilizando provetes combinados;
- Fazer ensaios utilizando EVA reciclada e EVA virgem;
- Fazer injeção dos provetes utilizando o material granulado e voltar a fazer os mesmos ensaios e comparar os valores obtidos;
- Novos ensaios de compressão e subsequente novas simulações.

Referências Bibliográficas

- Altan, M. (2017). Thermoplastic Foams: Processing, Manufacturing, and Characterization. *Recent Research in Polymerization*. <https://doi.org/10.5772/INTECHOPEN.71083>
- Andrade, C. (2018). *Previsão da fratura dúctil com recurso a modelos de dano desacoplados Prediction of ductile fracture using uncoupled damage models*.
- Ansys. (n.d.). *Ansys Mechanical | Structural FEA Analysis Software*. Retrieved June 14, 2022, from <https://www.ansys.com/products/structures/ansys-mechanical>
- Asics. (2022). *O que é pronação e porque é importante? | ASICS*. <https://www.asics.com/pt-pt-pt/running-advice/understanding-pronation-find-the-right-shoes-for-you/>
- Ball, K. A., & Afheldt, M. J. (2002). Evolution of foot orthotics - Part 1: Coherent theory or coherent practice? *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 25(2), 116–124. <https://doi.org/10.1067/mmt.2002.121415>
- Blomstedt, P. (2014). Orthopedic surgery in ancient Egypt. *New Pub: Medical Journals Sweden*, 85(6), 670–676. <https://doi.org/10.3109/17453674.2014.950468>
- Clarke. (2014). Clinical Advantage: Making Your Own Temporary Foot Orthosis. In *Orthopaedic Practice Vol* (Vol. 26). https://www.orthopt.org/uploads/OP_2014_v26no3_FINAL_web.pdf
- Connor, V. C. (1972). *Polystyrene and Urethane Foams in Sculpture*. <https://thekeep.eiu.edu/theses/3845>
- Correia, M. (n.d.). *Ensaio de Dureza*.**
- D’Amico, J. (2019). Pediatric Orthoses— Part II. *Podiatry Management*. <https://podiatrym.com/cme/CME522.pdf>
- Decherchi, P. (2005). Dudley Joy Morton’s foot syndrome. In *Presse Medicale* (Vol. 34, Issue 22 I, pp. 1737–1740). Elsevier Masson SAS. [https://doi.org/10.1016/S0755-4982\(05\)84262-9](https://doi.org/10.1016/S0755-4982(05)84262-9)
- Dias, R. B. e, Coto, N. P., Batalha, G. F., & Driemeier, L. (2018). Systematic Study of Ethylene-Vinyl Acetate (EVA) in the Manufacturing of Protector Devices for the Orofacial System. *Biomaterials in Regenerative Medicine*. <https://doi.org/10.5772/INTECHOPEN.69969>
- Differences in Permeability and Application between Open and Closed Cell Foams | Foam Sealant*. (2020). <https://foamsealant.com.au/differences-in-permeability-and-application-between-open-and-closed-cell-foams/>
- Drobny, J. G. (2014). *Handbook of Thermoplastic Elastomers* (E. Science (Ed.); 2 nd). <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/C2013-0-00140-5>
- Eaves, D. (2004). *Handbook of Polymer Foams* (1 st). Rapra Technology Limited.

- Elastogran, P. S. (2022). *Célula Fechada ou Célula Aberta Aparências semelhantes, prestações diferentes Célula fechada Célula aberta*.
https://ecompositos.pt/catalog/pdf/celula-fechada-ou-celula-aberta_ecocompositos.pdf
- Ethylene vinyl acetate copolymers (EVA) – The Plastics Historical Society*. (2015).
http://plasticquarian.com/?page_id=14280
- Ethylene Vinyl Acetate EVA*. (2022).
<https://www.bpf.co.uk/plastipedia/polymers/EVA.aspx>
- Frisch, K. C. (2006). History of Science and Technology of Polymeric Foams.
<Http://Dx.Doi.Org/10.1080/00222338108066455>, 15(6), 1089–1112.
<https://doi.org/10.1080/00222338108066455>
- Gama, N. V., Ferreira, A., & Barros-Timmons, A. (2018). Polyurethane Foams: Past, Present, and Future. *Materials*, 11(10). <https://doi.org/10.3390/MA11101841>
- Groom, P. (2015). *Welsh History Month: Hugh Owen Thomas, inventor of the Thomas splint - Wales Online*. <https://www.walesonline.co.uk/lifestyle/nostalgia/welsh-history-month-hugh-owen-10378796>
- Helfet, A. J. (1955). *US2821032A - Orthopedic appliance for flat-footedness* (Patent No. US2821032A). <https://patents.google.com/patent/US2821032A/en>
- Helmenstine, A. M. (2021). *The Chemical Composition of Human Sweat*.
<https://www.thoughtco.com/chemical-composition-of-human-sweat-or-perspiration-604001>
- Hermansson, E., & Ekberg, M. (2019). *A material study of insoles*.
- Horwood, A. (2022). *Rise fall and rise of the custom orthosis | Healthy Step*. The Rise of the Custom Orthosis. <http://www.healthysteporthotics.co.uk/case-studies/rise-fall-and-rise-of-the-custom-orthosis/>
- Howland, J. (2012). *A History of Orthopedics - Google Livros* (1 st editi). Publishamerica, LLLP. https://books.google.pt/books?hl=pt-PT&lr=&id=VXDLCQAAQBAJ&oi=fnd&pg=PT5&dq=brief+history+of+orthopedics&ots=TxJeY3DU9E&sig=tWk24shNuikV4EgIX4k2uFFj6WQ&redir_esc=y#v=onpage&q=brief history of orthopedics&f=false
- Infrastructure, T. M. and. (2022). *TMS Whitepaper - The nature of foam manufacturing*.
<https://trelleborg.tecs1.com/smarter-foam-theory-the-nature-of-foam-manufacturing?elqTrackId=6dfe8a8d41374d8e877dae6630a31e24&elq=00000000000000000000000000000000&elqaid=212&elqat=2&elqCampaignId=>
- Instituto Pedro Nunes. (n.d.). *Ensaios de Abrasão*. Retrieved December 23, 2020, from <https://www.ipn.pt/laboratorio/LEDMAT/ensaio/10>
- Instuto Pedro Nunes. (n.d.). *Ensaio de Dureza Shore A*. Retrieved February 3, 2022, from <https://www.ipn.pt/laboratorio/LEDMAT/ensaio/57>
- Kanagamadhuran, H. D., Sneha J, Gnanavel G, & Prabhu N. (2019). Review on Manufacturing of Cellular Polymers and Its Applications. *IOSR Journal of Polymer*

- and Textile Engineering*, 6(5), 9–22. <https://doi.org/10.9790/019X-06050922>
- Karam, F. C., & Lopes, M. H. I. (2005, October). *Orthopedics: historical origin, teaching in Brazil, and methodological studies worldwide [Abstract in English] | Scientia Medica*. vol. 15 No.3.
<https://revistaseletronicas.pucrs.br/ojs/index.php/scientiamedica/article/view/1564>
- Khemani, K. C. (1997). *Polymeric Foams: An Overview*.
<https://pubs.acs.org/sharingguidelines>
- Kirby, Kevin A. (2010). Evolution of foot orthoses in sports. In *Athletic Footwear and Orthoses in Sports Medicine* (pp. 19–35). Springer New York.
https://doi.org/10.1007/978-0-387-76416-0_2
- Kirby, Kevin Arthur. (2016). *How Do Foot Orthoses Work?*
- Kirby, Kevin Arthur. (2017). *Evolution of Foot Orthoses in Sports*.
https://doi.org/10.1007/978-3-319-52136-7_2
- Kirby, Kevin Arthur, & Green, D. R. (1992). Evaluation and Non-Operative Management of Pes Valgus Deformity. In S. DeValentine (Ed.), *Foot and Ankle Disorders in Children* (pp. 295–327). Churchill-Livingstone.
<https://www.researchgate.net/publication/264121072>
- Klempner, D., & Frisch, K. C. (1991). *Handbook of polymeric foams and foam technology* (1st ed.). Hanser.
- Kohler, R. (2010). Nicolas Andry de Bois-Regard (Lyon 1658-Paris 1742): The inventor of the word “orthopaedics” and the father of parasitology. *Journal of Children’s Orthopaedics*, 4(4), 349–355. <https://doi.org/10.1007/s11832-010-0255-9>
- Levitz, S. J., & Sobel, E. (2002). *Prescribing Foot Orthoses*.
<https://podiatrym.com/cme/Sep02cme.pdf>
- Levy, B. (1950). An appliance to induce toe flexion on weight bearing. *Journal of the National Association of Chiropodists*, 40(6), 24–33.
- Limited, S. W. C. (2022). *Dr Scholl - A História | Cuidado do Pé | Scholl PT*.
<https://www.scholl.pt/porque-scholl/100-anos-de-experiencia/>
- Lobo, H., & Bonilla, J. (2003). *Handbook of Plastics Analysis, Volume 68 of Plastic Engineering*. 656.
https://books.google.co.uk/books/about/Handbook_of_Plastics_Analysis.html?id=0Fi8L2gHXcC&pgis=1
- Long, K. R., Pierson, D. A., Brennan, S. T., Frank, C. W., & Hahne, R. A. (1979). *Problems associated with the use of urea-formaldehyde foam for residential insulation. Part I. The effects of temperature and humidity on formaldehyde release from urea-formaldehyde foam insulation*. <https://doi.org/10.2172/6069254>
- Lourenço, I. A. da M. (2018). *Prevenção de úlceras podológicas com recurso a uma palmilha de monitorização da pressão plantar, temperatura e humidade relativa [Instituto Politécnico de Lisboa]*.
[https://repositorio.ipl.pt/bitstream/10400.21/10920/1/Prevenção de úlceras](https://repositorio.ipl.pt/bitstream/10400.21/10920/1/Prevenção%20de%20úlceras)

podológicas com recurso a uma palmilha de monitorização da pressão plantar%2C temperatura e humidade relativa.pdf

- Manring, M. M., & Calhoun, J. H. (2010). Biographical sketch: royal whitman, 1857-1946. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 468(4), 922–924.
<https://doi.org/10.1007/s11999-009-1129-7>
- Mazloom, S. E., Parvizi, J., & Purtill, J. J. (Eds.). (2014). *Orthopedic Residency Guide* (1st). Jaypee Brothers.
- Megaloiconomos, P. D., Savvidou, O. D., Vlachaki, A., Igoumenou, V. G., Vlasis, K., & Papagelopoulos, P. J. (2021). The Evolution of Orthopaedics in Greece: From Ancient Heritage to Modern Times. *Surgical Innovation*, 28(6), 780–793.
<https://doi.org/10.1177/15533506211006982>
- Meijer, M. C. (1999). *Race and Aesthetics in the Anthropology of Petrus Camper (1722-1789)*.
<https://books.google.pt/books?id=FOiSJTrmOosC&pg=PA225&lpg=PA225&dq=On+the+Best+Form+of+Shoe+in+1781&source=bl&ots=tUwEEHPe6c&sig=ACfU3U3tNGJ2IWjchsn5MLL91Z5mM087fg&hl=pt-PT&sa=X&ved=2ahUKEWjb4ID9horuAhVIyhoKHcV5CDwQ6AEwCXoECAsQAq#v=onepage&q=On the Best>
- Micom. (n.d.). *ASTM D570 - Micom Laboratories*. Retrieved July 13, 2021, from <https://www.micomlab.com/micom-testing/astm-d570/>
- Morton, D. J. (1915). *Device for the prevention and treatment of deformed feet* (Patent No. US1335981A).
<https://patents.google.com/patent/US1335981A/en?inventor=Dudley+J+Morton>
- Munters, C., & Tandberg, J. (1932). *US2023204A - Heat insulation - Google Patents*.
<https://patents.google.com/patent/US2023204A/en>
- Nicolopoulos, C. S., Scott, B. W., & Giannoudis, P. V. (2000). Biomechanical basis of foot orthotic prescription. In *Current Orthopaedics*.
https://correctiezolen.nl/nl_NL/file/document/page/56/Biomechanical+basis+of+foot+orthotic+prescription%281%29.pdf
- Okolieocha, C., Raps, D., Subramaniam, K., & Altstädt, V. (2015). Microcellular to nanocellular polymer foams: Progress (2004-2015) and future directions - A review. *European Polymer Journal*, 73, 500–519.
<https://doi.org/10.1016/J.EURPOLYMJ.2015.11.001>
- Oliveira, A. P. (2013). *André Pereira Oliveira Avaliação e seleção de materiais para ortóteses plantares Universidade do Minho Escola de Engenharia*.
<http://repositorium.sdum.uminho.pt/handle/1822/37831>
- Omnexus. (n.d.). *Water Absorption 24 Hour - (ASTM D570) Test of Plastics*. Retrieved July 13, 2021, from <https://omnexus.specialchem.com/polymer-properties/properties/water-absorption-24-hours>
- ortopedia | Dicionário Infopédia da Língua Portuguesa*. (2022).
<https://www.infopedia.pt/dicionarios/lingua-portuguesa/ortopedia>

- Oshiro, A. (2019). *partes-tenis.jpg* (648×664).
- Pauk, J., Tolstoj-Sienkiewicz, J., Ihnatouski, M., Kuzmierowski, T., & Chojnowski, E. (2015). Influence of insole materials on friction and ground reaction force during gait. *Journal of Friction and Wear*, 36(4), 319–323. <https://doi.org/10.3103/S1068366615040133>
- Pé diabético | CUF*. (n.d.). Retrieved December 28, 2020, from <https://www.cuf.pt/saude-a-z/pe-diabetico>
- Peltier, L. F. (1993). *Orthopedics: A History and Iconography - Leonard F. Peltier - Google Livros*. Norman Publishing. https://books.google.pt/books?hl=pt-PT&lr=&id=iYXe14RXuU8C&oi=fnd&pg=PR9&dq=brief+history+of+orthopedics&ots=agC_HdGe1Y&sig=apctglsQRRGdKRHE9ywdMB39ams&redir_esc=y#v=onepage&q=brief history of orthopedics&f=false
- Roberts, P. (1915). The initial strain in weak foot, its mechanics, and a new method of treatment. *New York Medical Journal*, 102(9), 441–442.
- Roedel, M. (1951). *US2703794A - Ethylene/vinyl acetate polymerization process - Google Patents*. <https://patents.google.com/patent/US2703794A/en>
- Rostami-Tapeh-esmaeil, E., Vahidifar, A., Esmizadeh, E., & Rodrigue, D. (2021). Chemistry, Processing, Properties, and Applications of Rubber Foams. *Polymers* 2021, Vol. 13, Page 1565, 13(10), 1565. <https://doi.org/10.3390/POLYM13101565>
- Sabdin, S. D., Hussein, N. I. S., Sued, M. K., & Awang, R. (2019). *Application of AFCM method on lap joint using low energy arc welding technologies*. Proceedings of Mechanical Engineering Research Day 2019, Pp. 1-2, August 2019. https://books.google.pt/books?id=DkqnDwAAQBAJ&pg=PA16&lpg=PA16&dq=the+first+arch+support+Everett+Dunbar&source=bl&ots=2LsgPvw2t2&sig=ACfU3U0nEBkpWqTvdT8cXhd85NSTsg28_g&hl=pt-PT&sa=X&ved=2ahUKEwjRt5zuxY_uAhUPbc0KHQNEC0YQ6AEwCXoECAEQA#v=onepage&q=the first
- Salgado, T. P. F. (2013). *Produção de espumas para calçado ortopédico* [Universidade do Minho]. <https://repositorium.sdum.uminho.pt/bitstream/1822/37830/1/Tese de Mestrado Tânia Patrícia Fernandes Salgado 2013.pdf>
- Scarselli, G., Pappadà, S., Buccoliero, G., & Maffezzoli, A. (2020). Buckling Behavior of Poly-Phenylene-Sulfide/Carbon L-Shaped Stringers and a Stiffened Panel Obtained by Induction Welding. *Frontiers in Materials*, 7. <https://doi.org/10.3389/FMATS.2020.00107>
- Silva, D. A. (2015). *Comportamento tribológico de sistemas espumas ortopédicas/pele artificial: efeito da morfologia, propriedades mecânicas e energia livre superficial* [Técnico Lisboa]. <https://fenix.tecnico.ulisboa.pt/cursos/mbionano/dissertacao/1128253548921095>
- Sivertsen, K. (2007). *POLYMER FOAMS 3.063 Polymer Physics Spring 2007*.
- Starrett, C. J. (1994). Historical review and current use of the Whitman/Robert's orthoses in biomechanical therapy - PubMed. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8205510/>

- Swarup, I., & O'donnell, J. F. (2016). An Overview of the History of Orthopedic Surgery. *The American Journal of Orthopedics*. www.amjorthopedics.com
- Teixeira-Dias, F, Pinho-da-Cruz, J, Valente, F., R.A, Sousa, A. de, & R.J. (2010). *Método Dos Elementos Finitos. Técnicas De Simulação Numérica Em Engenharia*. ETEP - EDIÇÕES TÉCNICAS E PROFISSIONAIS. <https://www.amazon.com/Elementos-Finitos-Técnicas-Simulação-Engenharia/dp/9728480407>
- Thomas, J. L. (1917). A Reconsideration Of The Principles And Methods Of Hugh Owen Thomas. II. Some Reflections On Thomas's Splints And Practice on JSTOR. *The British Medical Journal*, 2, 175–179. <https://www.jstor.org/stable/20307982?seq=1>
- Verdejo, R. (2003). *Gas Loss and Durability of EVA foams used in Running Shoes*.
- Whitman, R. (2010). The classic: a study of the weak foot, with reference to its causes, its diagnosis, and its cure; with an analysis of a thousand cases of so-called flat-foot. 1896. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 468(4), 925–939. <https://doi.org/10.1007/s11999-009-1130-1>

Anexos



Figura 46 Defeitos da placa 30



Figura 47 Defeito placa 40



Figura 48 Defeito placa 40

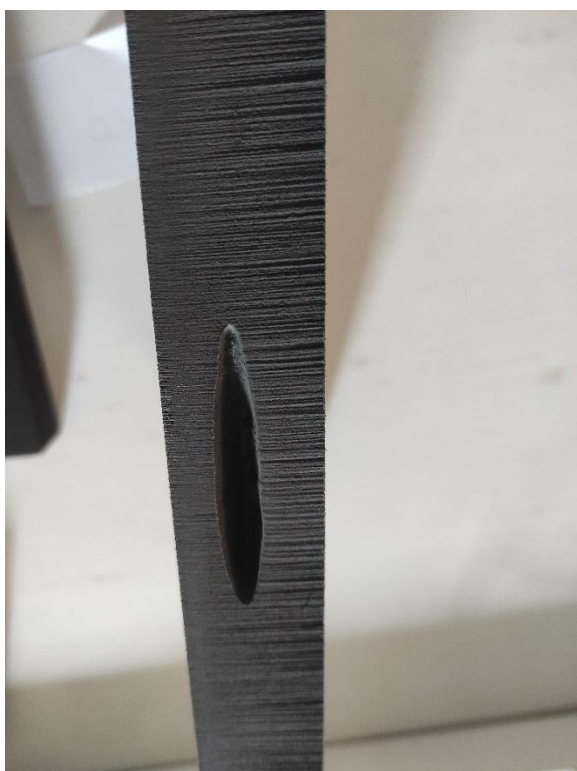


Figura 49 Defeito maior da placa 50

Property	Test method	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75
Commercial name														
Hardness*	Durometer shore A	15°-20°	20°-25°	25°-30°	30°-35°	35°-40°	40°-45°	45°-50°	50°-55°	55°-60°	60°-65°	65°-70°	70°-75°	75°-80°
Density g/cm³ ± 2	ASTM D3574-95 Test A	0,12	0,13	0,15	0,17	0,18	0,20	0,23	0,26	0,29	0,31	0,34	0,37	0,40
	Cms	110 x 190	110 x 190	105 x 180	105 x 180	105 x 180	105 x 180	105 x 180	112 x 162	105 x 155	100 x 150	95 x 145	90 x 135	85 x 130
	Cms	101 x 151	101 x 151	101 x 151	125 x 205	120 x 200	122 x 170	120 x 165	100 x 175	95 x 170	72 x 135	65 x 130	60 x 125	
	Cms								72 x 140	72 x 135				
Tensile strength JIS K6767-1976	KPa	450	700	800	900	1000	1100	1300	1400	1800	2000	2300	3000	3000
Tear strength JIS K6767-1976	Kv/m	1,50	4,00	4,50	5,00	5,00	6,00	7,00	7,00	10,00	11,0	11,0	18,0	18,0
Elongation break @ JIS K6767-1976	%	100-150	150-300	150-300	150-300	150-300	110-170	110-170	110-170	150-200	150-200	170-220	150-300	150-300
Compression set** JIS K6767-1976	%	<5	<5	<5	<5	<5	<5	<5	<5	<5	<5	<5	<5	<5
Compressive strength (25%) ASTM D 3576-91	KPa	30	40	60	70	75	130	160	195	150	310	405	950	1070
Water absorption JIS K6767-1976	g/cm ³	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002	0,002
Thermal conductivity ASTM C 518-76	W/m. C	0,040	0,042	0,043	0,044	0,045	0,046	0,047	0,050	0,051	0,055	0,058	0,064	0,070
Service temperature	C	-70/+60	-70/+60	-70/+60	-70/+60	-70/+60	-70/+60	-70/+60	-70/+60	-70/+60	-70/+60	-70/+60	-70/+60	-70/+60

Figura 50 Data sheet das placas EVA fornecido pela empresa Gameiros

1. DESCRIPTION

Product	OKM EVA FLEXIBLE BLOCK
Reference	BLOE

OKM EVA FLEXIBLE BLOCK is an etil vinyl acetate of different shores, for making insoles with CAD-CAM machines.

2. DESCRIPTION OF THE COMPONENTS

Block made of etil vinyl acetate with one or more hardness.

3. APPLICATIONS

OKM EVA FLEXIBLE BLOCK is used for making all kind of different shores depending on the feet. The final results are semi rigid insoles.

4. CONDITIONS AND CHARACTERISTICS OF THE APPLICATION

With OKM EVA BLOCK you can make insoles with very good properties, like memory recovery. The final insoles are very comfortable and lightweight, low abrasion and breakage. We recommend don't use the material in people that are allergic at any of it components.

5. TECHNICAL CHARACTERISTICS

CHARACTERISTICS	UNITS	BLOE2050
Shore A	-	20 and 50
Density	kg/m ³	130 and 260

CHARACTERISTICS	UNITS	BLOE30
Shore A	-	30
Density	kg/m ³	170

OKM Química Ortopédica, S.L.
Avinyonet de Puigventós, SPAIN
Tel.: (+34) 972 67 70 95
E-mail: okm@okm.es

Date: 15/11/2018
Rev.: 1
Pág.: 1 de 2

Figura 51 Data Sheet do fornecedor da matéria prima pag1



DATA SHEET

OKM EVA FLEXIBLE BLOCK

CHARACTERISTICS	UNITS	BLOE4030
Shore	-	40 and 30
Density	kg/m ³	200 and 170

CHARACTERISTICS	UNITS	BLOE325
Shore	-	30, 20 and 50
Density	kg/m ³	170, 130 and 260

CHARACTERISTICS	UNITS	BLOE40
Shore	-	40
Density	kg/m ³	200

CHARACTERISTICS	UNITS	BLOE546
Shore	-	50, 40 and 60
Density	kg/m ³	260, 200 and 310

CHARACTERISTICS	UNITS	BLOE60
Shore	-	60
Density	kg/m ³	310

6. STORAGE CONDITIONS

There are no restrictions on storage.

7. SECURITY ADVICE

In case of mechanize the product with dust generation, it is recommended to wear a mask and glasses specially indicated for dust using. For any manipulation of the product you must respect the *Safety Data Sheet of OKM EVA FLEXIBLE BLOCK*.

OKM Química Ortopédica, S.L.
Avinyonet de Puigventós, SPAIN
Tel.: (+34) 972 67 70 95
E-mail: okm@okm.es

Date: 15/11/2018
Rev.: 1
Pág.: 2 de 2

Figura 52 Data Sheet do fornecedor da matéria-prima pag2