

• U • C •

FCTUC

FACULDADE DE CIÊNCIAS
E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA MECÂNICA
DEPARTAMENTO DE
ENGENHARIA QUÍMICA

Interfaces para próteses transtibiais e transfemorais com propriedades adaptadas à mobilidade dos amputados

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica na Especialidade de Produção e Projeto

Interfaces for transtibial and transfemoral prosthesis with properties adapted to the mobility of amputees

Autor

Luís Artur Santana Saraiva

Orientadores

Professor Doutor Amílcar Lopes Ramalho

Professora Doutora Luísa Maria Rocha Durães

Júri

Presidente	Professor Doutor José António Martins Ferreira Professor Catedrático da Universidade de Coimbra
Vogal	Professor Doutor José Domingos Moreira da Costa Professor Associado c/ Agregação da Universidade de Coimbra
Orientador	Professor Doutor Amílcar Lopes Ramalho Professor Associado c/ Agregação da Universidade de Coimbra

Coimbra, setembro, 2016

“I am a great believer in luck, and I find the harder I work, the more I have of it.”

Thomas Jefferson.

Aos meus pais.

Agradecimentos

O trabalho que aqui se apresenta só foi possível graças à colaboração e apoio de algumas pessoas, às quais não posso deixar de prestar o meu reconhecimento.

Ao Professor Doutor Amílcar Lopes Ramalho,
pela orientação nesta dissertação e pelo seu elevado conhecimento científico.

À Professora Doutora Luísa Maria Rocha Durães,
pela coorientação, pela disponibilidade e pelo interesse manifestado.

À minha família,
por todo apoio, em especial aqueles que me ajudaram no decorrer da dissertação.

O meu sincero agradecimento a todos.

Resumo

Uma prótese tem uma grande importância na vida de qualquer amputado, nomeadamente as transfemorais e transtibiais que permitem que o indivíduo se desloque. Os componentes destes sistemas são produzidos adaptando-os ao nível de mobilidade dos amputados. Esta dissertação estuda um dos componentes: a interface, fundamental para o conforto do amputado por assegurar o contacto entre o membro residual e a prótese.

O objetivo desta dissertação é verificar se é possível, num compósito com base em silicone e reforço em cortiça, variar as propriedades mecânicas do material da interface, alterando a concentração e a granulometria das partículas do reforço, de modo a que o material se adapte ao nível de mobilidade dos amputados. Adicionalmente foi realizado um estudo da variação das propriedades mecânicas do material com a fração mássica do agente de cura da matriz de silicone.

Foi necessário conceber um novo método de produção para obter o compósito com as partículas de cortiça uniformemente distribuídas no volume das amostras. Para determinar os parâmetros que caracterizam mecanicamente este material procedeu-se à realização de diversos ensaios quer em regime estático (compressão estática e relaxação) quer em regime dinâmico (compressão cíclica e vibração livre). Foi ainda necessário recorrer a uma análise granulométrica para calcular a fração volúmica do reforço, assim como a distribuição dos diâmetros equivalentes das duas granulometrias de cortiça utilizadas.

No ensaio de vibração livre recorreu-se a um oscilógrafo que nunca tinha sido utilizado para obter as propriedades mecânicas de um material. A verificação da adequação deste equipamento para este fim foi outro objetivo desta dissertação.

O processo experimental concebido para produzir o compósito e a técnica de análise da granulometria foram bem sucedidos. Foi possível concluir que a granulometria das partículas de cortiça, dentro da gama testada, não tem influência nas propriedades mecânicas do compósito. Nos ensaios de compressão estática e de relaxação observou-se uma diminuição da rigidez com o aumento da fração volúmica de cortiça. Os ensaios dinâmicos nada permitiram concluir sobre o efeito da variação da cortiça nas propriedades

viscoelásticas do material. Adicionalmente observou-se uma tendência semelhante em todos os ensaios na variação da rigidez com a fração mássica do agente de cura da matriz.

Palavras-chave: Interface, Viscoelasticidade, Compósito, Silicone, Cortiça.

Abstract

A prosthesis has a big importance in the day-to-day life of any amputee, especially the transfemoral and the transtibial which make the individual able to move. The components of these systems are produced in order to adapt to the mobility level of the amputee. In this work one of these components is studied: the interface, most important to the comfort of the amputee, because it provides the contact between the residual limb and the prosthesis.

The objective of this study is to verify if it is possible, using a composite with a matrice in silicone and the reinforcement in cork, to adjust the interface material mechanical properties, by changing the fraction and the granulometry of the reinforcements particles, in a way that allows the material to be adapted to the amputee mobility level. Furthermore, a study of the variation of the mechanical properties with the mass fraction of the matrice curing agent was performed.

A new method to produce the composite with the cork particles dispersed uniformly in the samples volume was designed. Several tests were carried out in order to obtain the parameters that define this material mechanically: static (static compression and relaxation) and dynamic (cyclic compression and free vibration). A granulometric analysis was needed to determine the reinforcement volume fraction, as well as the equivalent diameters distribution of the two cork granulometries.

In the free vibration test the oscillograph was used for the first time to obtain the mechanical properties of a material. Another objective of this work was to assess the suitability of this equipment for this purpose.

The experimental procedure designed to produce the composite and the granulometry analysis technique were successful. One conclusion was that the particle size of the cork particles, within the tested range, has no influence in the composite mechanical properties. Another, in the static compression and relaxation tests, was the decrease of the rigidity with the increasing cork volume fraction. The dynamic tests did not allow to reach any conclusion regarding the effect of different cork fractions on the material viscoelasticity

properties. In addition, a similar trend in all studies of the stiffness variation with the mass fraction of the matrice curing agent was detected.

Keywords: Interface, Viscoelasticity, Composite, Silicone, Cork.

Índice

Índice de Figuras	xi
Índice de Tabelas	xv
Simbologia e Siglas	xvii
Simbologia.....	xvii
Siglas	xviii
1. Introdução	1
2. Fundamentos teóricos	5
2.1. Viscoelasticidade	5
2.2. Ensaio mecânicos	8
3. Procedimentos experimentais	13
3.1. Processo de produção.....	13
3.1.1. Procedimento	13
3.2. Procedimentos de caracterização do material.....	17
3.2.1. Caracterização mecânica estática	17
3.2.2. Ensaio de compressão cíclica	19
3.2.3. Ensaio de vibração livre	21
3.2.4. Análise granulométrica.....	23
4. Análise e tratamento de dados	25
4.1. Ensaio de compressão estática	25
4.2. Ensaio de relaxação	27
4.2.1. Tratamento inicial dos dados experimentais	27
4.2.2. Modelos físicos.....	28
4.2.3. Aproximação matemática.....	31
4.3. Ensaio de compressão cíclica	33
4.4. Ensaio de vibração livre.....	37
4.4.1. Modelos	37
4.4.2. Estudo dos parâmetros que caracterizam o sistema	39
4.4.3. Estudo dos parâmetros que caracterizam a amostra.....	41
4.5. Análise granulométrica	42
5. Análise dos resultados	45
5.1. Análise granulométrica	45
5.2. Ensaio de compressão estática.....	47
5.2.1. Efeito da fração volumica de cortiça	47
5.2.2. Efeito da fração mássica do agente de cura	48
5.3. Ensaio de relaxação	49
5.3.1. Efeito da fração volumica de cortiça	50
5.3.2. Variação da fração mássica do agente de cura	51
5.4. Ensaio de compressão cíclica	52
5.4.1. Efeito da fração volumica de cortiça	52

5.4.2.	Efeito da fração mássica do agente de cura.....	53
5.5.	Ensaio de vibração livre	55
5.5.1.	Efeito da fração volúmica de cortiça.....	56
5.5.2.	Efeito da fração mássica do agente de cura.....	57
6.	Considerações finais.....	59
6.1.	Conclusões.....	59
6.2.	Trabalho Futuro	60
	Referências bibliográficas	61
	Anexo A	63

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1. Sistema de fixação de uma prótese (Kenney Orthopedics, n.d.).....	1
Figura 1.2. Níveis funcionais referentes à mobilidade de sujeitos amputados (DME).	3
Figura 2.1. Analogia entre materiais elásticos lineares e molas lineares (Özkaya <i>et al.</i> , 2012).....	6
Figura 2.2. Curvas de tensão-deformação do compósito com matriz PDMS e reforço de cortiça para várias velocidades de carregamento obtidas no âmbito da dissertação.	6
Figura 2.3. Analogia entre a componente viscosa dos materiais e um amortecedor (Özkaya <i>et al.</i> , 2012).....	7
Figura 2.4. Diagrama dos vetores de tensão (Brown, 2006).	9
Figura 2.5. Ciclos sinusoidais: (I) deformação; (II) tensão em fase; (III) tensão fora de fase; (IV) tensão total; δ ângulo de fase (Brown, 2006).	9
Figura 2.6. <i>Loop</i> de histerese (Brown, 2006).	10
Figura 2.7. Oscilógrafo de Yerzley: (a) equipamento; (b) registo do deslocamento (Brown, 2006).....	11
Figura 3.1. Mistura dos constituintes do compósito.....	14
Figura 3.2. Molde: (a) aberto; (b) fechado.	15
Figura 3.3. Agitador rotativo <i>Heidolph Reax 20</i>	16
Figura 3.4. Compósito extraído do molde e amostras obtidas.	16
Figura 3.5. Sistema de ensaios mecânicos <i>Shimadzu Autograph AG-X</i>	17
Figura 3.6. Compressão a velocidade constante.....	18
Figura 3.7. Ensaio de relaxação.....	19
Figura 3.8. Sistema de ensaios <i>Instron ElectroPulsTM E10000</i>	20
Figura 3.9. Curva de deslocamento do ensaio dinâmico de compressão.	21
Figura 3.10. Vista global do equipamento de ensaio de vibração livre.....	22
Figura 3.11. Sistema mecânico de ensaio de vibração livre.....	22
Figura 3.12. Sistema de análise granulométrica: (a) visualização e captura; (b) corte.	24
Figura 4.1. Curva tensão-deformação de um ensaio de compressão e a sua derivada.	25
Figura 4.2. Exemplo da aproximação por um modelo linear de uma curva de um ensaio de compressão.	26
Figura 4.3. Exemplo do registo de um ensaio de relaxação.	27

Figura 4.4. Representação esquemática do modelo de Maxwell.	28
Figura 4.5. Representação esquemática do SLS.	29
Figura 4.6. Representação esquemática do modelo de Wiechert com 2 elementos Maxwell.	30
Figura 4.7. Comparação entre os dados experimentais e as aproximações teóricas em relaxação.	31
Figura 4.8. Comparação entre os erros percentuais de cada modelo.	31
Figura 4.9. Exemplo da evolução típica das curvas de força-deslocamento resultantes do ensaio cíclico.	33
Figura 4.10. Representação esquemática do modelo de Kelvin-Voigt.	34
Figura 4.11. Representação esquemática do modelo modificado de Kelvin-Voigt.	35
Figura 4.12. Comparação entre curvas experimental e teórica de um ensaio dinâmico.	36
Figura 4.13. Representação esquemática dos modelos do sistema: (a) sem amostra; (b) com amostra.	38
Figura 4.14. Cálculo das constantes do sistema: (a) rigidez; (b) relação entre o deslocamento e a DP.	39
Figura 4.15. Curvas experimental e teórica da vibração livre do sistema sem amostra.	40
Figura 4.16. Curvas experimental e teórica da vibração livre do sistema com amostra.	42
Figura 4.17. Exemplo do tratamento de imagem de uma amostra: (a) original; (b) parte iluminada uniformemente; (c) após <i>Threshold</i> ; (d) análise de partículas.	43
Figura 5.1. Variação entre a fração volúmica e a fração mássica da cortiça para as duas granulometrias.	46
Figura 5.2. Histograma dos diâmetros equivalentes das granulometrias B e C.	47
Figura 5.3. Ensaio de compressão estática – variação do módulo de Young com a fração volúmica de cortiça.	48
Figura 5.4. Ensaio de compressão estática – variação do módulo de Young com a fração mássica do agente de cura.	49
Figura 5.5. Ensaio de relaxação – variação das propriedades viscoelásticas com a fração volúmica de cortiça: (a) E_0 ; (b) E_1 ; (c) coeficiente de viscosidade.	50
Figura 5.6. Ensaio de relaxação – variação das propriedades viscoelásticas com a fração mássica do agente de cura: (a) E_0 ; (b) E_1 ; (c) coeficiente de viscosidade.	51
Figura 5.7. Ensaio de compressão cíclica – variação das propriedades viscoelásticas com a fração volúmica de cortiça: (a) módulo de acumulação; (b) módulo de dissipação; (c) coeficiente de dissipação.	53
Figura 5.8. Ensaio de compressão cíclica – variação das propriedades viscoelásticas com a fração mássica do agente de cura: (a) módulo de acumulação; (b) módulo de dissipação; (c) coeficiente de dissipação.	54

Figura 5.9. Ensaio de vibração livre – variação das propriedades viscoelásticas com a fração volúmica de cortiça: (a) módulo de acumulação; (b) módulo de dissipação; (c) coeficiente de dissipação.....	56
Figura 5.10. Ensaio de vibração livre – variação das propriedades viscoelásticas com a fração mássica do agente de cura: (a) módulo de acumulação; (b) módulo de dissipação; (c) coeficiente de dissipação.....	57

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 2.1 Exemplos de modelos de viscoelasticidade (de Bever, 1992).....	7
Tabela 3.1. Parâmetros inseridos no <i>software</i> de compressão dinâmica.....	20
Tabela 3.2. Parâmetros inseridos no <i>software</i> de vibração.....	23
Tabela 4.1. Parâmetros do sistema sem amostra.	41
Tabela 5.1. Parâmetros de caracterização das granulometrias.	47

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

δ – Ângulo de fase

$\tan \delta$ – Coeficiente de dissipação

ε – Deformação

$\dot{\varepsilon}$ – Velocidade de deformação

η – Coeficiente de viscosidade

θ – Fração volúmica

μ – Média

ξ – Fator de amortecimento

σ – Tensão nominal

σ^* – Tensão resultante

σ' – Tensão em fase com a deformação

σ'' – Tensão fora de fase com a deformação

σ_{dp} – Desvio padrão

$\dot{\sigma}$ – Derivada da tensão em relação ao tempo

τ – Tempo de relaxação característico

ω – Frequência angular

A – Área transversal da amostra

B – Energia dissipada num ciclo

C – Coeficiente de amortecimento

D_{eq} – Diâmetro equivalente

E – Módulo de elasticidade

E^* – Módulo resultante

E' – Módulo de acumulação

E'' – Módulo de dissipação

f – Frequência

F – Força

i – Unidade imaginária

K – Constante de rigidez

l_0 – Espessura da amostra

m – Massa

t – Tempo

T – Período

x – Deslocamento

\dot{x} – Velocidade de deslocamento

Siglas

ASTM – American Society for Testing and Materials

DME – Directorate of Medical Education

DP – Diferença de potencial

EMQ – Erro médio quadrático

EP – Erro percentual

EPMA – Erro percentual médio absoluto

SLS – Modelo linear sólido standard (forma de Maxwell)

1. INTRODUÇÃO

As próteses transtibiais e transfemorais têm uma grande influência na qualidade de vida do indivíduo amputado (De Godoy *et al.*, 2002). Existem diversas causas que levam à amputação de parte do membro inferior. No entanto, as doenças vasculares (*e.g.* diabetes e a doença arterial periférica) e os traumas (*e.g.* acidentes de viação de guerra) são as principais causas, cerca de 99 %. Uma vez que em todo o mundo se estima que todos os anos são amputados mais de um milhão de pessoas (Advanced Amputee Solution LLC, 2012), torna-se muito importante o estudo dos componentes das próteses, com o objetivo de os melhorar e tornar o dia-a-dia dos amputados o mais normal possível.

Como representado na Figura 1.1, além da prótese que substitui a parte do membro amputado, existe um elemento chamado de interface que realiza o contacto entre o membro residual e a prótese. Nesta dissertação é realizado um estudo com foco na interface, sendo esta um elemento que funciona como uma “segunda pele” entre os tecidos moles do membro residual e a prótese, sendo fundamental para o conforto do amputado.

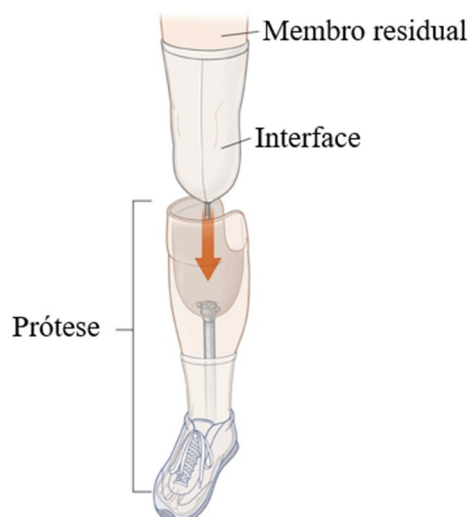


Figura 1.1. Sistema de fixação de uma prótese (Kenney Orthopedics, n.d.).

Os materiais usados nas interfaces têm de apresentar propriedades muito específicas:

- bio-inércia, para não surgirem reações alérgicas ou inflamatórias na pele de contacto;

- distribuição homogênea das pressões, de modo a não causar dor em pontos específicos do membro residual;
- amortecimento, para que os picos de carga não sejam demasiado elevados ou sentidos;
- redução do movimento relativo entre a pele e a interface, para minimizar a fricção e consoante aquecimento na área de contacto;
- aderência, para que a interface tenha a capacidade de se manter fixa ao membro residual.

Os materiais que conseguem cumprir estes requisitos pertencem à classe dos polímeros, sendo os mais utilizados os silicones e os poliuretanos. Estes materiais apresentam simultaneamente componentes elástica e viscosa, sendo por isso chamados de viscoelásticos.

Assim como as próteses, as propriedades mecânicas do material das interfaces também devem ser adaptadas à atividade física do dia-a-dia do amputado. Por exemplo, uma interface com um nível de amortecimento elevado apresenta um maior nível de conforto e é adequada a uma pessoa não muito ativa fisicamente. No entanto, para uma criança ou mesmo para um atleta de alta competição, um maior amortecimento implica uma maior quantidade de energia desperdiçada e, consoquentemente, um maior cansaço. Esta variação das propriedades de uma prótese consoante a atividade física do amputado levou a que a *Directorate of Medical Education* (DME) definisse os níveis funcionais, que classificam os componentes de sistemas de próteses consoante a mobilidade dos amputados para as quais foram desenvolvidas (DME, 2016). Esta escala, como representado na Figura 1.2, apresenta 5 níveis. Quanto mais intensa for a atividade física do amputado, maior é o nível funcional associado à mesma. Assim, para pessoas sem capacidade de se deslocar em segurança é atribuído o nível zero. Já o nível máximo é associado a pessoas com atividades físicas que implicam um grau de esforço maior do que a simples marcha.

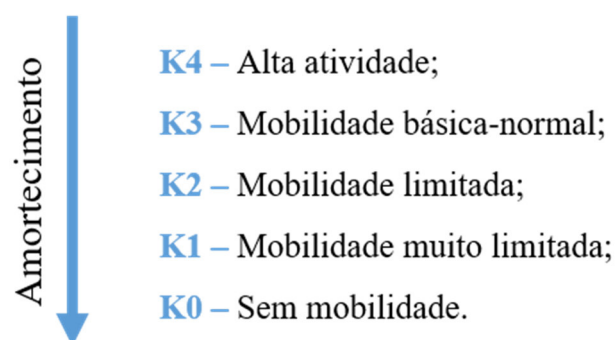


Figura 1.2. Níveis funcionais referentes à mobilidade de sujeitos amputados (DME).

O objetivo desta dissertação é verificar se, através de um compósito com base em silicone e reforço em cortiça, é possível variar as propriedades mecânicas do material da interface, alterando a concentração e a granulometria das partículas do reforço, de modo a que o material se adapte ao nível de mobilidade dos amputados. Adicionalmente foi realizado um estudo da variação das propriedades mecânicas do material com a fração mássica do agente de cura da matriz. Para obter os parâmetros que caracterizam mecanicamente este material procedeu-se à realização de diversos ensaios quer em regime estático quer em regime dinâmico, recorrendo um deles a um oscilógrafo. Outro objetivo desta dissertação é então verificar se este equipamento pode ser utilizado para obter as propriedades mecânicas do compósito, uma vez que este nunca foi utilizado para este fim.

Esta dissertação encontra-se dividida em seis capítulos. No primeiro efetua-se uma breve introdução ao tema, seguido do segundo onde são apresentados alguns conceitos teóricos sobre viscoelasticidade, assim como sobre os ensaios mecânicos normalmente utilizados neste tipo de materiais. No terceiro capítulo são apresentados os procedimentos experimentais utilizados tanto para produzir o compósito como para caracterizar as amostras obtidas. No quarto capítulo descreve-se a análise e tratamento dos dados obtidos experimentalmente e os modelos teóricos utilizados para descrever a resposta do material em cada ensaio mecânico aplicado. No quinto capítulo efetua-se a análise dos resultados obtidos através destes modelos e, por fim, no sexto capítulo são resumidas as conclusões globais desta dissertação, sendo ainda apresentadas as perspetivas para trabalho futuro. Também é parte integrante desta dissertação o anexo digital onde são apresentadas todas as análises efetuadas para cada amostra.

2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Uma vez que o compósito estudado nesta dissertação é um material viscoelástico, neste capítulo são apresentadas algumas noções teóricas deste conceito. Adicionalmente é enunciado de forma sucinta os ensaios mecânicos utilizados normalmente para este tipo de materiais.

2.1. Viscoelasticidade

A maior parte dos materiais estudados em engenharia apresentam um comportamento inicial elástico, como por exemplo a grande maioria dos metais. Na região elástica, a tensão (σ) é função apenas da deformação (ε), como apresentado na Equação (2.1).

$$\sigma = \sigma(\varepsilon) \quad (2.1)$$

Na situação mais habitual, os materiais apresentam um comportamento linear entre a tensão e a deformação na região elástica. Nestes casos aplica-se a lei de Hooke, definida na Equação (2.2), em que E representa o módulo de Young.

$$\sigma = E\varepsilon \quad (2.2)$$

Como se pode observar na Figura 2.1, é possível realizar uma analogia entre materiais elásticos lineares e molas lineares: a energia armazenada durante a fase de carregamento é igual à libertada quando a carga é removida. Em ambas as situações o comportamento é descrito por uma equação do tipo $y = mx$, mas enquanto no primeiro caso se relaciona a tensão com a deformação, no segundo relaciona-se a força com o deslocamento. As constantes de proporcionalidade são respetivamente o módulo de Young e a constante da mola e ambas são grandezas que avaliam a rigidez do material. Ou seja, quanto maior for o valor de E ou K , mais rígido será o material ou a mola, respetivamente.

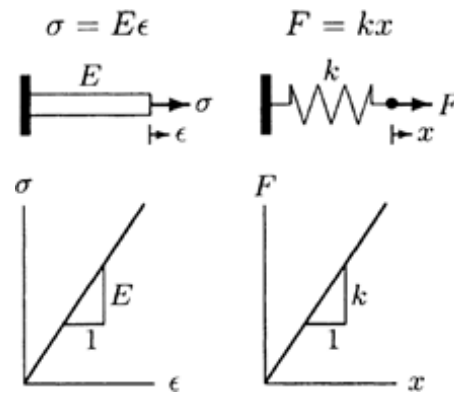


Figura 2.1. Analogia entre materiais elásticos lineares e molas lineares (Özkaya *et al.*, 2012).

O parâmetro tempo (t) não influencia os resultados obtidos nos materiais elásticos lineares. Este facto não se verifica quando se estuda outro tipo de materiais como em muitos plásticos e polímeros. Nestes casos, a curva de tensão-deformação obtida varia em função da velocidade de deformação ($\dot{\epsilon}$), como pode ser observado na Figura 2.2. Os materiais que apresentam estas características são chamados viscoelásticos, uma vez que para além da parte elástica apresentam uma componente viscosa característica dos fluidos. Deste modo a tensão passa a ser função da deformação e do tempo (Equação (2.3)).

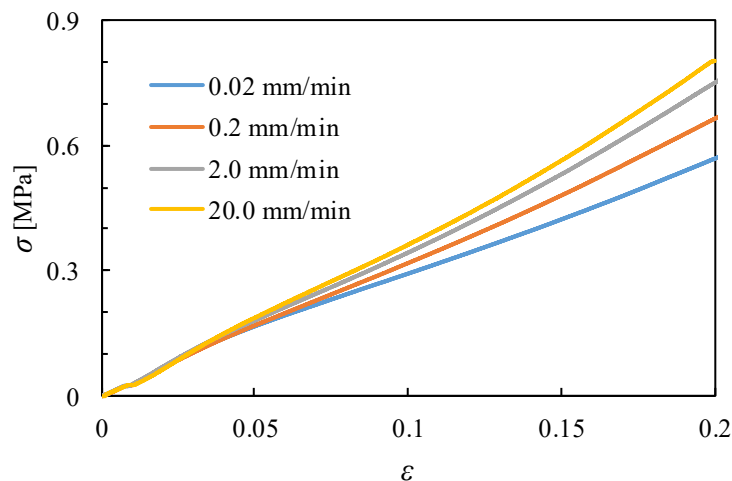


Figura 2.2. Curvas de tensão-deformação do compósito com matriz PDMS e reforço de cortiça para várias velocidades de carregamento obtidas no âmbito da dissertação.

$$\sigma = \sigma(\epsilon, t) \quad (2.3)$$

De forma semelhante à analogia realizada entre a parte elástica do material e uma mola, também se pode comparar a componente viscosa do material a um amortecedor,

como apresentado na Figura 2.3 (Özkaya *et al.*, 2012). O coeficiente de amortecimento (C) é a constante de proporcionalidade que relaciona a força com a velocidade de deslocamento, tal como o coeficiente de viscosidade (η) relaciona a tensão com a velocidade de deformação.

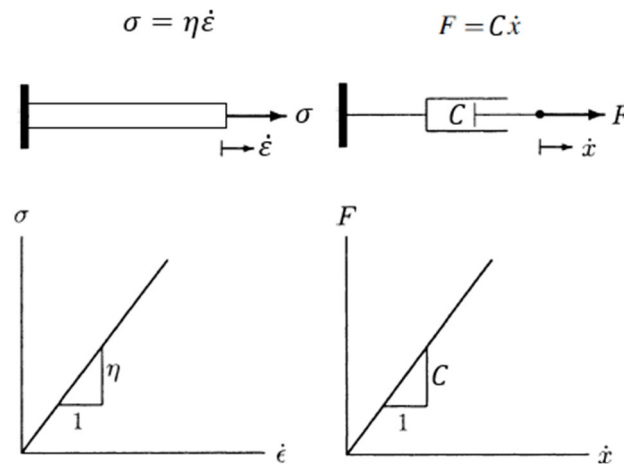





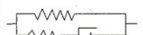


Figura 2.3. Analogia entre a componente viscosa dos materiais e um amortecedor (Özkaya *et al.*, 2012).

Deste modo, o comportamento mecânico dos materiais viscoelásticos pode ser representado por analogia com sistemas compostos por diferentes molas e amortecedores associados em série e/ou paralelo. Alguns exemplos destes sistemas encontram-se apresentados na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 Exemplos de modelos de viscoelasticidade (de Bever, 1992).

Model	Representation	Constitutive equation
Hooke (elastic)		$\sigma = E\epsilon$
Newton (viscous)		$\sigma = \eta\dot{\epsilon}$
Maxwell (viscoelastic)		$\frac{\sigma}{\eta} + \frac{\dot{\sigma}}{E} = \dot{\epsilon}$
Voight (viscoelastic)		$\sigma = E\epsilon + \eta\dot{\epsilon}$
Standard linear solid		$(1 + \frac{E_1}{E_2})\sigma + \frac{\eta}{E_2}\dot{\sigma} = E_1\epsilon + \eta\dot{\epsilon}$
Pointing Thomson		$\frac{\sigma(\eta + E_1)}{\eta} = \frac{(E_1 + E_2)\eta\dot{\epsilon} + E_1E_2\epsilon}{\eta}$

2.2. Ensaios mecânicos

Realizando diversos ensaios é possível obter as propriedades mecânicas mais adequadas a um determinado material, considerando um modelo viscoelástico específico.

Os ensaios mecânicos dividem-se em estáticos e dinâmicos. A principal diferença entre estes dois grupos de ensaios é que no primeiro a deformação é monotónica com velocidade de deformação constante e com valor reduzido, enquanto no segundo a velocidade de deformação é elevada e habitualmente aplicada de forma cíclica.

Uma vez que nesta dissertação as amostras são apenas solicitadas à compressão, neste capítulo apenas são descritos ensaios deste tipo.

Os ensaios estáticos tipicamente utilizados para estudar o comportamento viscoelástico dos materiais são os de relaxação e os de fluência. Nos ensaios de relaxação aplica-se subitamente uma deformação num provete e analisa-se a variação da tensão no tempo, mantendo-se a deformação inicial. Por outro lado, nos ensaios de fluência aplica-se uma tensão que se mantém constante e observa-se como a deformação varia ao longo do tempo.

Nesta dissertação optou-se por utilizar o primeiro tipo de ensaio de relaxação descrito, porque, como será demonstrado na secção 4.2.2, este permite uma análise mais simples dos dados experimentais.

Antes de analisar os métodos de ensaio dinâmicos normalmente utilizados, é importante dividi-los nas suas duas principais categorias: vibração livre, onde o material é colocado em oscilação e a amplitude dos sucessivos ciclos é cada vez menor devido à parte viscosa do material do provete, e vibração forçada, onde a onda de deformação é mantida com uma determinada amplitude por meios externos. Contudo, os ensaios dinâmicos apresentam as desvantagens de serem bastante complexos e terem custos de equipamentos relativamente elevados (Brown, 2006).

Nesta dissertação irá chamar-se ensaio cíclico para o tipo de teste em que a amostra é solicitada por uma onda sinusoidal de amplitude constante. Nestas condições a onda de deformação pode ser definida pela Equação (2.4), na qual ε_0 é o valor máximo de deformação e ω é a frequência angular.

$$\varepsilon = \varepsilon_0 \sin(\omega t) \quad (2.4)$$

Se o material se comportasse de um modo completamente elástico, a tensão teria um comportamento sinusoidal em fase com a onda de deformação aplicada. Uma vez que os

materiais utilizados neste ensaio apresentam uma componente viscosa, a tensão encontra-se adiantada em relação à deformação. Este avanço pode ser definido pelo ângulo de fase (δ).

Ao considerar que o vetor da tensão é constituído por duas componentes (Lakes, 2009) (Figura 2.4), uma em fase com a deformação responsável pela parte elástica do material (σ') e a outra fora de fase, com um ângulo de atraso de 90° , responsável pela parte viscosa (σ''), é possível representar as ondas sinusoidais apresentadas na Figura 2.5.

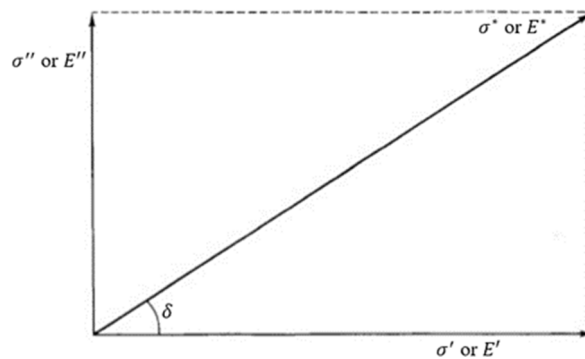


Figura 2.4. Diagrama dos vetores de tensão (Brown, 2006).

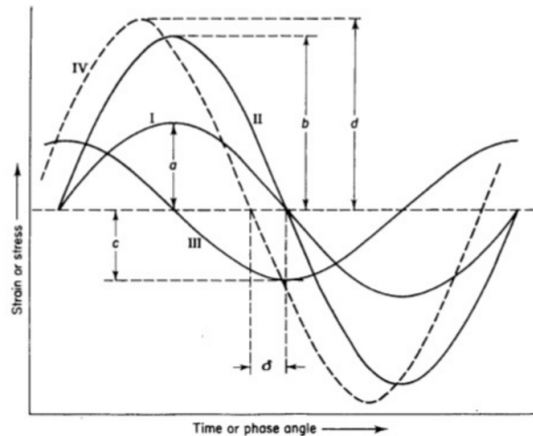


Figura 2.5. Ciclos sinusoidais: (I) deformação; (II) tensão em fase; (III) tensão fora de fase; (IV) tensão total; δ ângulo de fase (Brown, 2006).

A onda da tensão resultante destas duas componentes é definida pela Equação (2.5), em que σ_0^* é o valor máximo da tensão.

$$\sigma^* = \sigma_0^* \sin(\omega t + \delta) \quad (2.5)$$

Uma vez que o vetor da tensão resultante é composto por duas componentes, também é possível atribuir um módulo a cada uma delas, os quais, após serem multiplicados

por uma deformação, resultam em tensões. O módulo resultante (E^*) pode ser definido pela Equação (2.6), em que E' é o módulo de acumulação, responsável pela componente elástica, e E'' é o módulo de dissipação, responsável pela componente viscosa.

$$E^* = E' + iE'' \quad (2.6)$$

Com auxílio da Figura 2.4, também podem ser demonstradas as Equações (2.7) e (2.8).

$$E' = \frac{\sigma'}{\varepsilon_0} = \frac{\sigma_0^*}{\varepsilon_0} \cos \delta \quad (2.7)$$

$$E'' = \frac{\sigma''}{\varepsilon_0} = \frac{\sigma_0^*}{\varepsilon_0} \sin \delta \quad (2.8)$$

Desta forma, como apresentado na Equação (2.9), ao dividir o módulo de dissipação pelo módulo de acumulação obtém-se o coeficiente de dissipação ($\tan \delta$), que caracteriza a relação entre estes dois parâmetros, assim como também define o ângulo de atraso da tensão total relativamente à deformação (Brown, 2006).

$$\frac{E''}{E'} = \frac{\sin \delta}{\cos \delta} = \tan \delta \quad (2.9)$$

Num ensaio cíclico, quando se representa a força em função do deslocamento, ou a tensão em função da deformação, obtém-se um *loop* de histerese de forma elítica apresentado Figura 2.6.

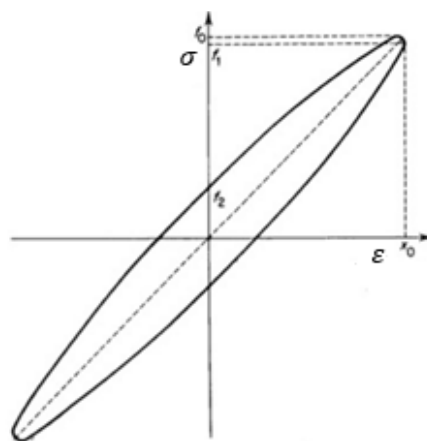


Figura 2.6. Loop de histerese (Brown, 2006).

Num ensaio de vibração livre o material é sujeito a ciclos sucessivos de deformação a uma frequência natural amortecida determinada pelas dimensões e

propriedades viscoelásticas do provete e pela inércia equivalente do sistema de ensaio. A partir da frequência de oscilação e do decréscimo da onda é possível deduzir as propriedades dinâmicas do espécime.

Este tipo de ensaio tem a vantagem de o equipamento ser mais simples, e com custos associados menores, do que o utilizado para ensaios de vibração forçada. No entanto existem várias desvantagens: o método é limitado a baixas amplitudes e para frequências diferentes é necessário mudar os parâmetros do sistema através de pesos e molas auxiliares (Brown, 2006).

Um dos equipamentos utilizados em ensaios de vibração livre é o oscilógrafo de Yerzley, representado na Figura 2.7 (a), que consiste numa viga horizontal que é posta em oscilação deformando o material a testar. Numa das pontas é fixada uma ferramenta de desenho que regista o deslocamento do sistema em função do tempo (Figura 2.7 (b)) numa folha de papel que se encontra em rotação com uma velocidade definida. É possível variar a inércia do sistema ao aplicar diferentes cargas em diversas posições na viga. De notar que este é o equipamento aprovado pela norma ASTM D 945 - 92 (2001) para determinar as propriedades viscoelásticas de um material a partir de um ensaio de vibração livre.

Neste trabalho utilizou-se um oscilógrafo menos complexo, apresentado posteriormente na secção 3.2.3, com aquisição de dados através de um sensor de deformação. No entanto este sistema de ensaios nunca foi utilizado para este tipo de testes, sendo então um dos objetivos desta dissertação verificar a seu rigor.

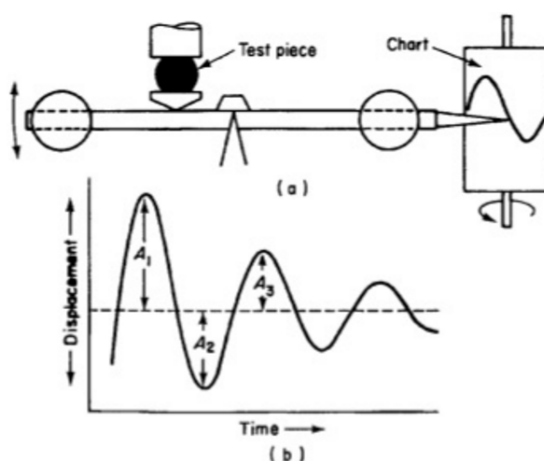


Figura 2.7. Oscilógrafo de Yerzley: (a) equipamento; (b) registo do deslocamento (Brown, 2006).

3. PROCEDIMENTOS EXPERIMENTAIS

Neste capítulo é apresentado o processo utilizado para produzir o compósito em condições satisfatórias, assim como os equipamentos e os procedimentos usados nos ensaios de caracterização do material.

3.1. Processo de produção

Ao delinear este método teve-se como principal objetivo que a distribuição da cortiça fosse uniforme no volume da amostra.

Uma vez que a base do compósito (silicone - PDMS) tem um valor de densidade muito mais elevado do que o da cortiça e o processo de cura à temperatura ambiente é bastante demorado, foi necessário definir um processo que evitasse que as partículas de cortiça ficassem predominantemente na parte superior da amostra. A solução encontrada para resolver este problema foi colocar o compósito num agitador rotativo durante o processo de reticulação. Contudo, de modo a ser possível utilizar este equipamento, mantendo a geometria da amostra é necessário que o recipiente que contém a amostra seja fechado. Assim, concebeu-se um molde em alumínio, cujos desenhos técnicos estão apresentados no Anexo A.

Outro problema encontrado durante o decorrer da produção das amostras foi a inclusão de bolhas de ar de diversas dimensões no compósito final. A otimização do processo de conceção do compósito permitiu que tanto o número como a dimensão média destas bolhas fosse diminuído. Porém, devido à elevada viscosidade da matriz durante o processamento (3500 MPa s tal como é indicado na informação do produto Dow Corning (2010)), cerca de $3,4 \times 10^9$ vezes a da água a 20°C, e ao facto de as partículas de cortiça apresentarem pequenas cavidades, não foi possível eliminar completamente estas bolhas.

3.1.1. Procedimento

A primeira fase deste processo é a determinação da massa dos diferentes constituintes do compósito: a base em PDMS, o agente de cura e a cortiça. O equipamento utilizado para executar esta tarefa foi uma balança de precisão.

Determina-se inicialmente a massa de silicone, uma vez que os valores da massa do agente de cura e da cortiça são calculados a partir deste.

Para manter a precisão, a mistura dos três componentes é realizada no recipiente que contém a matriz do compósito, devido à sua elevada viscosidade, como apresentado na Figura 3.1.



Figura 3.1. Mistura dos constituintes do compósito.

Após este procedimento coloca-se a mistura na parte inferior do molde, como indicado na Figura 3.2 (a), garantindo que a cavidade fique completamente preenchida. Se em vez deste método se escoasse a mistura pelo orifício da parte superior do molde (como testado numa fase inicial), obter-se-ia um material com uma distribuição de cortiça menos uniforme e um maior número de bolhas, devido, mais uma vez, à elevada viscosidade do fluido base.

De seguida fecha-se o molde, aparafusando a parte superior deste à inferior e, posteriormente, coloca-se a tampa de fecho (Figura 3.2 (b)). Deste modo o excesso de material, caso exista, pode ser retirado antes da etapa seguinte.

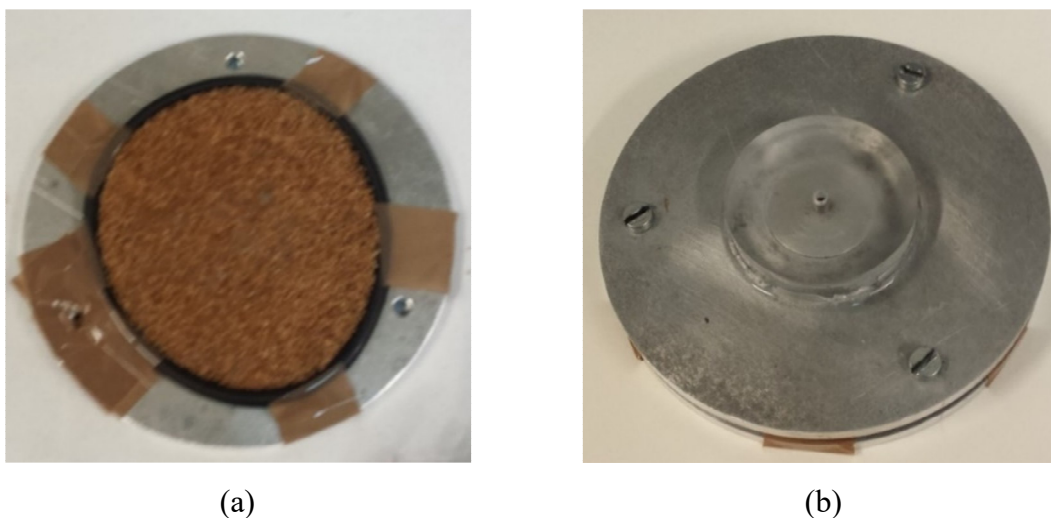


Figura 3.2. Molde: (a) aberto; (b) fechado.

Depois coloca-se o molde no agitador rotativo *Heidolph Reax 20* (Figura 3.3) durante 24 horas, a uma velocidade de rotação de 1 rpm e numa sala com temperatura controlada a 20°C.

Estes parâmetros foram definidos de forma a otimizar a qualidade final e o tempo de produção do compósito. A temperatura da sala é um valor fixo, uma vez que o equipamento se encontra num espaço partilhado por outros equipamentos. O valor da velocidade de rotação foi definido com base em testes prévios, para o material final apresentar uma boa distribuição da cortiça ao longo da espessura. Após algumas tentativas, observou-se que a duração de 24 horas era suficiente para obter um material com características satisfatórias.

De notar que, após esta etapa, o material da matriz ainda não reticulou completamente. Contudo, as partículas de cortiça já se encontram suficientemente “fixas” para que o movimento de rotação deixe de ser necessário. Assim, para a que o processo de cura fique completo, é ainda necessário colocar o recipiente numa estufa a 100°C durante 1 hora.



Figura 3.3. Agitador rotativo *Heidolph Reax 20*.

Após este processo, extrai-se o compósito do molde e obtêm-se as amostras para caracterização mecânica por corte com vazador. Este processo de corte é realizado numa prensa hidráulica de forma a obter uma geometria final perfeita. Os exemplares assim produzidos têm uma forma cilíndrica, com um diâmetro de 18 mm e uma espessura aproximada de 5 mm, que pode variar ligeiramente conforme a força de aperto e o volume da mistura inicial. Na Figura 3.4 é possível observar um dos compósitos obtidos a partir deste processo.



Figura 3.4. Compósito extraído do molde e amostras obtidas.

3.2. Procedimentos de caracterização do material

Os materiais foram caracterizados mecanicamente a partir de ensaios estáticos e dinâmicos. Com vista a analisar o tamanho médio das partículas de cortiça e o volume relativo que estas ocupam nas amostras, também se procedeu a uma análise granulométrica. Os tópicos desta subsecção estão ordenados pela ordem em que os testes foram realizados.

3.2.1. Caracterização mecânica estática

Foram realizados dois tipos de ensaios estáticos de compressão: um a uma velocidade de deformação constante e outro de relaxação, constituído por várias fases. Em ambos os tipos, a amostra não foi restringida radialmente e tentou-se minimizar a aplicação de pré-cargas.

Os ensaios foram realizados numa máquina de tração *Shimadzu Autograph AG-X* 1 kN, apresentada na Figura 3.5, e com auxílio do *software Trapezium X*, onde são inseridos os diferentes parâmetros de cada ensaio e é feita a recolha de dados.

A amostra foi comprimida entre placas metálicas de forma a que toda a área do material fosse carregada homogeneamente.



Figura 3.5. Sistema de ensaios mecânicos *Shimadzu Autograph AG-X*.

3.2.1.1. Ensaio de compressão a velocidade constante

Os parâmetros definidos para realizar este ensaio foram:

- A. velocidade de deslocamento: 0,2 mm/min;
- B. deslocamento máximo: 1 mm;
- C. taxa de aquisição de dados: 10 Hz.

Como as amostras têm uma espessura aproximada de 5 mm, com este valor de deslocamento obtém-se uma deformação máxima de cerca 20%. Este é o valor indicado pela norma ASTM D 945 - 92 (2001).

Este ensaio tem como objetivo minimizar a contribuição da parte viscosa do material. Por este motivo, a velocidade de deformação tem de ser bastante reduzida. Contudo, o tempo de ensaio também não deve ser elevado, devido ao elevado número de amostras a testar. Tendo em atenção estes dois pontos, definiu-se o valor de velocidade de deslocamento referido acima, o que resulta num tempo de ensaio de 5 minutos por amostra, como pode ser observado na Figura 3.6.

Com a taxa de aquisição de dados escolhida, o *software* tem de registar um valor de tempo, deslocamento e força a cada 0,1 s, não sobrecarregando excessivamente o ficheiro onde os dados são registados.

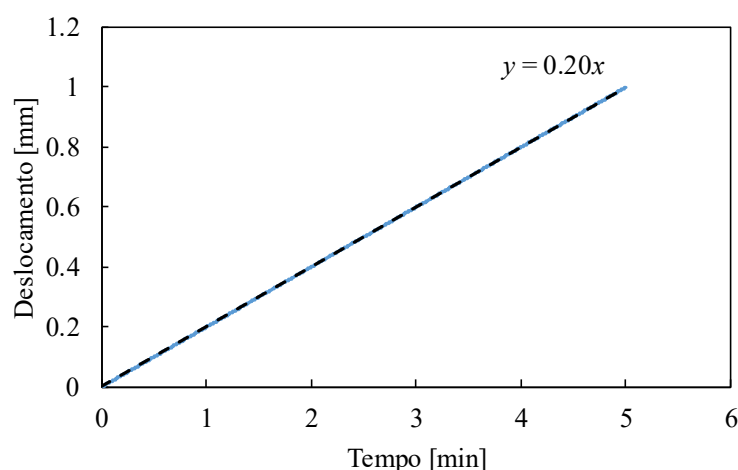


Figura 3.6. Compressão a velocidade constante.

3.2.1.2. Ensaio de relaxação

Este teste é composto por 3 fases distintas, como é apresentado na Figura 3.7. Na primeira, a amostra é comprimida 1 mm a uma velocidade de deslocamento de 40 mm/min. A importância do valor da velocidade é reduzida neste ensaio, uma vez que tem como único objetivo atingir o deslocamento desejado. É na segunda fase que são retirados os dados que irão caracterizar as propriedades do material deste ensaio: o punção mantém-se na mesma posição durante 2 minutos e observa-se a variação da força neste período de tempo. Na última fase o punção desloca-se à mesma velocidade da primeira, mas no sentido contrário, de forma a que a amostra deixe de estar carregada (3 mm acima da posição inicial).

A taxa de aquisição de dados utilizada neste ensaio é de 100 Hz.

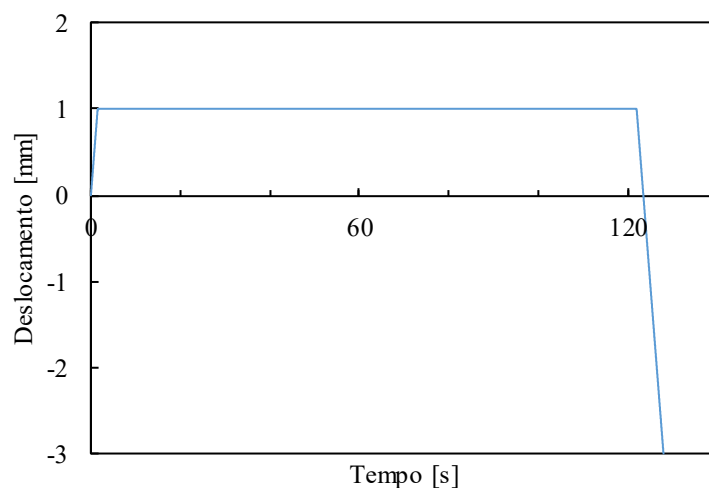


Figura 3.7. Ensaio de relaxação.

3.2.2. Ensaio de compressão cíclica

Com o objetivo de caracterizar o material em condições mais próximas da realidade, realizou-se um ensaio em que as amostras foram sujeitas a carregamentos e descarregamentos consecutivos.

O equipamento utilizado para realizar esta tarefa foi uma máquina de fadiga *Instron ElectroPulsTM E10000* (Figura 3.8), com uma capacidade de carga dinâmica até ± 10 kN.



Figura 3.8. Sistema de ensaios *Instron ElectroPuls™ E10000*.

Este ensaio é composto por duas fases: na primeira, com duração de 2 s, é aplicada uma pré-carga de 250 N e na segunda a amostra é sujeita aos ciclos de carga. A partir deste valor de força é possível estudar o material em condições de deformação limite semelhantes às utilizadas nos ensaios anteriores.

Tabela 3.1. Parâmetros inseridos no *software* de compressão dinâmica.

Frequência [Hz]	Amplitude [mm]	Nº de ciclos	Rigidez [N/mm]
10	0,2	5000	220

Os parâmetros que é necessário inserir no *software* de controlo (*Instron Console e WaveMatrix*) antes da realização dos ensaios estão apresentados na Tabela 3.1. A frequência e a amplitude caracterizam os ciclos de carregamento a que as amostras são sujeitas durante a 2ª fase do ensaio, como pode ser observado na Figura 3.9. Uma vez que a curva de força-deslocamento não sofre praticamente nenhuma alteração a partir dos 2000 ciclos, como irá ser analisado na secção 4.3, não é necessário efetuar um maior número de ciclos do que o definido. A rigidez é definida a partir dos ensaios estáticos de compressão a

velocidade constante, utilizada apenas para que o sistema se ajuste mais rapidamente às características do material.

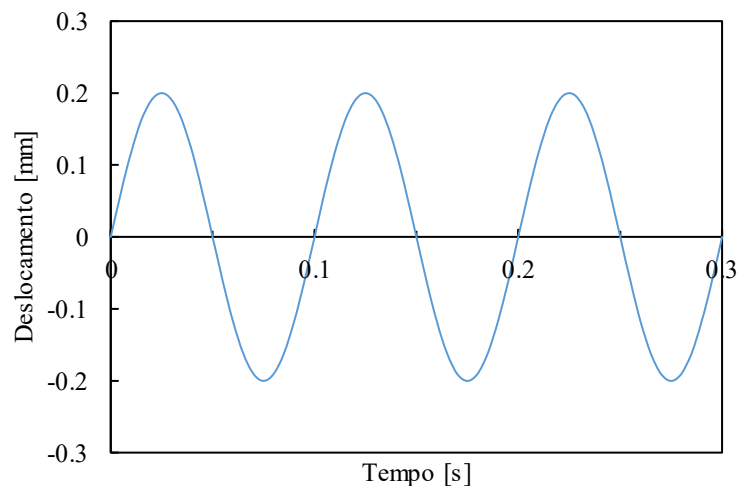


Figura 3.9. Curva de deslocamento do ensaio dinâmico de compressão.

3.2.3. Ensaio de vibração livre

Com este ensaio é possível retirar as propriedades do material a partir da sua vibração natural com recurso a um oscilógrafo. Apesar do teste dinâmico de compressão cíclica ser habitualmente mais realizado, este tipo de ensaio permite obter os resultados de uma forma muito mais simples, uma vez que não é necessário utilizar uma máquina de dimensão e custo elevados. Apesar deste tipo de avaliação ser validada pela norma ASTM D 945 - 92 (2001), o equipamento utilizado para esta dissertação não é o apresentado pelo documento oficial, e, assim, esta dissertação também tem como objetivo validar os resultados obtidos ao comparar as propriedades do material resultantes dos dois ensaios dinâmicos.

Na Figura 3.10 é apresentado o equipamento de ensaio:

- A) Sistema mecânico;
- B) Amplificador de sinal;
- C) Transdutor de sinal;
- D) Computador com *software PicoScope* instalado.

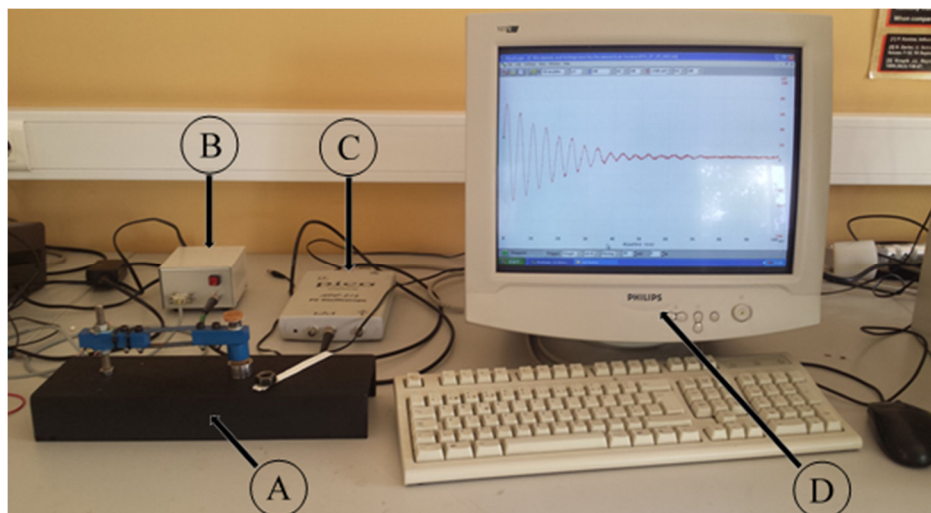


Figura 3.10. Vista global do equipamento de ensaio de vibração livre.

Na Figura 3.11 é possível observar o sistema mecânico em detalhe:

- 1) Oscilógrafo;
- 2) Material amortecedor;
- 3) Material de teste;
- 4) Apoio da amostra;
- 5) Baqueta;
- 6) Base do sistema mecânico.

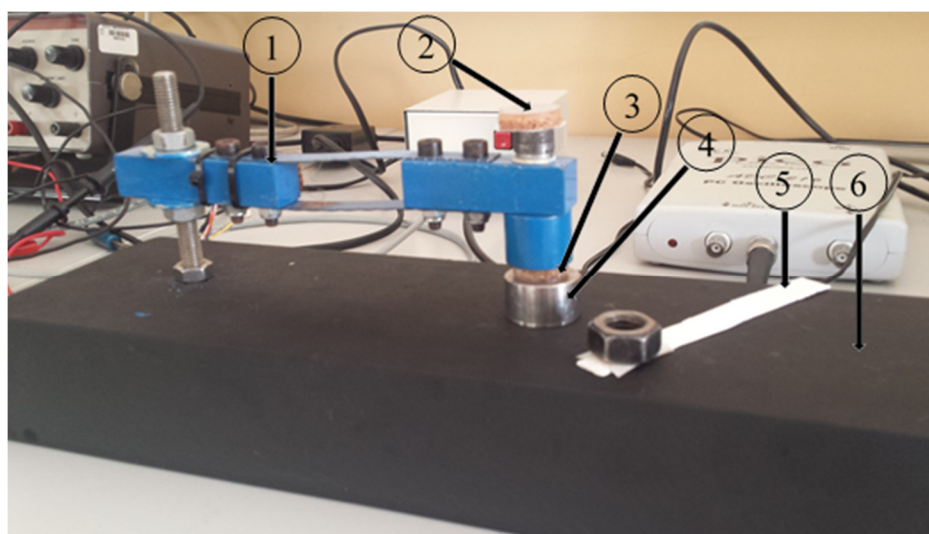


Figura 3.11. Sistema mecânico de ensaio de vibração livre.

O método experimental deste ensaio é bastante simples. Primeiro coloca-se a amostra entre o oscilógrafo e o apoio. A amostra deve estar sujeita a uma pequena compressão de modo a que durante o movimento de oscilação permaneça sempre comprimida.

O ensaio inicia-se ao dar uma pequena pancada com a baqueta no material amortecedor. Após a adição deste componente foi possível visualizar uma diminuição notória no ruído no sinal de saída (ondas de frequência muito maior do que a sinusoidal base).

O movimento de vibração é então transmitido para as duas chapas metálicas montadas em paralelograma, que funcionam como molas em paralelo. Na chapa inferior encontram-se colados sensores resistivos de deformação/tensão de película metálica que transformam o movimento obtido numa diferença de potencial. Após ser tratado pelo amplificador e pelo transdutor de sinal, este sinal chega finalmente ao computador onde está instalado o *software* de aquisição *PicoScope* onde o ensaio é registado.

De notar que neste programa, além de ser necessário fixar as escalas das abcissas e das ordenadas mais adequadas, respetivamente o tempo e a diferença de potencial, é também preciso definir o modo de captura dos dados. Estes parâmetros são apresentados na Tabela 3.2, onde na terceira coluna consta o valor que serviu de gatilho a partir do qual o movimento foi registado pelo *software*.

Tabela 3.2. Parâmetros inseridos no *software* de vibração.

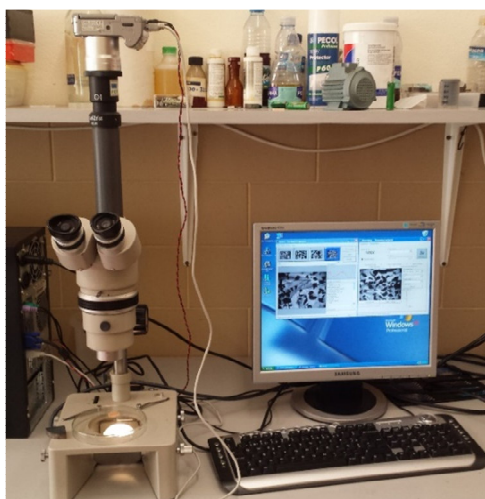
Intervalo de tempo [ms]	Escala de DP [mV]	Modo de captura
0 – 5	± 200	<i>Trigger</i> 20 mV

3.2.4. Análise granulométrica

Este procedimento tem como objetivo determinar a percentagem volúmica de cortiça em cada amostra e o diâmetro equivalente médio das duas granulometrias utilizadas. De forma a obter os dados necessários utiliza-se um microscópio ótico *Nikon SMZ-10*, onde está inserida uma câmara fotográfica *Canon PowerShot A620*, a qual realiza a captura das imagens. Este sistema encontra-se representado na Figura 3.12 (a).

Uma vez que a base do compósito é um silicone com um elevado índice de transparência, é possível visualizar as partículas de cortiça com auxílio da luz introduzida por transmissão, o que aumenta o contraste entre as partículas e a matriz. No entanto, devido à sobreposição das partículas na direção da espessura da amostra, foi necessário efetuar o corte de cada amostra de forma a obter lâminas finas. Para tal utiliza-se o equipamento apresentado na Figura 3.12 (b): a amostra é colocada por aperto na chapa furada de 1 mm de espessura e depois cortada enquanto é sujeita a uma leve compressão num torno manual.

Após obter a lâmina fina da amostra a analisar, coloca-se a mesma na base do microscópio sobre uma superfície transparente e captura-se a imagem, sendo a última transferida para o computador onde está instalado o *software* auxiliar de captura de imagem.



(a)



(b)

Figura 3.12. Sistema de análise granulométrica: (a) visualização e captura; (b) corte.

4. ANÁLISE E TRATAMENTO DE DADOS

No presente capítulo são apresentados as metodologias de análise e o tratamento de dados dos ensaios descritos na secção 3.2.

4.1. Ensaio de compressão estática

O *software* auxiliar do sistema de ensaios guarda automaticamente os valores de deslocamento, força e tempo numa folha de *Excel*. Como o objetivo deste ensaio é analisar a curva tensão-deformação, é suficiente analisar apenas os dois vetores correspondentes à força de compressão e ao deslocamento relativo das amarras.

Ao dividir cada valor de força pela área transversal da amostra (254 mm^2) obtém-se a tensão nominal (σ). A deformação nominal (ε) é obtida a partir da razão entre os valores de deslocamento e a espessura inicial, que variou ligeiramente conforme a amostra. Com estes dois novos vetores calculados, obtém-se a curva de tensão-deformação. Um exemplo de um dos gráficos obtidos encontra-se apresentado na Figura 4.1, onde é possível observar que, exceto na parte inicial da curva, a tensão varia linearmente com a deformação. Estas características foram visíveis em todos os ensaios realizados e, de forma a compreender melhor o comportamento do material neste ensaio, calculou-se a derivada numérica.

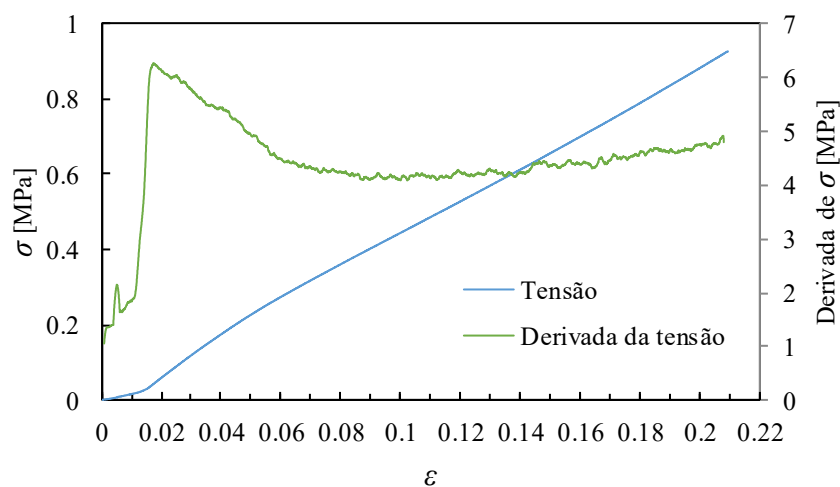


Figura 4.1. Curva tensão-deformação de um ensaio de compressão e a sua derivada.

Na Figura 4.1 é possível observar um declive da derivada bastante elevado antes de 0,02 de deformação, seguindo-se um ligeiro decréscimo até se tornar aproximadamente constante. Deste modo, nesta parte a curva de tensão-deformação apresenta um comportamento muito próximo do linear, podendo-se aplicar a lei de Hooke, definida na Equação (2.2).

A variação da parte inicial da curva pode ser explicada pela adaptação da superfície da amostra às placas de compressão. Assim, foi importante definir o ponto de deformação a partir do qual se considera os valores da curva para obter o valor do módulo de elasticidade E que melhor descreva o comportamento de cada material. Uma vez que o pico da derivada às vezes ocorre mais tardiamente do que o apresentado na Figura 4.1, considerou-se para todas as amostras a linearização da curva a partir do valor de deformação de 0,05.

Na Figura 4.2 é representada a aproximação realizada por um modelo linear para a curva de tensão-deformação da Figura 4.1.

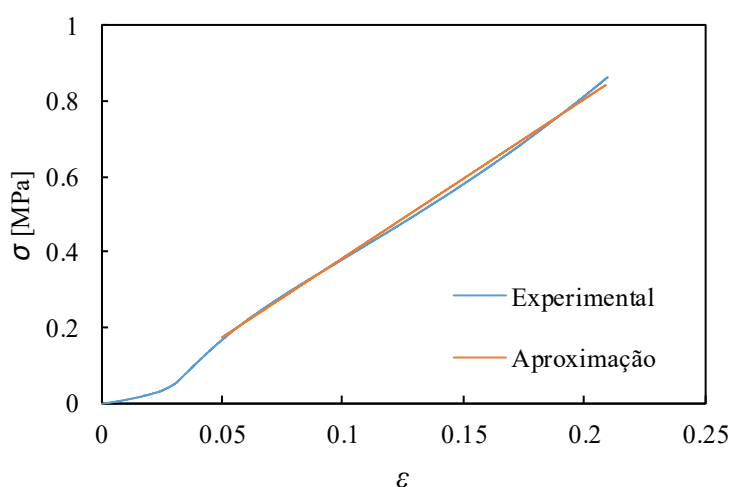


Figura 4.2. Exemplo da aproximação por um modelo linear de uma curva de um ensaio de compressão.

De forma a obter o módulo de Young mais adequado à amostra analisada, tenta-se aumentar ao máximo a exatidão da aproximação pelo modelo desenvolvido, minimizando o valor do erro percentual médio absoluto definido pela Equação (4.1), em que $\sigma_{exp,i}$ e $\sigma_{t,i}$ são valores de tensão obtidos de forma experimental e através da respetiva linha de regressão linear e n é o número total de valores analisados.

$$EPMA = \frac{\sum_i^n \left| \frac{\sigma_{t,i} - \sigma_{exp,i}}{\sigma_{exp,i}} \right|}{n} \times 100\% \quad (4.1)$$

4.2. Ensaio de relaxação

Na análise efetuada nesta subsecção seguiu-se o procedimento apresentado nos trabalhos de Roylance (2001) e Verhaar (2008).

4.2.1. Tratamento inicial dos dados experimentais

Como descrito na secção 3.2.1.2, e representado na Figura 4.3, o ensaio de relaxação é composto por 3 fases. Para obter as propriedades do material apenas é relevante a etapa em que a amostra está sujeita a deformação constante, no presente caso de 1 mm de alongamento de compressão (2ª fase). Assim, com o objetivo de obter a curva tensão-deformação a estudar, retiram-se os valores de força e de tempo em que o vetor de deslocamento permanece constante. Após esta tarefa, calcula-se a tensão dividindo cada valor de carga pela área transversal da amostra (254 mm²) e realiza-se uma translação no eixo do tempo de modo a que a curva comece em $t = 0$.

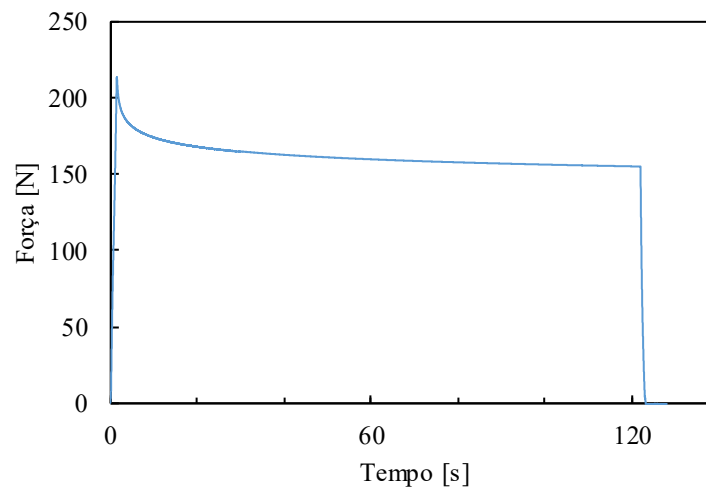


Figura 4.3. Exemplo do registo de um ensaio de relaxação.

4.2.2. Modelos físicos

São aqui apresentados os modelos estudados para este ensaio, assim como a equação respetiva quando a deformação é constante no tempo ($\varepsilon_t = \varepsilon_{t=0}$) e, consequentemente, a velocidade de deformação é nula ($\dot{\varepsilon} = 0$).

4.2.2.1. Modelo de Maxwell

Como é possível observar na Figura 4.4, este sistema viscoelástico é bastante simples, sendo constituído por uma mola e um amortecedor em série. Devido a este facto, tanto a parte elástica (e) como a viscosa (v) estão sujeitas à mesma tensão, enquanto a deformação resulta da soma das duas frações.



Figura 4.4. Representação esquemática do modelo de Maxwell.

Para se poder descrever o comportamento do sistema em apenas uma equação é necessário somar ambas as componentes da velocidade de deformação.

$$\dot{\varepsilon} = \dot{\varepsilon}_e + \dot{\varepsilon}_v = \frac{\dot{\sigma}}{E} + \frac{\sigma}{\eta} \quad (4.2)$$

Multiplicando ambos os membros pelo módulo de Young e realizando a substituição $\tau = \frac{\eta}{E}$ obtém-se a Equação (4.3).

$$E\dot{\varepsilon} = \dot{\sigma} + \frac{1}{\tau}\sigma \quad (4.3)$$

De notar que τ é o tempo de relaxação característico e o seu significado vai ser explicado mais à frente. Uma vez que a velocidade de deformação é nula, a Equação (4.3) pode ser simplificada.

$$\dot{\sigma} = -\frac{1}{\tau}\sigma \Leftrightarrow \frac{d\sigma}{dt} = -\frac{1}{\tau}\sigma \quad (4.4)$$

Ao separar as variáveis e ao integrar resulta na Equação (4.5).

$$\int_{\sigma_{t=0}}^{\sigma_t} \frac{d\sigma}{\sigma} = -\frac{1}{\tau} \int_0^t dt \Leftrightarrow \ln \sigma_t - \ln \sigma_{t=0} = -\frac{t}{\tau} \quad (4.5)$$

Deste modo obtém-se a Equação (4.6).

$$\sigma(t) = \sigma_{t=0} \exp(-t/\tau) \quad (4.6)$$

Ao considerar que a contribuição da parte viscosa do material é desprezável no instante inicial, pode-se definir a Equação (4.7).

$$\sigma_{t=0} = E\varepsilon \quad (4.7)$$

Deste modo, substituindo na Equação (4.6), resulta a Equação (4.8).

$$\sigma(t) = E\varepsilon \exp(-t/\tau) \quad (4.8)$$

Na Equação (4.9) é possível finalmente explicar o significado do tempo característico de relaxação: τ representa o tempo que a tensão demora a reduzir até $1/e$ do seu valor inicial, que corresponde a $E\varepsilon$, como referido na Equação (4.7).

$$\sigma_{t=\tau} = E\varepsilon \frac{1}{e} \quad (4.9)$$

4.2.2.2. Modelo linear sólido *standard* (forma de Maxwell) – SLS

Este sistema é composto por um elemento de Maxwell e uma mola em paralelo, como representado na Figura 4.5.

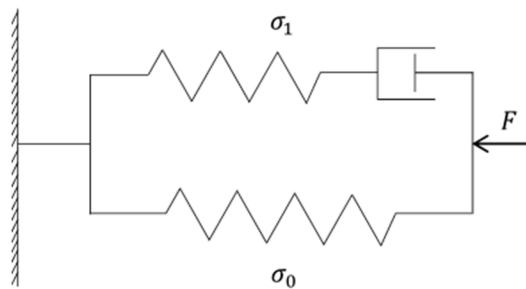


Figura 4.5. Representação esquemática do SLS.

Uma vez que as duas partes se encontram em paralelo, a tensão a que o modelo está sujeito é definida pela Equação (4.10).

$$\sigma_t = \sigma_0 + \sigma_1 \quad (4.10)$$

Como o ramo 0 apresenta apenas comportamento elástico, pode-se aplicar a lei de Hooke, definida na Equação (2.2). Já o ramo 1, uma vez que é semelhante ao modelo de Maxwell, é definido pela Equação (4.8). Substituindo estas duas fórmulas na Equação (4.10) obtém-se a Equação (4.11).

$$\sigma_t = E_0 \varepsilon + E_1 \varepsilon \exp(-t/\tau_1) \quad (4.11)$$

4.2.2.3. Modelo de Wiechert com 2 elementos de Maxwell

Este sistema, representado na Figura 4.6, é constituído por 3 ramos em paralelo: um elemento rígido e dois elementos de Maxwell.

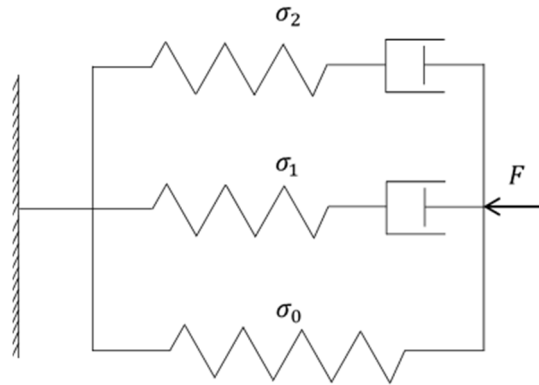


Figura 4.6. Representação esquemática do modelo de Wiechert com 2 elementos Maxwell.

Como a deformação que o material sofre é igual em todos os ramos do modelo, pode-se formular a Equação (4.12).

$$\sigma_t = \sigma_0 + \sigma_1 + \sigma_2 \quad (4.12)$$

A resolução da Equação (4.12) é semelhante à do modelo anterior (Equação (4.11)), sendo apenas necessário acrescentar a solução para um modelo de Maxwell (Equação (4.8)), o que resulta na Equação (4.13).

$$\sigma_t = E_0 \varepsilon + E_1 \varepsilon \exp(-t/\tau_1) + E_2 \varepsilon \exp(-t/\tau_2) \quad (4.13)$$

4.2.2.4. Modelo de Wiechert com 3 elementos de Maxwell

Este sistema viscoelástico é em tudo idêntico ao anterior, mas com a adição de mais um elemento de Maxwell em paralelo. Assim, partindo da Equação (4.12) e somando a componente da tensão relativa ao elemento Maxwell adicional, é possível formular a Equação (4.14).

$$\sigma_t = \sigma_0 + \sigma_1 + \sigma_2 + \sigma_3. \quad (4.14)$$

De modo análogo à Equação (4.13) obtém-se a Equação (4.15).

$$\sigma_t = E_0 \varepsilon + E_1 \varepsilon \exp(-t/\tau_1) + E_2 \varepsilon \exp(-t/\tau_2) + E_3 \varepsilon \exp(-t/\tau_3) \quad (4.15)$$

4.2.3. Aproximação matemática

De modo a analisar o modelo numérico que melhor se adequa às propriedades do material, efetua-se uma análise de ajuste exponencial com auxílio do programa *Origin*.

A Figura 4.7 compara a curva obtida após tratamento dos dados experimentais de uma amostra e as aproximações teóricas resultantes dos modelos físicos apresentados na secção 4.2.2. É possível observar que o modelo de Maxwell não se adapta à forma da curva experimental. Este facto é expectável porque o comportamento deste modelo viscoelástico é mais semelhante a um fluido do que a um sólido (Vincent, 1990). Quanto aos restantes modelos, é visível que se aproximam mais satisfatoriamente, nomeadamente os de Wiechert. Com o intuito de avaliar qual dos modelos é o mais adequado apresenta-se a Figura 4.8, onde se estuda a variação do erro percentual de cada lei ao longo do tempo de relaxação.

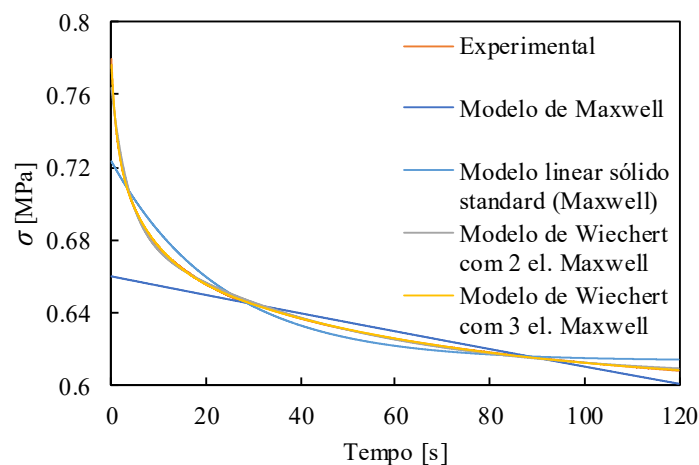


Figura 4.7. Comparação entre os dados experimentais e as aproximações teóricas em relaxação.

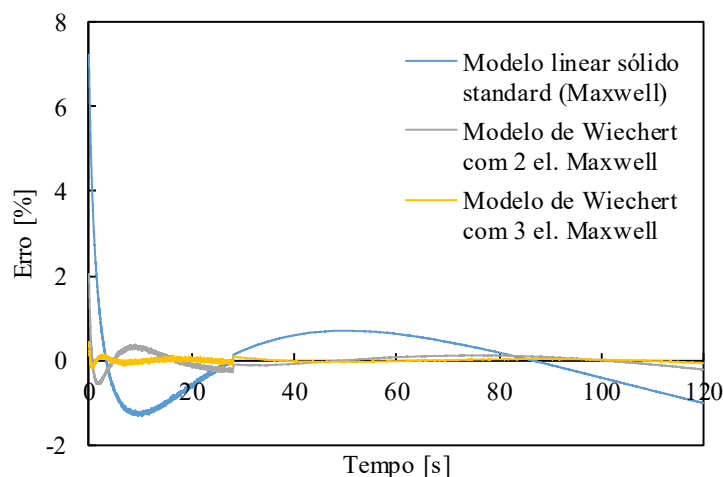


Figura 4.8. Comparação entre os erros percentuais de cada modelo.

Na Figura 4.8 é possível observar que quanto maior é o número de elementos de Maxwell, menor é o erro percentual ao longo da curva. Este é um resultado esperado uma vez que aumenta o número de parâmetros ajustáveis. Outra conclusão que é possível verificar é que as curvas se aproximam sempre pior nas fases inicial e final, o que é uma característica deste tipo de funções exponenciais (Verhaar, 2008).

Uma vez que o erro percentual é sempre inferior a 1 % utilizando o modelo de Wiechert com 3 elementos Maxwell, será utilizada esta lei para caracterizar o comportamento do material quando sujeito a uma deformação constante.

Contudo, este modelo apresenta uma grande desvantagem: como é composto por vários “amortecedores”, não é possível analisar de modo prático a variação da parte viscosa do material entre amostras.

Assim, realizam-se duas análises recorrendo ao:

- modelo de Wiechert com 3 elementos Maxwell, com o objetivo de caracterizar o comportamento do material em relaxação (Equação (4.16)), podendo os valores encontrados ser utilizados em programas de análise dinâmica computacional;

$$y = y_0 + A_1 \exp(-x/t_1) + A_2 \exp(-x/t_2) + A_3 \exp(-x/t_3) \quad (4.16)$$

- modelo linear sólido *standard* (Maxwell), com o intuito de comparar as propriedades do material entre amostras, representado pela Equação (4.17).

$$y = y_0 + A_1 \exp(-x/t_1) \quad (4.17)$$

De notar que as Equações (4.16) e (4.17) apresentam-se como no código utilizado pelo *Origin* para as leis escolhidas. Assim, para a segunda análise, é ainda necessário calcular os parâmetros que efetivamente caracterizam as propriedades do material: os módulos de Young E_0 e E_1 , o tempo de relaxação característico τ_1 e o coeficiente de amortecimento η_1 .

E_0 e E_1 são calculados com auxílio à Equação (4.7).

$$E_0 = \frac{y_0}{\varepsilon} \quad (4.18)$$

$$E_1 = \frac{y_1}{\varepsilon} \quad (4.19)$$

De notar que nas Equações (4.18) e (4.19) a deformação é constante: corresponde a um deslocamento de 1 mm, embora a respetiva deformação varie entre amostras consoante a sua espessura.

O tempo de relaxação caraterístico é retirado diretamente do código.

$$\tau_1 = t_1 \quad (4.20)$$

O coeficiente de amortecimento η_1 é calculado a partir de τ_1 e E_1 .

$$\tau_1 = \frac{\eta_1}{E_1} \Leftrightarrow \eta_1 = \tau_1 \times E_1 \quad (4.21)$$

Em ambas as análises o grau de aproximação das curvas teóricas é calculado a partir do erro percentual médio absoluto, descrito na Equação (4.1).

4.3. Ensaio de compressão cíclica

Após cada ensaio o *software* auxiliar da máquina de fadiga produz uma folha de *Excel* composta por 6 vetores: tempo total, tempo de ciclo, número de ciclo, fase, força e deslocamento.

Na Figura 4.9 é apresentado um exemplo da evolução das curvas de força-deslocamento com o número de ciclos. De notar que, devido ao primeiro estágio de pré-carga, as curvas não se encontram centradas nem nos eixos das ordenadas nem nos das abcissas. Nesta figura observa-se nitidamente o comportamento viscoelástico do material: as curvas são aproximadamente elípticas, sem as fases de carregamento e descarregamento estarem coincidentes. Contudo, não é possível observar viscoelasticidade em todo o *loop* de histerese, uma vez que a curva apresenta um comportamento linear em descarga, apesar da velocidade de deformação ser variável (solicitação sinusoidal). Como referido na secção 3.2.4, não se verificam claras diferenças nas curvas a partir dos 2000 ciclos.

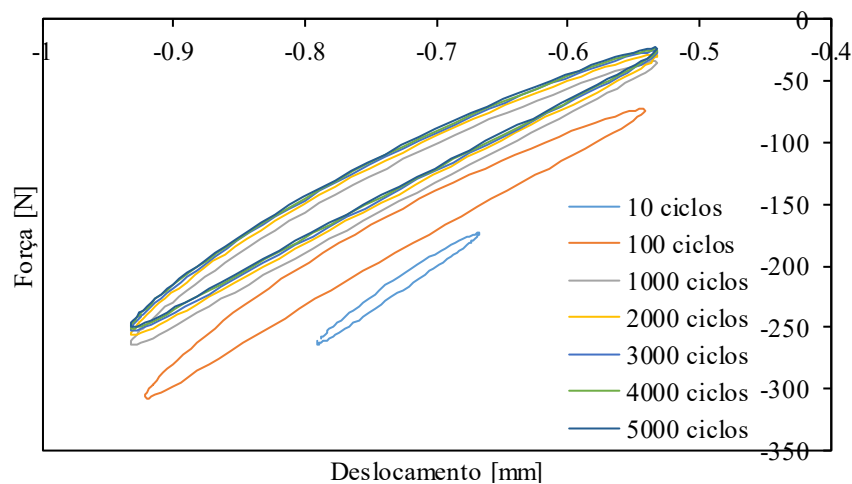


Figura 4.9. Exemplo da evolução típica das curvas de força-deslocamento resultantes do ensaio cíclico.

Para aproximar o comportamento viscoelástico das amostras, utilizou-se o modelo de Kelvin-Voigt, esquematizado na Figura 4.10. Este sistema viscoelástico é bastante simples, sendo constituído por dois ramos em paralelo: um responsável pela componente elástica do compósito e o outro pela componente viscosa. Deste modo é relativamente simples transpor os parâmetros do sistema calculados para propriedades do material que permitam comparações.

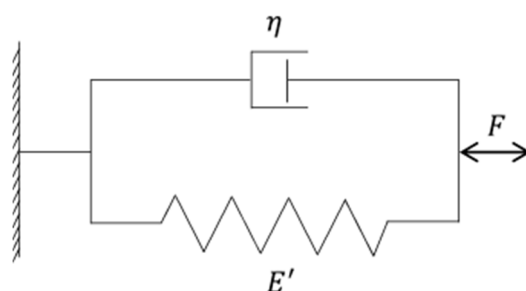


Figura 4.10. Representação esquemática do modelo de Kelvin-Voigt.

De notar ainda que ao adicionar outros elementos em série ao modelo de Kelvin-Voigt, a equação que descreveria o comportamento do sistema resultante iria ser composta por elementos da Equação (4.3), que resulta do modelo de Maxwell. Como neste tipo de ensaios a velocidade de deformação é variável, é particularmente complicado analisar simultaneamente a variação da derivada da tensão no tempo.

Uma vez que o modelo é constituído apenas por dois ramos em paralelo, as partes elástica e viscosa do sistema estão ambas solicitadas ao mesmo valor de deformação, que é igual ao valor de deformação total da amostra. Assim, a tensão total resulta da soma de ambas as componentes viscoelásticas e pode ser descrita pela Equação (4.22), onde E' é o módulo de acumulação, $\varepsilon(t)$ é a função de variação sinusoidal da deformação, η é o coeficiente de viscosidade e $\dot{\varepsilon}(t)$ a lei de variação da velocidade de deformação.

$$\sigma = E' \varepsilon(t) + \eta \dot{\varepsilon}(t) \quad (4.22)$$

Como pode ser observado na Figura 4.9, na zona em descarga as curvas de força-deslocamento apresentam um comportamento linear, apesar da velocidade de deformação não ser constante. Deste modo, uma vez que apenas se verifica comportamento viscoelástico durante a compressão, é proposto o modelo apresentado na Figura 4.11 (Cavaco *et al.*, 2015; Ferreira, 2014).

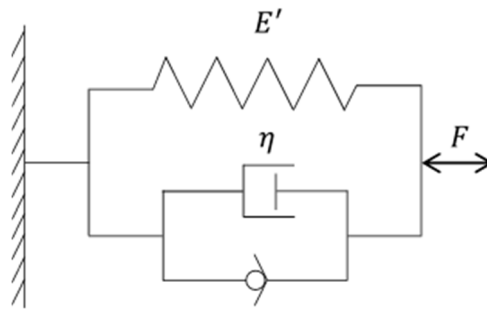


Figura 4.11. Representação esquemática do modelo modificado de Kelvin-Voigt.

Enquanto o amortecedor e a mola são solicitados durante a compressão ($\dot{\varepsilon}(t) < 0$), em descarga ($\dot{\varepsilon}(t) > 0$) apenas a mola atua, podendo o comportamento do sistema ser descrito pela Equação (4.23).

$$\begin{cases} \sigma = E' \varepsilon(t) + \eta \dot{\varepsilon}(t), & \text{se } \dot{\varepsilon}(t) < 0 \\ \sigma = E' \varepsilon(t), & \text{se } \dot{\varepsilon}(t) > 0 \end{cases} \quad (4.23)$$

Para obter as propriedades que melhor caracterizam a amostra, é necessário primeiro definir o ciclo da curva a analisar. Uma vez que os dados experimentais demonstram uma clara tendência de estabilização (Figura 4.9), escolhem-se os valores do ciclo 5000, o último do ensaio. Uma vez retirados estes dados, centra-se a curva retirando a pré-carga e obtém-se a velocidade de deformação a partir da derivada numérica dos valores de deformação. Após esta tarefa são calculadas as leis experimentais de variação temporal das grandezas:

- tensão de compressão, dividindo cada valor de força pela área da secção transversal da amostra;
- deformação, efetuando a razão do respetivo valor de deslocamento pela espessura de cada amostra.

A partir das Equações (4.23) é possível ajustar os parâmetros E' e η mais adequados à curva de cada amostra, usando como medida da qualidade de aproximação o erro quadrático, como apresentado na Figura 4.12.

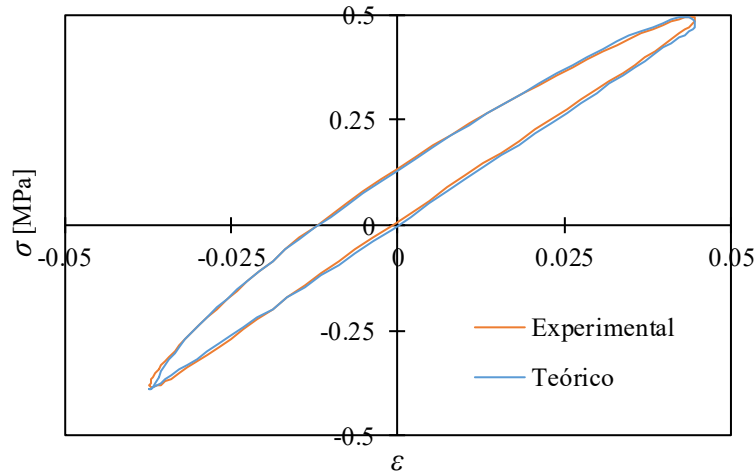


Figura 4.12. Comparação entre curvas experimental e teórica de um ensaio dinâmico.

Poder-se-iam descrever as propriedades do material de diversos modos, no entanto é usual utilizar dois módulos: E' (módulo de acumulação ou elástico) e E'' (módulo de dissipação), como referido na secção 2.2. Enquanto o primeiro caracteriza a parte elástica do material e é obtido diretamente da Equação (4.23), o segundo é responsável pela parte viscosa e é calculado a partir da Equação (4.24), em que ω é a frequência angular da onda sinusoidal de solitação e pode ser determinada pela Equação (4.25), onde f é a frequência normal da onda (10 Hz).

$$E'' = \eta\omega \quad (4.24)$$

$$\omega = 2\pi f \quad (4.25)$$

A partir destes dois módulos, é ainda possível obter o coeficiente de dissipação $\tan \delta$ definido pela Equação (4.26).

$$\tan \delta = \frac{E''}{E'} \quad (4.26)$$

Como anteriormente referido, os valores de E'' e E' são obtidos de forma a minimizar o valor do erro médio quadrático descrito pela Equação (4.27), em que $\sigma_{\text{exp},i}$ e $\sigma_{\text{t},i}$ são valores de tensão obtidos de forma experimental e através do modelo viscoelástico utilizado e n o número total de valores analisados. Note-se que este não é o critério de erro que depois é utilizado para avaliar o grau de ajuste do modelo, apenas é necessário para aproximar o mais possível a curva criada a partir do modelo teórico à curva experimental.

$$EMQ = \frac{\sum_i^n (\sigma_{t,i} - \sigma_{exp,i})^2}{n} \quad (4.27)$$

O outro modo de verificar o erro, para cada amostra, entre as duas curvas, consiste em comparar os valores da energia dissipada por ciclo. É possível obter este valor a partir da área da semi-elipse descrita em termos de força e deslocamento, respetivamente nos eixos das ordenadas e abscissas, como descrito na Equação (4.28), em que B é a energia dissipada num ciclo e F é a força exercida sobre a amostra.

$$B = \oint F dx \quad (4.28)$$

A curva de força-deslocamento experimental e a curva calculada através do modelo modificado de Kelvin-Voigt são avaliadas após uma translação na vertical de 200 N. Adicionar este valor às curvas facilita o processo de cálculo seguinte, uma vez que deixam de existir valores negativos no eixo das ordenadas. As áreas das semi-elipses são calculadas realizando a diferença entre as áreas que se encontram por baixo das curvas superior e inferior. Matematicamente isto pode ser realizado com a regra dos trapézios, descrita pela seguinte Equação (4.29), em que a e b são os pontos onde o deslocamento é máximo na direção positiva e negativa.

$$B = \int_a^b F dx = \sum_i^n \frac{(F(x_i) + F(x_{i+1}))(x_i - x_{i+1}))}{2} \quad (4.29)$$

Após o cálculo da energia dissipada durante a curva experimental (B_{exp}) e através do modelo físico (B_t), calcula-se o erro percentual a partir da Equação (4.30).

$$EP = \frac{B_t - B_{exp}}{B_{exp}} \times 100\% \quad (4.30)$$

4.4. Ensaio de vibração livre

4.4.1. Modelos

Em primeiro lugar é necessário introduzir os modelos de vibração livre utilizados, que são esquematizados na Figura 4.13, onde os índices s e m representam respetivamente parâmetros relativos ao sistema mecânico (oscilógrafo) e à amostra a testar.

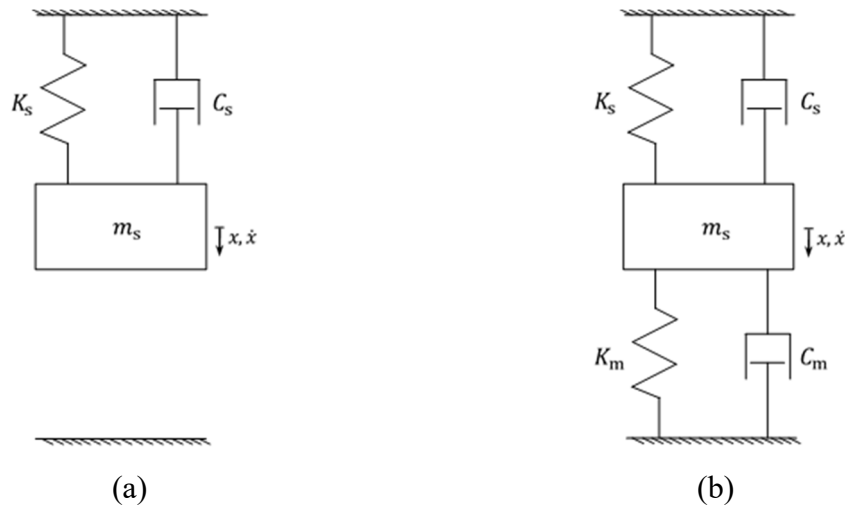


Figura 4.13. Representação esquemática dos modelos do sistema: (a) sem amostra; (b) com amostra.

O modelo (b), ao contrário do modelo (a), é constituído por duas constantes de rigidez e de amortecimento. Ao realizar a análise inversa obtém-se apenas um valor para o parâmetro de rigidez e outro para o amortecimento, que descrevem globalmente o modelo (b), podendo estes parâmetros serem chamados de equivalentes (eq).

Como é possível observar no modelo (b), quando a massa m_s é solicitada, ambas as componentes que representam a rigidez ficam sujeitas ao mesmo deslocamento (x) e as componentes que representam viscosidade à mesma velocidade (\dot{x}), ou seja, estes componentes comportam-se como molas e amortecedores associados em paralelo.

Com auxílio das Equações (4.31) a (4.33) determina-se a constante equivalente de rigidez do modelo (Kurka, 2015).

$$F = K_s x + K_m x \quad (4.31)$$

Uma vez que todo o sistema sofre o mesmo deslocamento, pode-se definir a Equação (4.32).

$$F = K_{eq} x \quad (4.32)$$

Substituindo a Equação (4.32) na (4.31) e dividindo ambos os membros por x obtém-se a Equação (4.33).

$$K_{eq} = K_s + K_m \quad (4.33)$$

O mesmo raciocínio pode ser realizado para o coeficiente de amortecimento equivalente do modelo, substituindo nas equações o deslocamento pela velocidade, de onde resulta a Equação (4.34).

$$C_{eq} = C_s + C_m \quad (4.34)$$

4.4.2. Estudo dos parâmetros que caracterizam o sistema

De forma a definir a constante de rigidez do sistema e, simultaneamente, a relação entre os valores de deslocamento e de diferença de potencial obtidos a partir do equipamento de ensaio, aplicam-se 5 cargas diferentes na zona do oscilógrafo que entra em contacto com a amostra e anotam-se os valores de deslocamento e de diferença potencial respetivos. A partir dos primeiros, medidos com um sensor de deslocamento (relógio comparador), obtém-se o gráfico apresentado na Figura 4.14 (a), de onde se calcula o valor da constante de rigidez do sistema através de uma regressão linear. A partir dos valores de deslocamento e da diferença de potencial (DP) obtém-se o gráfico da Figura 4.14 (b), de onde, do mesmo modo, se retira a relação entre estes parâmetros.

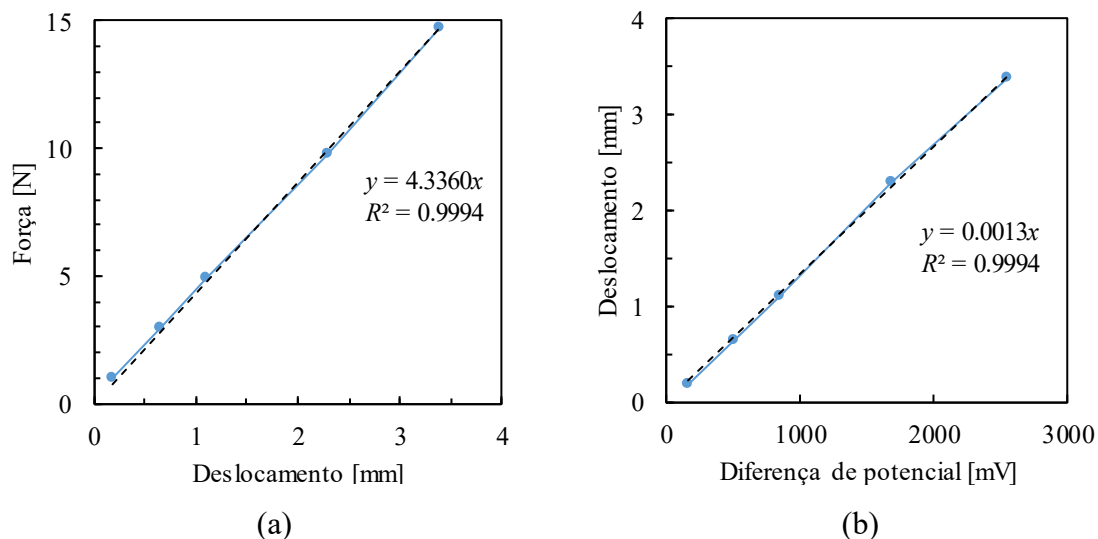


Figura 4.14. Cálculo das constantes do sistema: (a) rigidez; (b) relação entre o deslocamento e a DP.

Na Figura 4.15, que representa a resposta do oscilógrafo em vibração livre após ser sujeita a um determinado deslocamento, observa-se que o modelo de estudo se comporta

como um sistema subamortecido e, como tal, a sua resposta pode ser representada pela seguinte Equação (4.35) (Kurka, 2015), em que ξ é o fator de amortecimento, ω_n é a frequência angular natural, ω_a é a frequência angular natural amortecida e x_0 e \dot{x}_0 são os valores de deslocamento e de velocidade no instante inicial.

$$x(t) = e^{-\xi\omega_n t} \left[x_0 \cos(\omega_a t) + \frac{\dot{x}_0 + \xi\omega_n x_0}{\omega_a} \sin(\omega_a t) \right] \quad (4.35)$$

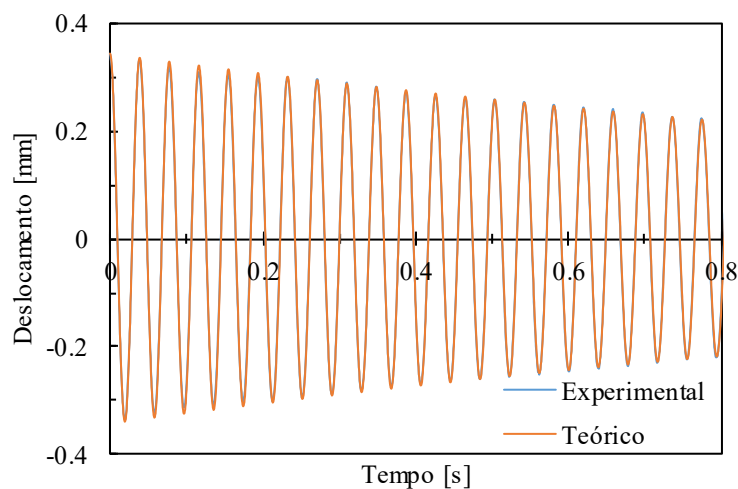


Figura 4.15. Curvas experimental e teórica da vibração livre do sistema sem amostra.

Os resultados obtidos a partir do ensaio estão agrupados em dois vetores: tempo e diferença de potencial. Em primeiro lugar realiza-se uma translação no eixo do tempo (abcissas) de forma a que a onda no instante inicial esteja num ponto de amplitude máxima. Deste modo é possível retirar da Equação (4.35) a constante \dot{x}_0 , uma vez que nos pontos de deslocamento absoluto máximo a velocidade é nula. Quanto ao segundo vetor é necessário multiplicar cada valor pela constante apresentada na Figura 4.14 (b) ($1,34 \times 10^{-6}$ m/mV). Adicionalmente é preciso centrar a curva no eixo da ordenadas, de forma a que apresente simetria no eixo das abcissas.

Com todas as mudanças dos dados experimentais realizadas, já se pode proceder à análise inversa e determinar os parâmetros do modelo teórico que melhor se lhe adequam: o período T_a e o fator de amortecimento ξ . De facto, a partir destas duas constantes é possível calcular as restantes variáveis da Equação (4.35).

A frequência natural amortecida e a frequência natural podem ser calculadas a partir das Equações (4.36) e (4.37).

$$\omega_a = \frac{2\pi}{T_a} \quad (4.36)$$

$$\omega_n = \frac{\omega_a}{\sqrt{1 - \xi^2}} \quad (4.37)$$

Após o cálculo destas frequências, já se podem obter os restantes parâmetros que caracterizam o modelo sem amostra: a massa (M_s) e o coeficiente de amortecimento (C_s).

$$m_s = \frac{K_s}{\omega_n^2} \quad (4.38)$$

$$C_s = 2\xi m_s \omega_n \quad (4.39)$$

Deste modo obtêm-se os valores das constantes que caracterizam o sistema, que se encontram listados na Tabela 4.1.

Tabela 4.1. Parâmetros do sistema sem amostra.

m_s [kg]	K_s [N/m]	C_s [Ns/m]
0,16	4336	0,18

4.4.3. Estudo dos parâmetros que caracterizam a amostra

A Figura 4.16 representa as curvas obtidas ao realizar um ensaio com a amostra em compressão. Para obter a onda descrita através do modelo físico utilizado, é necessário realizar um processo muito semelhante ao procedido na secção 4.4.2, seguindo as Equações (4.35), (4.36), (4.37) e (4.39). Ainda é necessário utilizar a Equação (4.38), mas colocando a constante de rigidez em evidência. De notar que os parâmetros obtidos são os equivalentes do sistema e, para obter a constante de rigidez e o coeficiente de amortecimento da amostra, é necessário usar Equações (4.40) e (4.41).

$$K_m = K_{eq} - K_s \quad (4.40)$$

$$C_m = C_{eq} - C_s \quad (4.41)$$

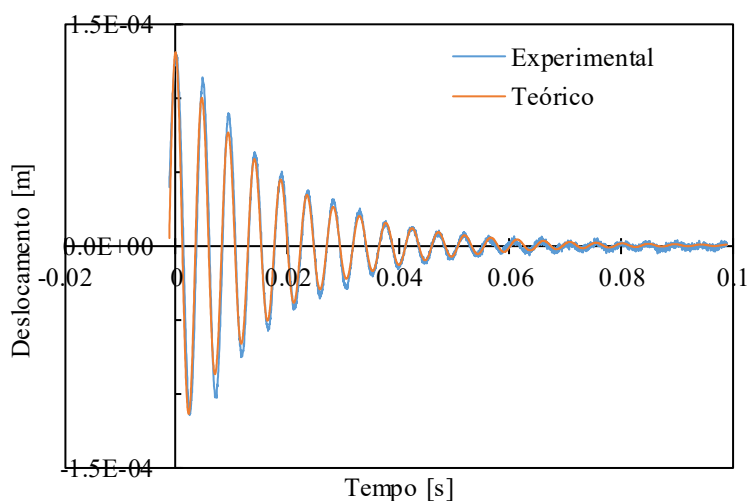


Figura 4.16. Curvas experimental e teórica da vibração livre do sistema com amostra.

Os resultados obtidos para K_m e C_m são muito superiores a K_s e C_s : 60 e 100 vezes maiores respetivamente. Assim sendo, as constantes obtidas para o modelo que representa apenas o oscilógrafo poderiam ser desprezadas.

A unidade utilizada para a rigidez até este momento foi [N/m]. Para determinar o módulo de acumulação utiliza-se a Equação (4.42), em que l_0 e A são a espessura e a área transversal iniciais da amostra.

$$E' = \frac{K_s l_0}{A} \quad (4.42)$$

O módulo de dissipação é calculado a partir do coeficiente de amortecimento, como é apresentado na Equação (4.43).

$$E'' = \frac{C_s l_0}{A} \omega_a \quad (4.43)$$

Seguindo a Equação (4.26) calcula-se o coeficiente de dissipação $\tan \delta$.

Neste ensaio o grau de aproximação das curvas teóricas é calculado a partir do erro percentual médio absoluto, descrito na Equação (4.1).

4.5. Análise granulométrica

O *software* utilizado nesta análise é o *ImageJ*, um programa de processamento de imagem de acesso livre. Iniciado o tratamento da imagem de uma determinada amostra (Figura 4.17 (a)), é necessário determinar a escala a utilizar, que permite definir o tamanho

real das partículas e a área total da imagem (A_{total}). Uma vez que todas as fotografias foram capturadas com o microscópio nas mesmas condições, esta escala é constante: 185 pixels/mm. Desta imagem é retirada uma parte aproximadamente iluminada de forma uniforme, como representado na Figura 4.17 (b).

Com auxílio do comando *Threshold*, o programa determina os pixels que apresentam um determinado valor de intensidade escolhido pelo utilizador e transforma-os em negros, tornando os restantes brancos (Figura 4.17 (c)). Este comando faz com que seja possível aplicar a ferramenta *Analyse Particles*, que mostra os fragmentos analisados, como é possível observar na Figura 4.17 (d) e indica a área de cada um destes (A_{pi}).

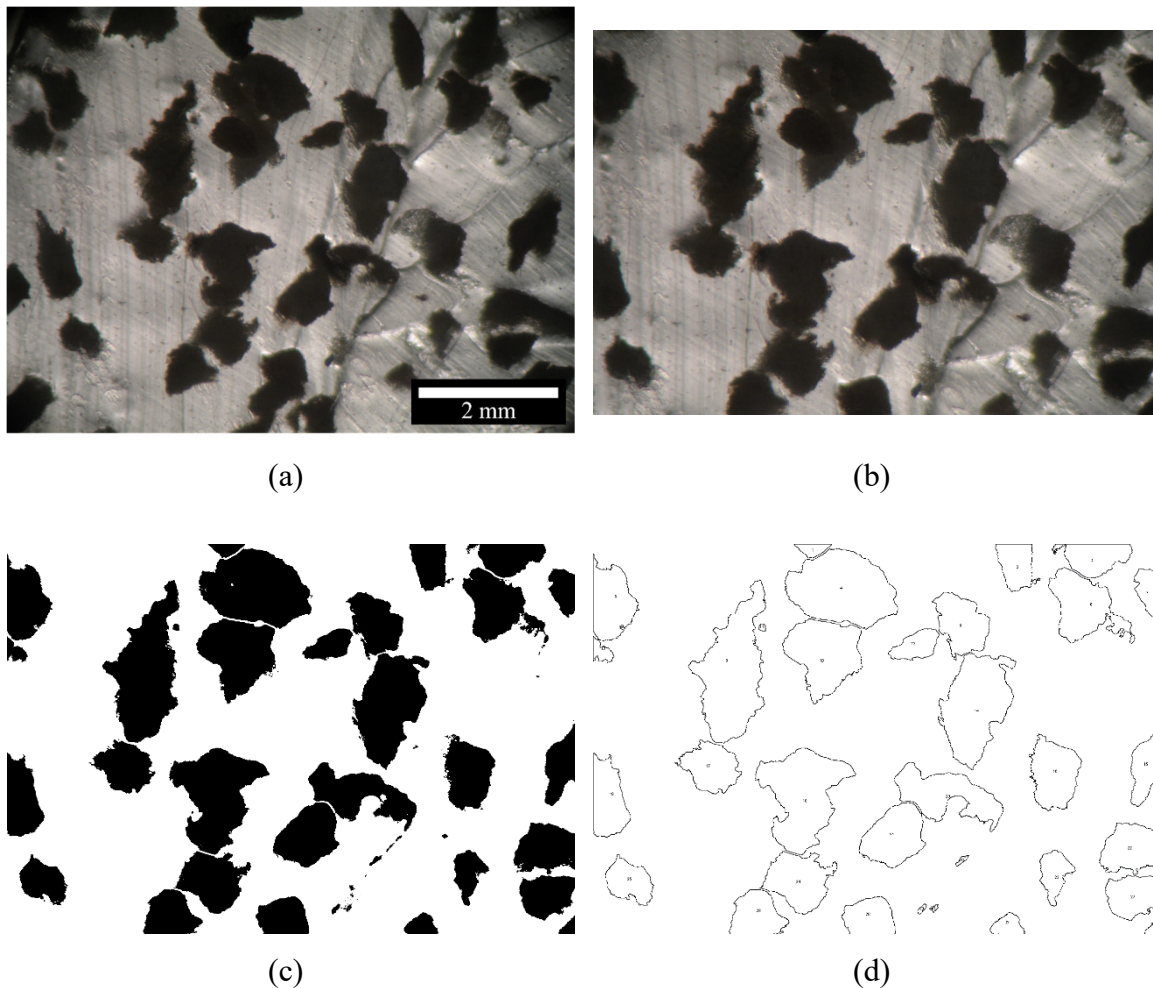


Figura 4.17. Exemplo do tratamento de imagem de uma amostra: (a) original; (b) parte iluminada uniformemente; (c) após *Threshold*; (d) análise de partículas.

A fração volúmica da cortiça (θ_c) numa amostra é calculada a partir da relação entre áreas, ou seja, considera-se que a distribuição das partículas na direção da espessura da amostra (l_0) é semelhante à que ocorre na superfície analisada.

$$\theta_c = \frac{l_0 \sum A_{p\ i}}{l_0 A_{\text{total}}} = \frac{\sum A_{p\ i}}{A_{\text{total}}} \quad (4.44)$$

O diâmetro equivalente de uma partícula de cortiça é calculado a partir da Equação (4.45).

$$D_{eq\ i} = 2 \sqrt{\frac{A_{p\ i}}{\pi}} \quad (4.45)$$

A distribuição do tamanho das partículas de cortiça para as duas granulometrias utilizadas é obtida a partir de uma versão da análise de Gauss (*Origin*, n.d.), como é apresentado na Equação (4.46), em que y_0 é o parâmetro de desvio da função, μ é o diâmetro equivalente médio, σ_{dp} é o desvio padrão, A_g é a área por baixo da curva entre o intervalo $[\mu + \sigma_{dp}; \mu - \sigma_{dp}]$ e x é a variável analisada, neste caso o diâmetro equivalente das partículas.

$$y = y_0 + \frac{A_g}{\sigma_{dp} \sqrt{2\pi}} \times e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{x - \mu}{\sigma_{dp}} \right)^2} \quad (4.46)$$

5. ANÁLISE DOS RESULTADOS

Nesta dissertação foram produzidas amostras com cortiça de duas granulometrias distintas: uma mais grosseira, chamada “Gran B” (resultados representados a azul), e uma mais fina, identificada como “Gran C” (resultados exibidos a laranja). Existem ainda as amostras representadas a cinzento às quais não foi adicionada nenhuma cortiça, ou seja, são constituídas apenas pela matriz do compósito.

A primeira análise abordada neste capítulo é a granulométrica, uma vez que o estudo das propriedades mecânicas de compósitos é normalmente efetuado variando a fração volúmica do reforço (Torquato, 2000). É importante conhecer os valores obtidos para a fração volúmica antes de analisar os resultados dos ensaios mecânicos, porque a cortiça não tem uma distribuição completamente uniforme nas amostras.

Nas secções 5.2 a 5.5 serão sempre apresentadas duas análises distintas, que se distinguem pelo parâmetro que se varia no eixo das abcissas:

- efeito da fração volúmica de cortiça, na qual são utilizadas matrizes com fração mássica de 12% de agente de cura e o estudo é efetuado em paralelo para as amostras das duas granulometrias, uma vez que estas apresentaram tendências muito semelhantes em todos os ensaios;
- efeito da fração mássica de agente de cura, para a qual as amostras foram processadas com granulometria B e com fração mássica de cortiça semelhante.

A avaliação da exatidão dos modelos matemáticos utilizados para cada ensaio mecânico é apresentada no ficheiro anexo em formato digital.

5.1. Análise granulométrica

Na Figura 5.1 é possível observar a variação entre a fração volúmica e a fração mássica da cortiça para as duas granulometrias. Para descrever o comportamento destas duas grandezas realizou-se uma regressão linear com interseção na origem, uma vez que este seria o resultado esperado. No entanto, é possível observar que a partir dos 5 % de fração mássica os pontos tendem a estabilizar próximo dos 60 % de fração volúmica de cortiça. Este resultado pode ser explicado pela saturação no volume das partículas de cortiça, que decorre

de só ser possível preencher com esferas rígidas do mesmo diâmetro até 74 % de um determinado espaço (Barnes, 2009).

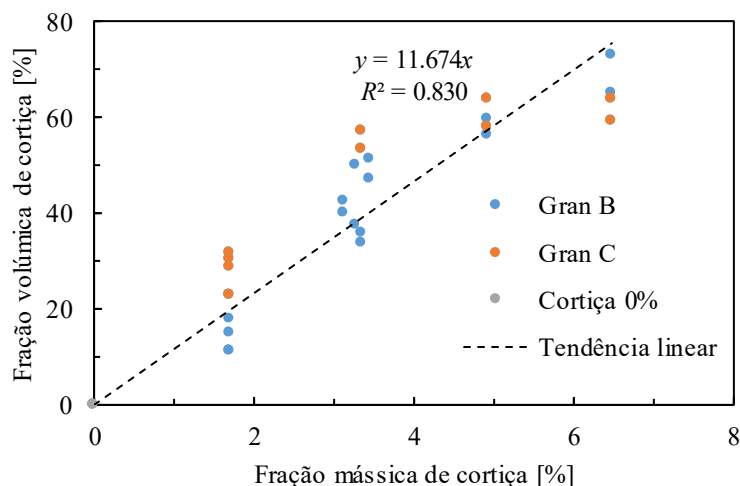


Figura 5.1. Variação entre a fração volúmica e a fração mássica da cortiça para as duas granulometrias.

Como se pode observar na Figura 5.1, as amostras têm valores de fração volúmica de reforço compreendidos entre 0 e 73 %. Optou-se por não produzir amostras com frações volúmicas de cortiça superiores para ter a garantia da matriz envolver todas as partículas de cortiça. Deste modo após o processo de cura não existe movimento relativo entre a matriz e o reforço.

Com o objetivo de analisar a dimensão das partículas para as duas granulometrias, analisaram-se as amostras com menor percentagem de cortiça, uma vez que o processo de análise de imagem fica simplificado por apresentarem um menor número de partículas por amostra. Ao analisar as quatro amostras de granulometria C com uma fração mássica de cortiça de 1,7 % foi possível obter as 105 partículas usadas para calcular a distribuição apresentada na Figura 5.2 C. De modo a obter um número de partículas semelhante para a análise da granulometria B, foi necessário recorrer a um maior número de amostras: 5 e 6 respetivamente com 1,7 e 3,3 % de fração mássica de cortiça. Desta forma obteve-se a distribuição apresentada na Figura 5.2 B, a partir da análise de 102 partículas.

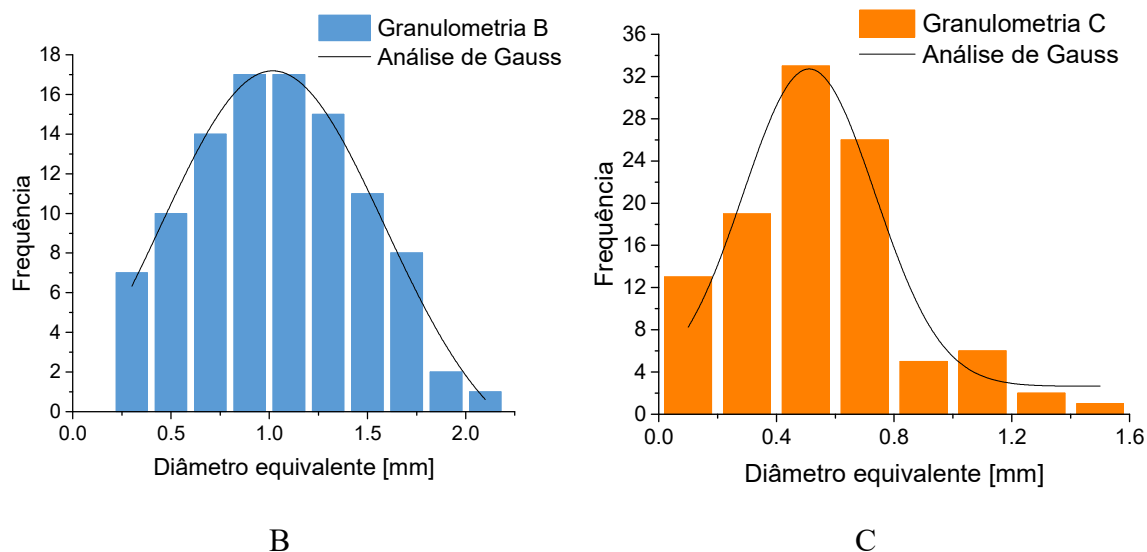


Figura 5.2. Histograma dos diâmetros equivalentes das granulometrias B e C.

A partir da análise da Figura 5.2 e da Tabela 5.1 é possível concluir que a granulometria mais grosseira apresenta um diâmetro equivalente médio duas vezes superior ao da mais fina. Adicionalmente constata-se que a cortiça B tem partículas com uma maior distribuição de tamanhos, uma vez que o desvio padrão é maior, o que resulta numa curva de Gauss mais larga.

Tabela 5.1. Parâmetros de caracterização das granulometrias.

	Média [mm]	Desvio padrão [mm]	R^2
Gran B	1,02	0,57	0,981
Gran C	0,51	0,22	0,886

5.2. Ensaio de compressão estática

5.2.1. Efeito da fração volúmica de cortiça

A Figura 5.3 permite concluir, apesar da elevada dispersão de resultados, que o aumento da percentagem de cortiça na amostra, se correlaciona com uma tendência para uma

redução do módulo de Young da mesma. Deste resultado pode-se concluir que a cortiça tem uma menor rigidez do que a matriz do compósito utilizado.

Adicionalmente, deduz-se a partir da equação da linha de tendência que é possível variar o módulo de Young de uma amostra, através da adição de cortiça, entre os 3,2 e 5,4 MPa, se atendermos à limitação da fração volúmica de 60 %.

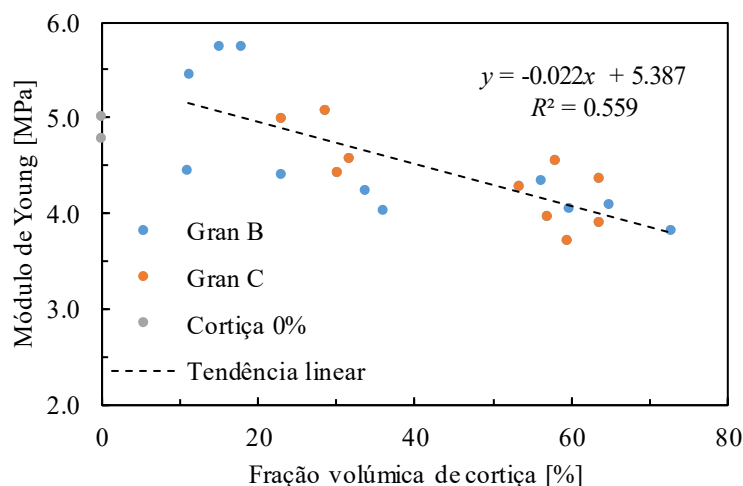


Figura 5.3. Ensaio de compressão estática – variação do módulo de Young com a fração volúmica de cortiça.

5.2.2. Efeito da fração mássica do agente de cura

Ao observar a Figura 5.4 é possível concluir que o módulo de Young tem uma tendência crescente até aos 11 % de fração mássica de agente de cura, havendo uma diminuição da rigidez após este valor. Uma explicação possível para este facto é que o agente de cura ativa todas as cadeias do pré-polímero ao atingir a rigidez máxima; para frações mássicas de agente de cura superiores este coloca-se entre as cadeias e aumenta o espaço entre elas, o que resulta numa menor reticulação e consequente perda de rigidez. De facto, o pico da rigidez observado é próximo da fração mássica de agente de cura aconselhada pelo fabricante (9 %). O comportamento inicial da variação do módulo de elasticidade com a fração mássica de agente de cura também foi observada por Lee *et al.* (2016). No entanto, neste mesmo artigo, não se verificou a diminuição da rigidez com o aumento da fração mássica de agente a partir do valor máximo de rigidez; foi observado um declive da curva positivo, mas baixo.

Contudo é necessário tomar em consideração que o artigo consultado apenas estuda o comportamento da matriz polimérica. Ou seja, o material estudado é um polímero e não um compósito. No caso desta dissertação as partículas de cortiça influenciam o processo de reticulação do PDMS. Além das partículas diminuírem a reticulação, uma vez que aumentam o número de sítios em que a rede do polímero é interrompida, também estão sujeitas durante o processo de cura a um movimento de rotação. Ambas as condições afetam as propriedades mecânicas finais do compósito, o que pode explicar as diferenças de resultados obtidos nesta dissertação e no artigo mencionado. Para confirmar os efeitos que efetivamente o reforço tem na estrutura do polímero seria necessário aplicar técnicas de análise estrutural, que não foram realizadas por não se inserirem no âmbito desta dissertação.

Pode-se assim concluir que uma variação do agente de cura pode levar a uma variação da rigidez entre os 2,6 e 4,4 MPa, podendo esta grandeza ser ajustada para o valor pretendido. No entanto a quantidade de amostras obtidas para este estudo é reduzida, e, de modo a confirmar estes resultados, dever-se-ia efetuar o estudo com um maior número de espécimes.

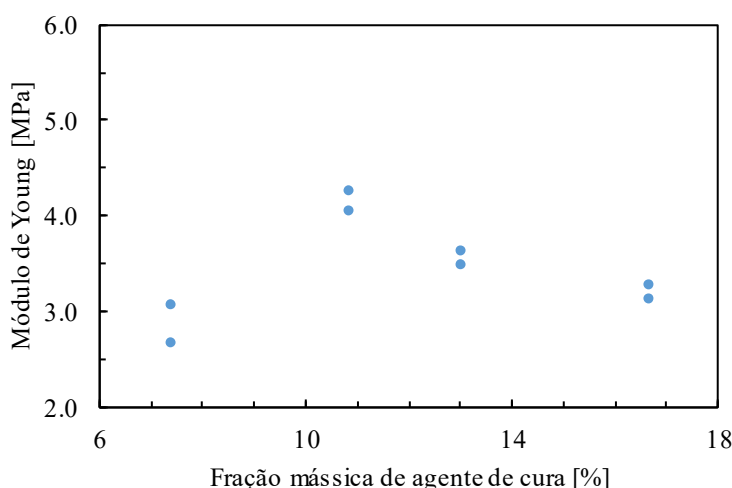


Figura 5.4. Ensaio de compressão estática – variação do módulo de Young com a fração mássica do agente de cura.

5.3. Ensaio de relaxação

Nesta secção apenas são apresentados os resultados da análise recorrendo ao SLS. Os parâmetros calculados através do modelo de Wiechert com 3 elementos Maxwell são apresentados no ficheiro anexo em formato digital.

5.3.1. Efeito da fração volúmica de cortiça

Como é possível observar na Figura 5.5, os valores das constantes de rigidez E_0 e E_1 e do coeficiente de viscosidade apresentam tendência para diminuir com o aumento da fração volúmica de cortiça. A soma dos valores de E_0 e E_1 para cada amostra são próximos dos apresentados para o ensaio de compressão estática na Figura 5.3 e os valores do coeficiente de viscosidade são da mesma ordem dos obtidos pelo trabalho de Verhaar (2008).

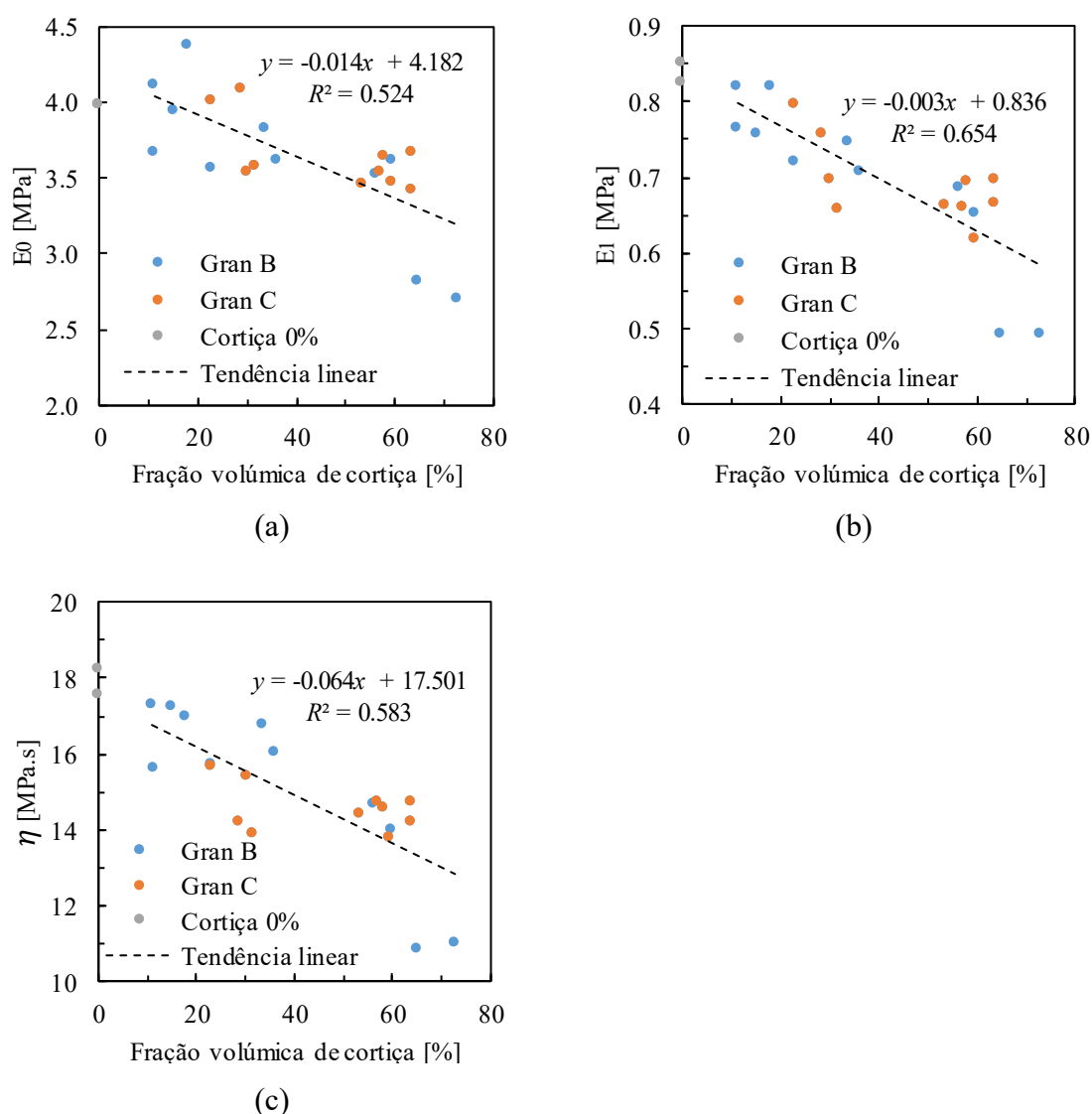


Figura 5.5. Ensaio de relaxação – variação das propriedades viscoelásticas com a fração volúmica de cortiça: (a) E_0 ; (b) E_1 ; (c) coeficiente de viscosidade.

Deste estudo pode-se assim concluir que existe uma tendência para a redução da rigidez e do amortecimento do compósito, com o aumento da fração volumica de cortiça.

5.3.2. Variação da fração mássica do agente de cura

Comparando os gráficos (a) e (b) da Figura 5.6 com a Figura 5.4 é possível observar um comportamento muito semelhante da variação da rigidez com a fração mássica de agente de cura. Mais uma vez a rigidez aumenta até os 11 % de fração mássica de agente de cura, seguido de um decréscimo.

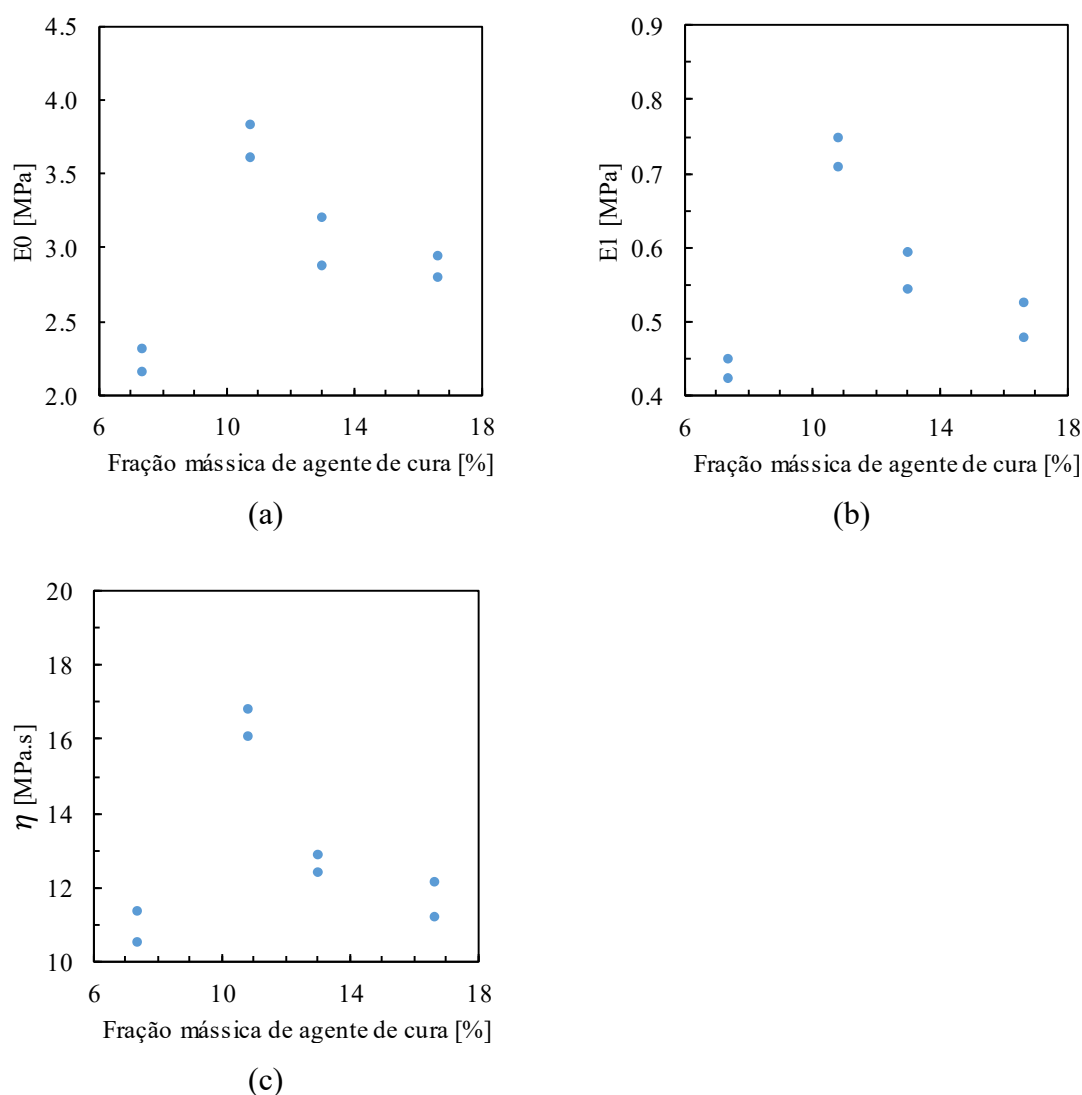


Figura 5.6. Ensaio de relaxação – variação das propriedades viscoelásticas com a fração mássica do agente de cura: (a) E_0 ; (b) E_1 ; (c) coeficiente de viscosidade.

No gráfico da Figura 5.6 (c), observa-se um comportamento do coeficiente de viscosidade muito semelhante ao da rigidez anteriormente descrito. Tal facto pode ser explicado pelo modo de cálculo do coeficiente de viscosidade ($\eta = \tau \times E_1$). Como o tempo característico de relaxação tem uma grandeza inferior a E_1 e se mantém aproximadamente constante os resultados obtidos para o coeficiente de viscosidade têm uma tendência semelhante aos da rigidez.

5.4. Ensaio de compressão cíclica

5.4.1. Efeito da fração volúmica de cortiça

Na análise dos resultados do teste de compressão cíclica, onde se varia a fração volúmica de cortiça, não é possível retirar nenhuma conclusão inequívoca quanto ao comportamento do valor dos módulos de acumulação e de dissipação e do coeficiente de dissipação, uma vez que como se pode observar na Figura 5.7 (a), (b) e (c) os pontos obtidos não mostram nenhuma tendência definida.

Ao comparar a Figura 5.7 (a) com a Figura 5.3, é possível observar que os módulos de acumulação obtidos são bastante superiores aos valores de módulo de Young. Este resultado, assim como a gama de valores obtida para o coeficiente de dissipação, está em concordância com os trabalhos de Cavaco *et al.* (2015) e Ferreira (2014).

Apesar da evolução não ser clara, a Figura 5.7 (c) revela alguma tendência de decréscimo, mas, devido à dispersão de resultados, seria necessário promover um estudo envolvendo um número muito elevado de amostras para apurar essa propensão.

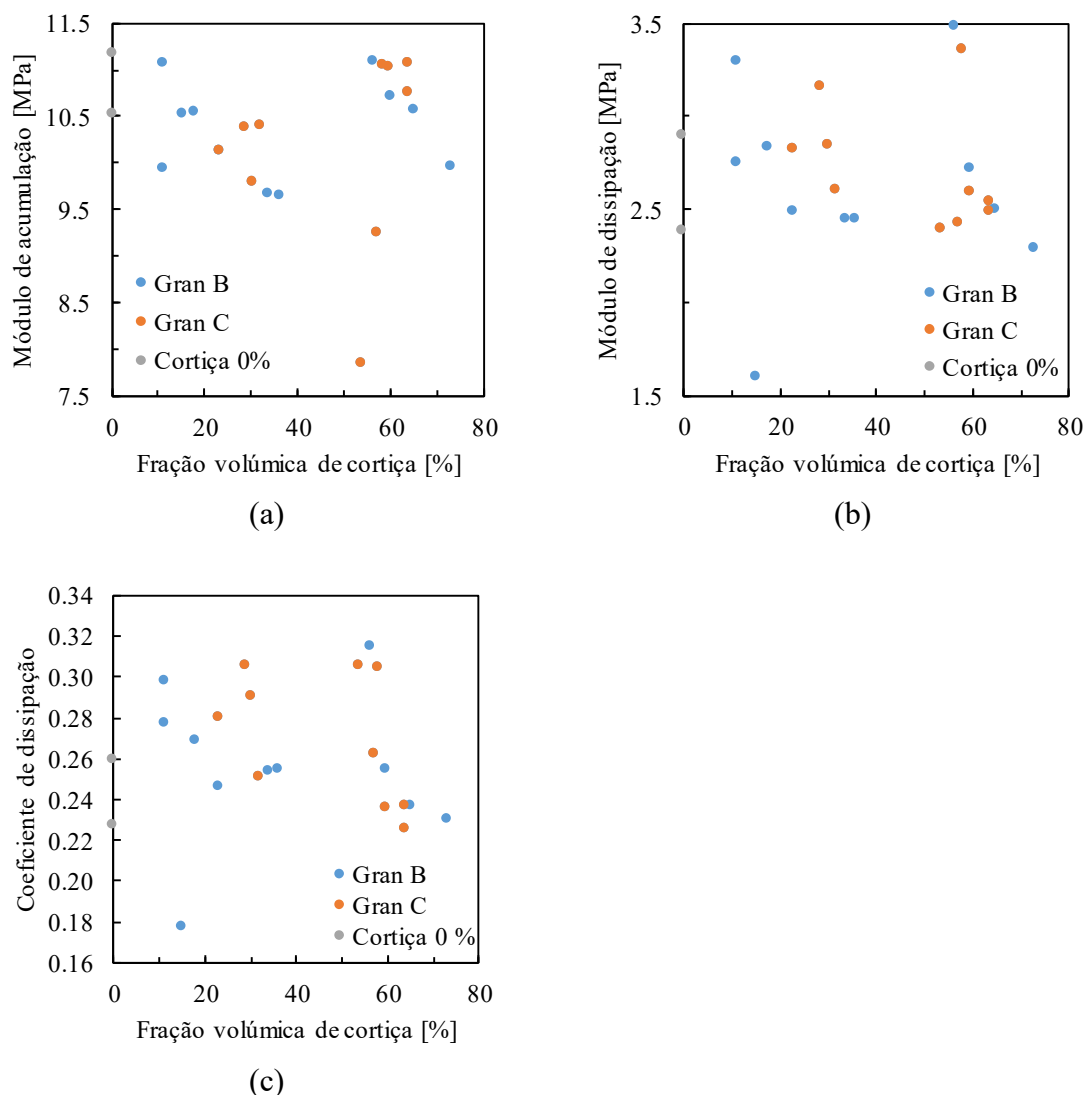


Figura 5.7. Ensaio de compressão cíclica – variação das propriedades viscoelásticas com a fração volúmica de cortiça: (a) módulo de acumulação; (b) módulo de dissipação; (c) coeficiente de dissipação.

5.4.2. Efeito da fração mássica do agente de cura

Na Figura 5.8 (a) é apresentada a variação do módulo de acumulação com a fração mássica do agente de cura. Observa-se mais uma vez um comportamento muito semelhante aos das Figuras 5.4 e 5.6 (a) e (b). De notar, no entanto, que o módulo de acumulação apresenta valores bastante superiores aos apresentados nas figuras referidas, sendo esta uma característica dos ensaios dinâmicos.

O módulo e o coeficiente de dissipação apresentam tendências decrescentes (Figura 5.8 (b) e (c)), que podem ser definidas a partir de linhas de tendência lineares, com coeficientes de determinação de 0,735 e 0,737 respectivamente. Ao variar a fração mássica do agente de cura entre os 6 e os 18 % é possível obter valores de módulo de dissipação no intervalo 1,7 – 2,9 MPa e de coeficiente de dissipação 0,2 – 0,33. Este comportamento pode ser explicado pela influência do agente de cura no processo de reticulação. Quando o agente de cura é adicionado, as cadeias do pré-polímero, previamente inertes, começam a criar ligações químicas entre elas. O aumento de agente de cura provoca a ativação de um maior número de cadeias, aumentando a reticulação e diminuindo o amortecimento.

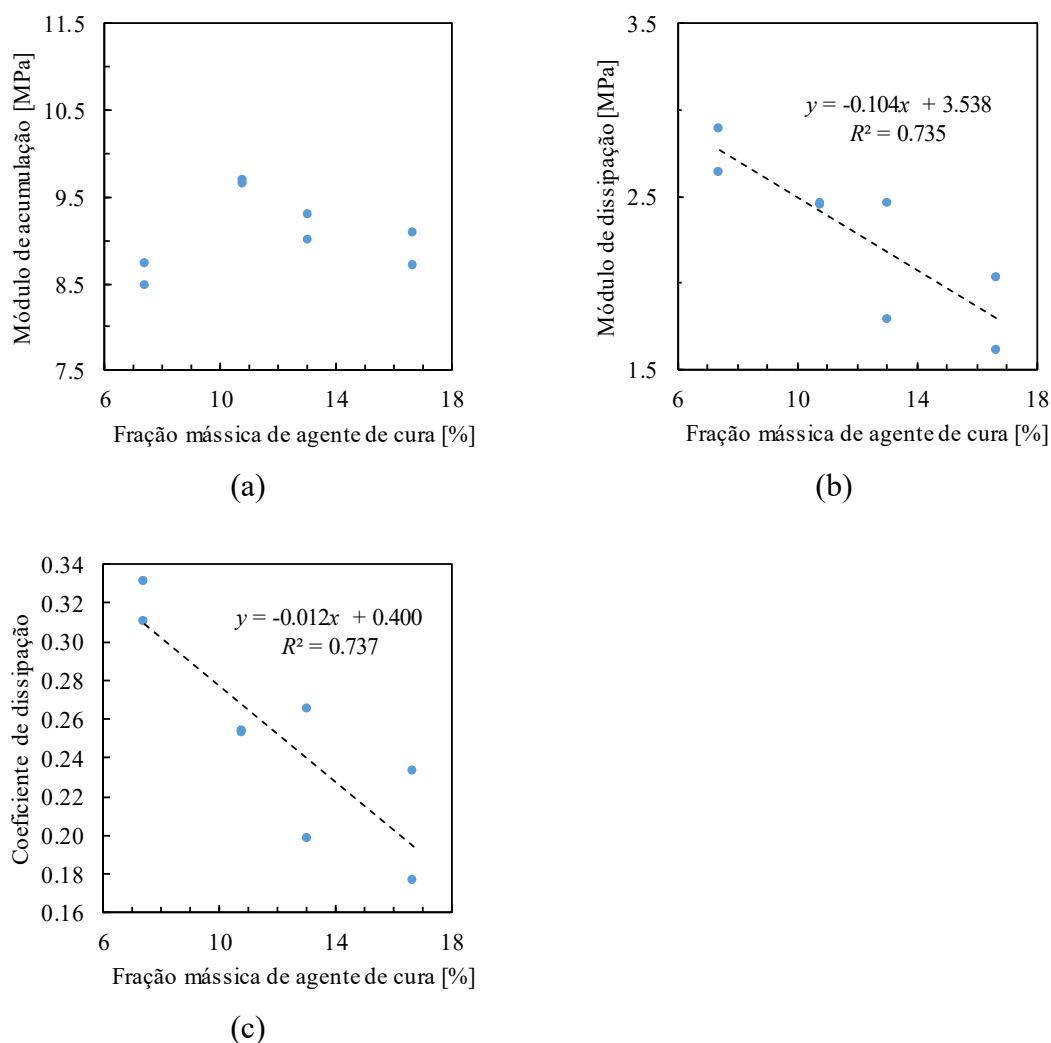


Figura 5.8. Ensaio de compressão cíclica – variação das propriedades viscoelásticas com a fração mássica do agente de cura: (a) módulo de acumulação; (b) módulo de dissipação; (c) coeficiente de dissipação.

5.5. Ensaio de vibração livre

Ao comparar os coeficientes de dissipação obtidos a partir deste ensaio e do ensaio de compressão cíclica conclui-se que existe uma grande diferença entre eles. Enquanto no primeiro a média dos valores é de 0,1 no segundo é de 0,26. Isto deve-se ao facto dos módulos de dissipação determinados a partir do ensaio de vibração serem muito baixos. De facto, muitas das curvas de teste obtidas apresentaram problemas de amortecimento, exibindo um amortecimento muito superior nos primeiros três ciclos do que nos restantes.

Por estas razões e, adicionalmente, devido aos pontos apresentados na Figura 5.9 e Figura 5.10 não mostrarem nenhuma tendência, não é possível retirar nenhuma conclusão deste ensaio. Todavia, atendendo a que o princípio físico subjacente é adequado, a dificuldade de usar este método poderá estar ligada ao valor dos parâmetros de comportamento dinâmico do sistema que não permitem revelar de forma evidente o comportamento dos materiais testados,

Assim, uma vez que não se observa qualquer tendência nos resultados e estes apresentam uma dispersão muito elevada, pode-se concluir que o oscilógrafo utilizado não é adequado para determinar as propriedades viscoelásticas de um material.

5.5.1. Efeito da fração volúmica de cortiça

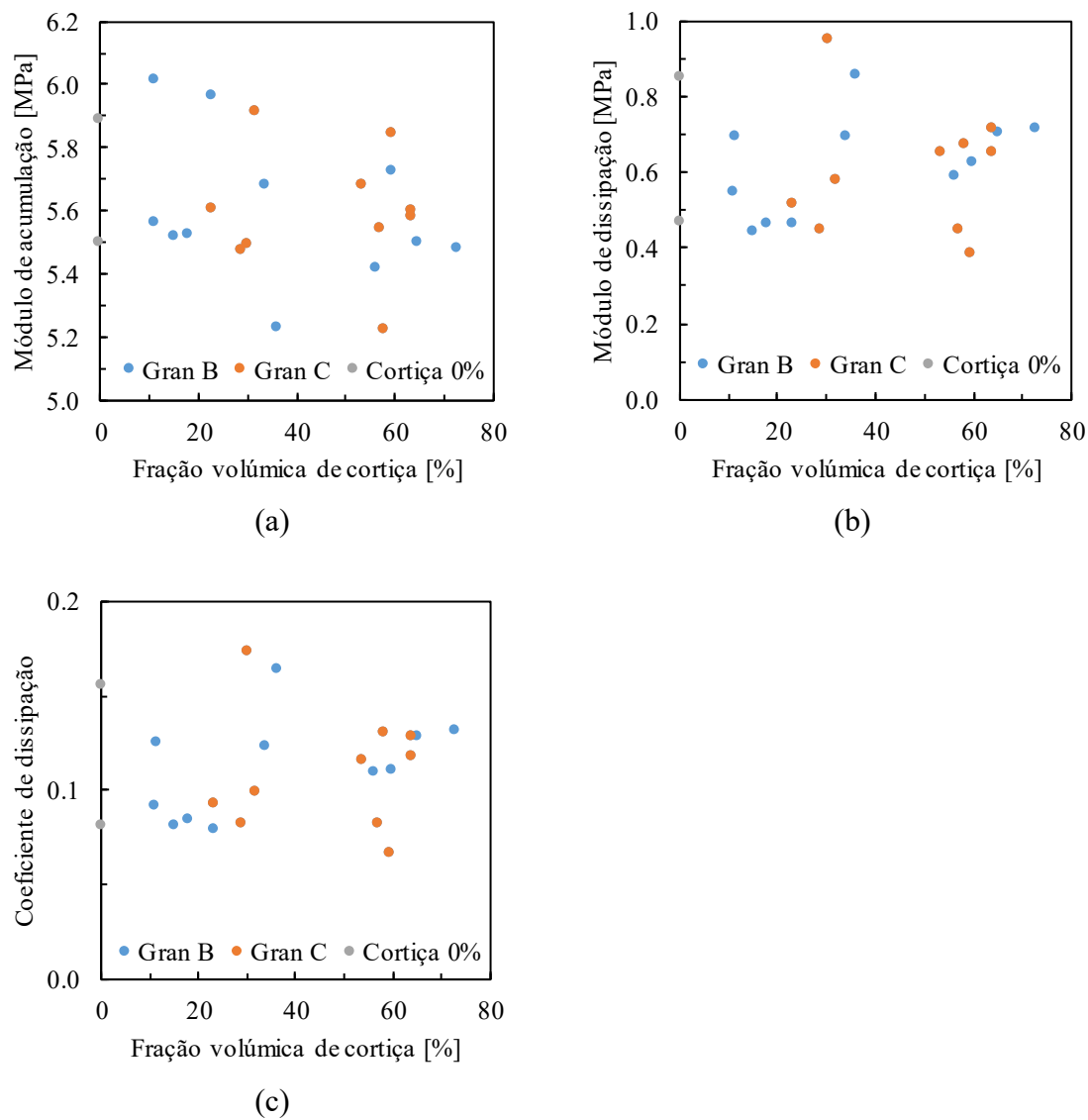


Figura 5.9. Ensaio de vibração livre – variação das propriedades viscoelásticas com a fração volúmica de cortiça: (a) módulo de acumulação; (b) módulo de dissipação; (c) coeficiente de dissipação.

5.5.2. Efeito da fração mássica do agente de cura

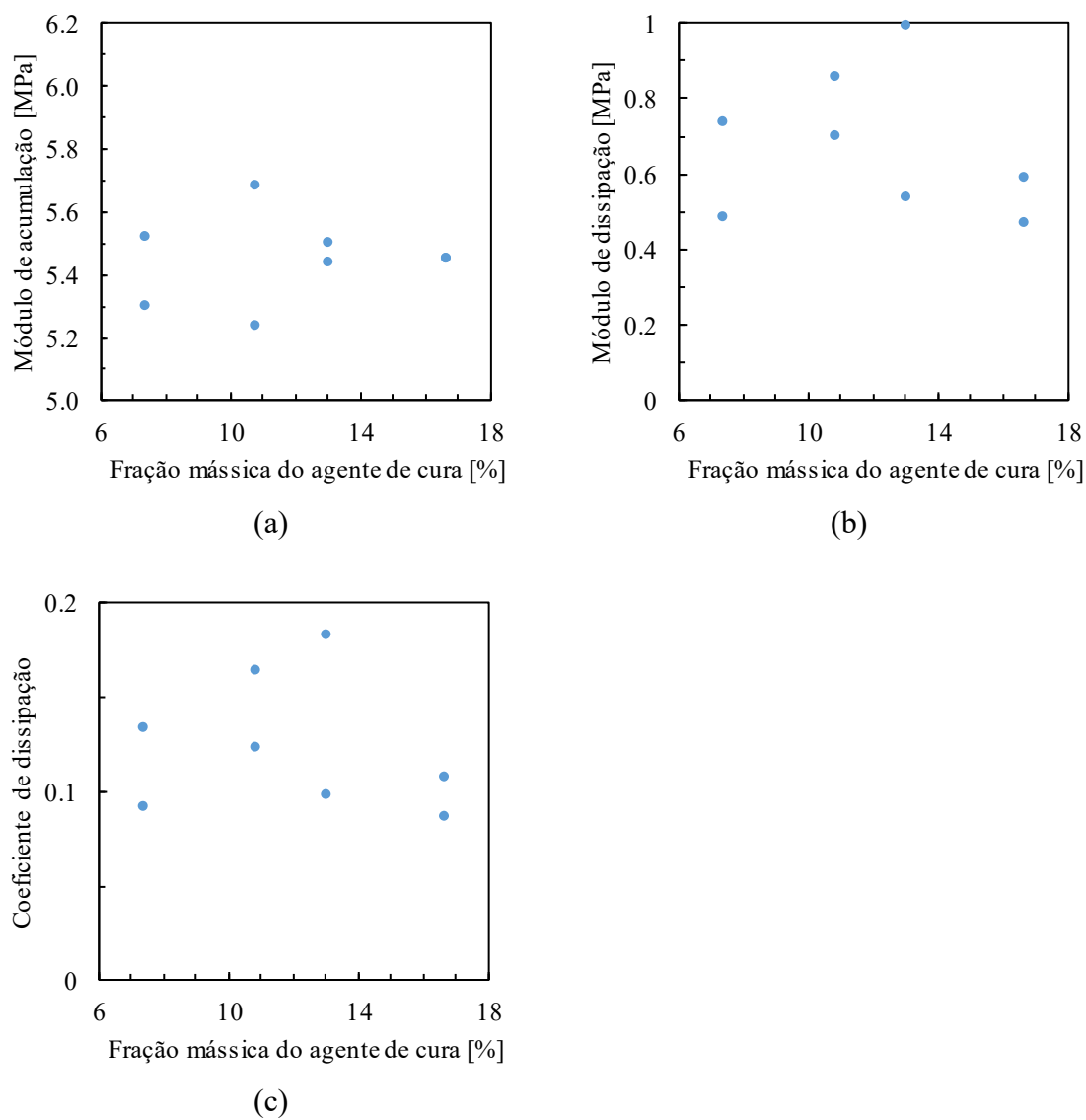


Figura 5.10. Ensaio de vibração livre – variação das propriedades viscoelásticas com a fração mássica do agente de cura: (a) módulo de acumulação; (b) módulo de dissipação; (c) coeficiente de dissipação.

6. CONSIDERAÇÕES FINAIS

6.1. Conclusões

Nesta dissertação foram realizados quatro ensaios mecânicos distintos, tendo-se descrito em detalhe o procedimento experimental e os métodos de análise de dados. Adicionalmente, devido à elevada densidade da matriz de PDMS durante o processamento, quando comparada com a da cortiça, foi definido um processo de produção de compósitos inovador, capaz de resolver este problema.

O estudo granulométrico realizado permitiu analisar com sucesso a fração volumica do reforço e a distribuição dos diâmetros equivalentes das partículas: obtiveram-se valores médios e desvios padrão de 1,02 mm/0,57 mm e 0,51 mm/0,22 mm respetivamente para as granulometrias de maior (B) e menor dimensão (C).

Foi observado algum nível de dispersão em todos os resultados dos ensaios. Este facto foi mais evidente nos ensaios dinâmicos como previsto uma vez que a velocidade de deformação é variável e o erro calculado foi relativamente elevado. Por exemplo, o erro percentual absoluto máximo foi de 30 % no ensaio de compressão cíclica. No entanto, existem outros fatores que podem explicar a dispersão dos resultados em todos os ensaios mecânicos: as amostras estão em condições controladas (temperatura, velocidade de rotação e tempo) que podem ter alguma variância durante o processo de produção; as partículas de cortiça não estão distribuídas de forma completamente uniforme no volume da amostra e a técnica utilizada para efetuar a análise granulométrica apenas analisa uma porção da amostra. Adicionalmente a realização de mais ensaios de cada tipo por amostra com a obtenção de um maior número de dados experimentais poderia reduzir a dispersão dos resultados.

Os resultados obtidos nos ensaios mecânicos permitiram concluir que a granulometria das partículas do reforço, dentro da gama testada, não influencia significativamente as propriedades mecânicas do compósito.

Nos ensaios estáticos foi possível observar que a rigidez do compósito diminui com o aumento de percentagem de cortiça na amostra, assim como o coeficiente de viscosidade, sendo que este último apenas é possível de analisar nos ensaios de relaxação.

Estes resultados sugerem que a adição de cortiça neste compósito permitirá obter interfaces de próteses melhor adaptadas a pessoas com um maior grau de mobilidade, uma vez que o compósito apresenta um menor amortecimento.

Nos estudos do efeito da fração mássica de agente de cura observou-se um comportamento muito semelhante de todos os resultados da rigidez: um aumento elevado até aos 11 % de fração mássica de agente, seguido de um decréscimo com uma menor inclinação.

Os resultados obtidos a partir de ensaios de compressão cíclica apresentaram uma dispersão muito elevada, não sendo possível analisar uma tendência bem definida, a não ser o decréscimo do módulo de dissipação com o aumento da fração mássica do agente de cura.

O ensaio de vibração livre, não permitiu retirar nenhuma conclusão, uma vez que os resultados obtidos através deste teste apresentaram grande dispersão. No entanto, o método de análise e de tratamento de dados é fisicamente correto. Hipoteticamente poder-se-ão obter resultados rigorosos efetuando mudanças no oscilógrafo utilizado, de forma a alterar os parâmetros físicos do sistema: rigidez, massa e amortecimento.

6.2. Trabalho Futuro

Nesta dissertação apenas foi efetuado um ensaio de compressão cíclica por amostra. Uma solução possível para avaliar a dispersão dos resultados deste ensaio seria a realização de um maior número de testes por amostra.

Num trabalho futuro ao utilizar um maior número de condições experimentais para realizar o estudo do efeito do agente de cura pode ser possível verificar o comportamento das propriedades mecânicas do compósito ao variar mais finamente a fração mássica do agente de cura. Adicionalmente, pode ser possível combinar os efeitos da variação do agente de cura com a variação da cortiça, de modo a obter um compósito com as propriedades mecânicas ideais. A utilização de materiais elastómeros distintos como matriz também poderá ser uma solução a estudar.

Em trabalhos futuros também se poderão utilizar os métodos experimentais e a análise e tratamento de dados efetuados nesta dissertação para determinar as propriedades mecânicas de materiais viscoelásticos diferentes dos agora estudados, nomeadamente borrachas e polímeros que são dificilmente analisados a partir de ensaios mecânicos comuns.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

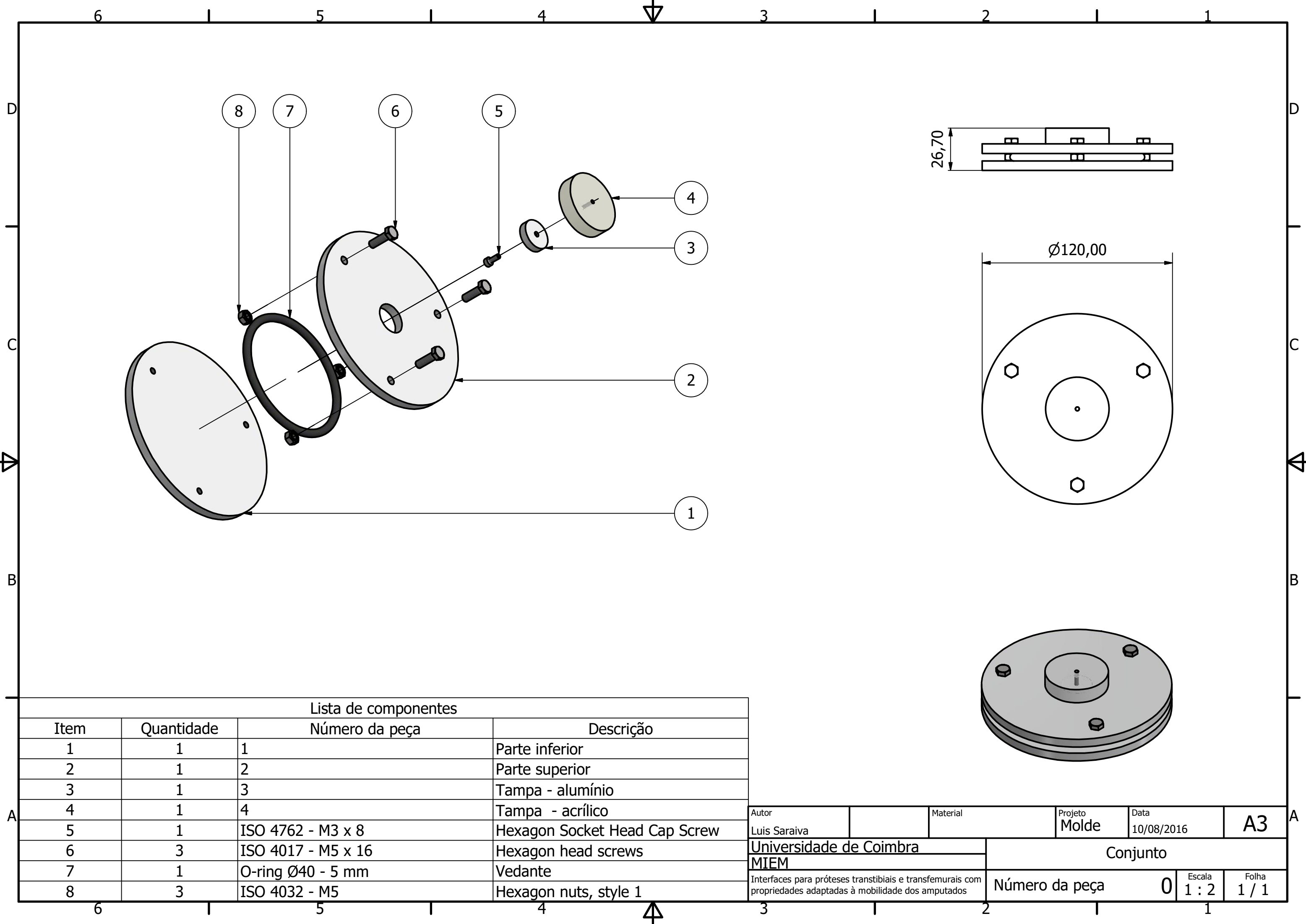
- Advanced Amputee Solution LLC. (2012). Amputee Statistics You Ought to Know. Retrieved from <http://www.advancedamputees.com/amputee-statistics-you-ought-know>
- ASTM. (2001). D 945 - 92: Standard Test Methods for Rubber Properties in Compression or Shear (Mechanical Oscilograph).
- Barnes, J. (2009). *Gems of Geometry. Gems of Gemetry*. Springer.
<http://doi.org/10.1017/CBO9781107415324.004>
- Brown, R. (2006). *Physical testing of rubber. Physical Testing of Rubber*.
<http://doi.org/10.1007/0-387-29012-5>
- Cavaco, A., Ramalho, A., Pais, S., & Durães, L. (2015). Mechanical and structural characterization of tibial prosthetic interfaces before and after aging under simulated service conditions. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 43, 79–90. <http://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2014.12.005>
- de Bever, A. (1992). Dynamic behaviour of rubber and rubberlike materials. *WFW-Report*, 92.005, 15.
- De Godoy, J. M. P., Braile, D. M., Buzatto, S. H. G., Longo Jr., O., & Fontes, O. A. (2002). Quality of life after amputation. *Psychology, Health & Medicine*, 7(4), 397–400. <http://doi.org/10.1080/1354850021000015212>
- Directorate of Medical Education. (2016). CG-DME-13 Lower Limb Prosthesis. Retrieved from https://www.empireblue.com/medicalpolicies/guidelines/gl_pw_a053639.htm
- Dow Corning. (2010). Product Information: Dow Corning 184 Silicone Elastomer.
- Ferreira, S. S. (2014). *Caracterização mecânica de interfaces de próteses transfemorais e transtibiais – atrito e propriedades mecânicas*.
- Kenney Orthopedics. (n.d.). Moving from a Temporary to a Definitive Prosthesis < News - Kenney Orthopedics - Orthotics & Prosthetics. Retrieved from <http://www.kenneyorthopedics.com/about/news/view/416/moving-from-a-temporary-to-a-definitive-prosthesis>

- Kurka, P. R. G. (2015). *Vibrações de sistemas mecânicos análise e síntese*. Elsevier.
- Lakes, R. (2009). *Viscoelastic Materials*. <http://doi.org/10.1017/CBO9780511626722>
- Lee, W. S., Yeo, K. S., Andriyana, A., Shee, Y. G., & Mahamd Adikan, F. R. (2016). Effect of cyclic compression and curing agent concentration on the stabilization of mechanical properties of PDMS elastomer. *Materials and Design*, 96, 470–475. <http://doi.org/10.1016/j.matdes.2016.02.049>
- Origin. (n.d.). Gauss. Retrieved from <http://www.originlab.com/doc/Origin-Help/Gauss-FitFunc>
- Özkaya, N., Nordin, M., Goldsheyder, D., & Leger, D. (2012). Fundamentals of Biomechanics. In *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion, and Deformation* (3rd ed., Vol. 86, pp. 221–227). Springer Science. [http://doi.org/10.1016/S0031-9406\(05\)61176-5](http://doi.org/10.1016/S0031-9406(05)61176-5)
- Roylance, D. (2001). Engineering Viscoelasticity, 1–37.
- Torquato, S. (2000). Modeling of physical properties of composite materials. *International Journal of Solids and Structures*, 37(1-2), 412. [http://doi.org/10.1016/S0020-7683\(99\)00103-1](http://doi.org/10.1016/S0020-7683(99)00103-1)
- Verhaar, G. (2008). *Mathematical modeling of uniaxial mechanical testing of biological tissues*.
- Vincent, J. (1990). Structural Biomaterials. In *Journal of conservative dentistry : JCD* (p. 13). <http://doi.org/10.4103/0972-0707.43416>

ANEXO A

Neste anexo são apresentados os desenhos técnicos das peças do molde utilizado nesta dissertação. Os desenhos estão organizados pela seguinte ordem:

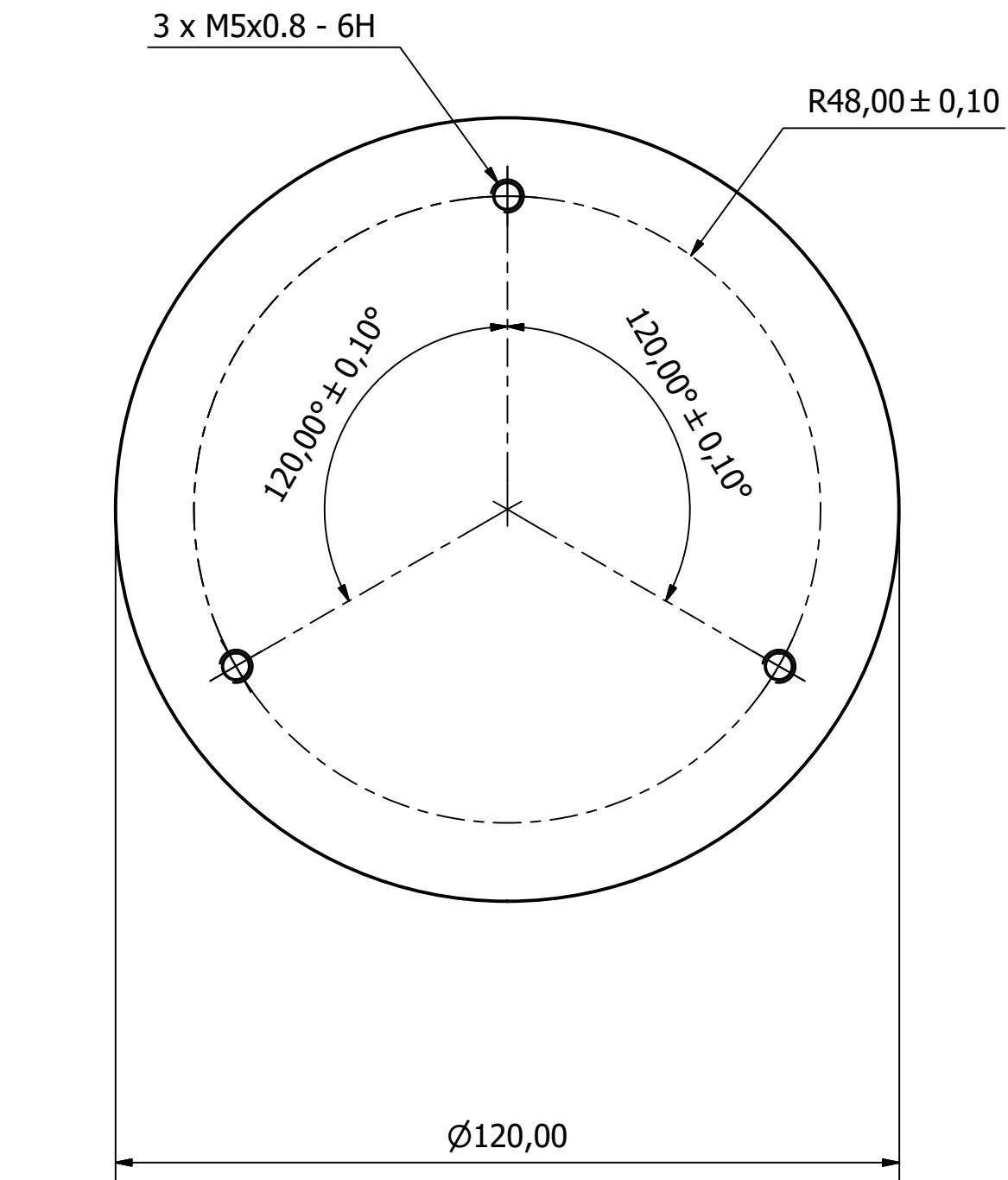
0. Conjunto do molde;
1. Parte inferior do molde;
2. Parte superior do molde;
3. Tampa de alumínio;
4. Tampa de acrílico.



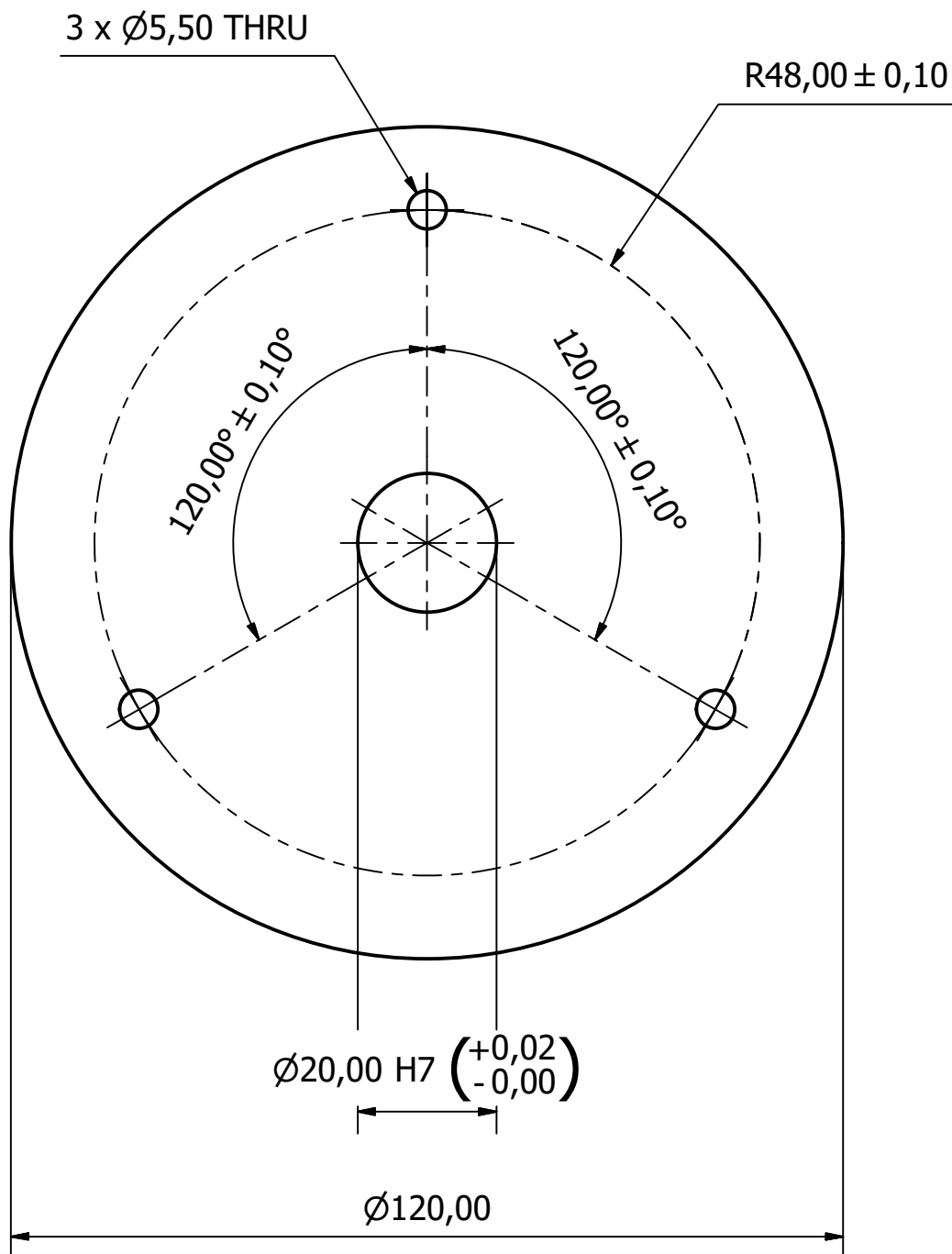
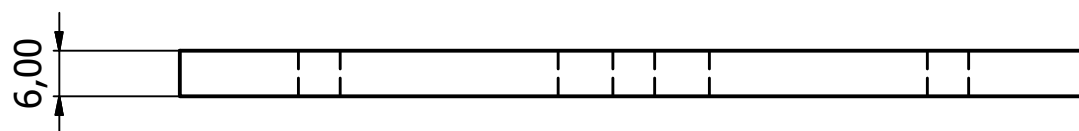
Lista de componentes

Item	Quantidade	Número da peça	Descrição
1	1	1	Parte inferior
2	1	2	Parte superior
3	1	3	Tampa - alumínio
4	1	4	Tampa - acrílico
5	1	ISO 4762 - M3 x 8	Hexagon Socket Head Cap Screw
6	3	ISO 4017 - M5 x 16	Hexagon head screws
7	1	O-ring Ø40 - 5 mm	Vedante
8	3	ISO 4032 - M5	Hexagon nuts, style 1

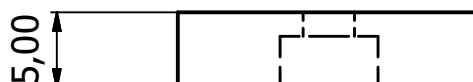
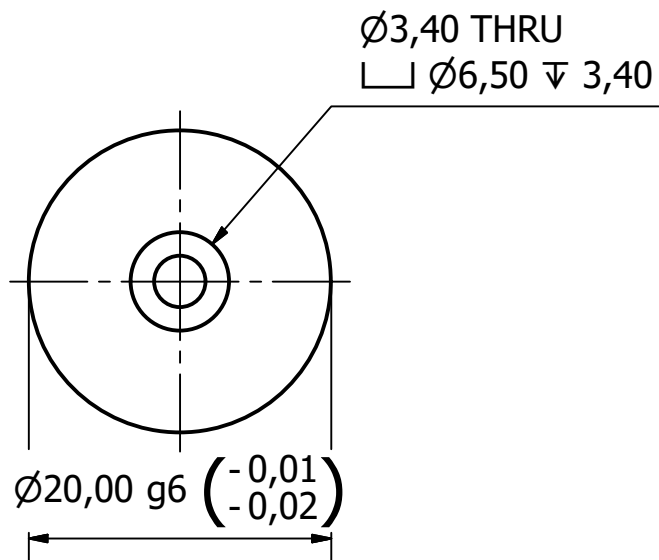
Autor		Material	Projeto	Data	A3
Luis Saraiva			Molde	10/08/2016	
Universidade de Coimbra		Conjunto			
MIEM					
Interfaces para próteses transtibiais e transfemorais com propriedades adaptadas à mobilidade dos amputados		Número da peça	0	Escala 1 : 2	Folha 1 / 1



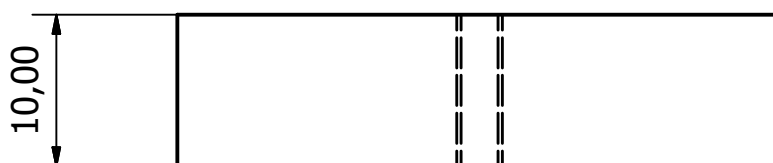
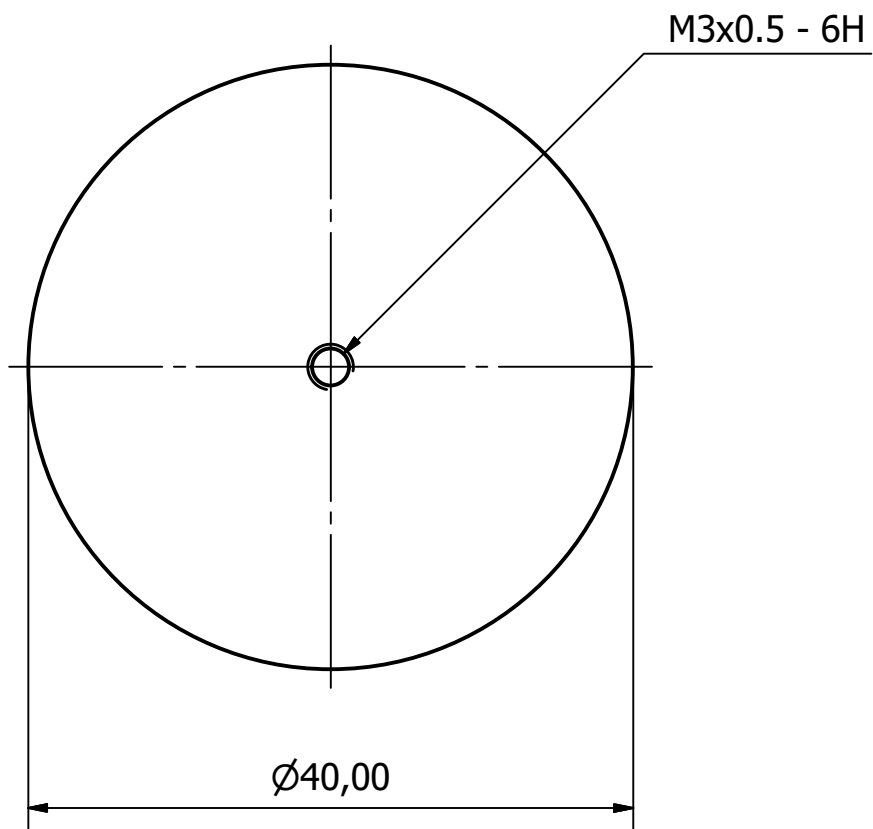
Autor		Material	Projeto	Data	
Luis Saraiva		Alumínio	Molde	06/07/2016	A4
Universidade de Coimbra		Parte inferior			
MIEM					
Interfaces para próteses transtibiais e transfemorais com propriedades adaptadas à mobilidade dos amputados		Número da peça	1	Escala	Folha
				1 : 1	1 / 1



Autor		Material	Projeto	Data	
Luis Saraiva		Alumínio	Molde	06/07/2016	A4
Universidade de Coimbra		Parte superior			
MIEM					
Interfaces para próteses transtibiais e transfemorais com propriedades adaptadas à mobilidade dos amputados		Número da peça	2	Escala	Folha
				1 : 1	1 / 1



Autor Luis Saraiva		Material Alumínio	Projeto Molde	Data 10/08/2016	A4
Universidade de Coimbra MIEM			Tampa - alumínio		
Interfaces para próteses transtibiais e transfemorais com propriedades adaptadas à mobilidade dos amputados			Número da peça	3	Escala 2 : 1 Folha 1 / 1



Autor Luis Saraiva		Material Acrílico	Projeto Molde	Data 10/08/2016	A4
Universidade de Coimbra MIEM			Tampa - acrílico		
Interfaces para próteses transtibiais e transfemorais com propriedades adaptadas à mobilidade dos amputados			Número da peça	4	Escala 2 : 1
					Folha 1 / 1