

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Desenvolvimento de prótese transtibial
sustentável - Aplicação de tecnologias
apropriadas**

Joana Susete Oliveira Lima Lopes

outubro de 2017

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Desenvolvimento de prótese transtibial
sustentável - Aplicação de tecnologias
apropriadas**

Joana Susete Oliveira Lima Lopes

Versão Final

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: Professor Catedrático António Torres Marques

Coorientador: Professor Doutor José Luís Soares Esteves

outubro de 2017

© Joana Lopes, 2017

Resumo

A ausência de um membro ou parte deste requer a utilização de um dispositivo protésico, de forma a melhorar a qualidade de vida do amputado e reinseri-lo na sociedade.

Atualmente, os avanços tecnológicos permitem o desenvolvimento de materiais mais sofisticados, com características e propriedades excepcionais - compósitos de fibras sintéticas e polímeros de alto rendimento.

Estes materiais são aplicados em grande escala na indústria protésica, para a produção de componentes das próteses, como o caso do encaixe, o elemento mais importante e que requer maior atenção no processo de fabricação.

Contudo, o uso excessivo destes materiais pode acarretar problemas ambientais e socioeconômicos graves.

O seu acúmulo em aterros, a contaminação das águas, emissão de dióxido de carbono e consequente aquecimento global e cessação de recursos não renováveis, como o petróleo, são fatores associados ao uso indisciplinado de plásticos e compósitos de matriz polimérica, podendo conduzir à degradação do planeta.

Acresce o facto de que em alguns países intitulados 'países em desenvolvimento', onde a permanência de minas terrestres e munições por detonar favorecem o aumento do número de amputados, o acesso a estes materiais é limitado, quer por barreiras arquitetónicas quer por custos proibitivos.

Perante este cenário tão preocupante, é de extrema relevância o estudo de alternativas sustentáveis e acessíveis à população em geral.

As tecnologias apropriadas preconizam a utilização dos recursos naturais em prol da comunidade e respeitando as regras de sustentabilidade.

Nesse sentido, foram combinadas fibra natural de juta com a matriz natural composta por amido, sacarose e ácido acético, que resultam num compósito 'verde'. Pretendendo-se aplicar esse compósito no fabrico de encaixes de próteses transtibiais.

A metodologia envolveu a aplicação de conceitos de engenharia e microbiologia para estudar propriedades mecânicas, solubilidade e proliferação de bactérias.

Os materiais utilizados agregam as propriedades mecânicas de resistência e rigidez com parâmetros fundamentais como baixo custo, baixo peso e biodegradabilidade. As etapas dos

atuais processos de fabricação do encaixe foram adaptadas e também se recorreu à viabilidade do uso novos métodos.

Sendo assim, a combinação da fibra de juta e do amido pode corresponder a uma solução viável às necessidades descritas anteriormente.

Abstract

The absence of a limb or part of a limb requires the use of a prosthetic device in order to improve the quality of life of the amputee and reinsert him into the society.

Currently, technological advances allow the development of more sophisticated materials with exceptional features and properties - synthetic fiber composites and high-performance polymers.

These materials are applied in large scale in the prosthetic industry, for the production of components of the prosthesis, as it's the case of the socket, the most important element which requires more attention in the process of manufacturing.

However, excessive use of these materials may lead to serious environmental and socioeconomic problems.

Its accumulation in landfills, water contamination, carbon dioxide emissions and consequent global warming and the cessation of non-renewable resources, such as petroleum, are factors associated with the undisciplined use of plastics and composites, promoting the degradation of the planet.

In addition, in some countries entitled 'developing countries', where unexploded land mines and ordinance cause the increase of the number of amputees, the access to these materials is limited by both architectural barriers and prohibitive costs.

Given this alarming scenario, the study of sustainable and accessible alternatives to the general population is extremely relevant.

The Appropriate Technologies advocate the use of natural resources for the benefit of the community and the respect of sustainability's rules.

In this sense, the natural fiber jute was combined with the natural matrix composed of starch, sucrose and acetic acid, which resulted in a 'green' composite. The intended is to apply this composite in the manufacture of sockets of transtibial prostheses.

The methodology involved the application of engineering and microbiology concepts to study the mechanical properties, solubility and proliferation of bacteria.

The materials used combine the mechanical properties of strength and stiffness with fundamental parameters such as low cost, low weight and biodegradability. The stages of the current manufacturing processes of the sockets were adapted and also the viability of using

new methods was resorted to.

Thus, the combination of the jute fiber and the starch may correspond to a solution feasible to the needs described above.

Agradecimentos

Em primeiro lugar quero agradecer a Deus pela perseverança e força, quando estas pareciam faltar.

Também quero agradecer ao Prof. Dr. Torres Marques, meu orientador da dissertação, em primeiro lugar por aceitar este desafio, e em segundo pela sua vontade e disponibilidade constante para me ajudar e encaminhar em diversos aspetos ao longo deste trabalho.

Como não poderia faltar, o meu grande obrigada ao Prof. Dr. José Esteves, o meu Coorientador, que esteve sempre presente ao longo deste trabalho e foi incansável. Este projeto não teria progredido nesta trajetória sem a sua colaboração. Além de estar sempre disponível e colaborar de todas as maneiras possíveis, é uma excelente pessoa e foi um prazer trabalhar com ele.

Também quero agradecer ao CRPG (Centro de Reabilitação Profissional de Gaia) por permitirem o uso das suas instalações e disponibilizarem materiais para a minha aprendizagem e formação. Só tenho motivos para elogiar, porque além do profissionalismo, são muito acessíveis.

Quero agradecer também à professora Maria Pia, do departamento de microbiologia da Faculdade de Ciências da Saúde, da Universidade Fernando Pessoa. Sem ela não seria possível realizar os ensaios da contagem de bactérias.

Ao Paulo Nóvoa, docente da FEUP, no Departamento de Engenharia Mecânica, um grande obrigado por toda a sua ajuda nos ensaios de absorção de água dos materiais.

Por fim, agradeço a minha família por me apoiarem em todo este processo e ao meu grande amigo Duarte e ao André por estarem presentes desde o início deste projeto, sempre colaborando com as suas ideias e opiniões.

Joana Lopes

Índice

1.	Introdução	1
1.1	Enquadramento e Motivação	1
1.2.	Objetivos	2
1.3.	Estrutura da Dissertação	2
2.	Amputação transtibial	5
2.1	Introdução	5
2.2	Protetização	6
2.3	Encaixe	7
2.3.1	Fabricação do encaixe	10
2.3.1.1	Materiais	11
3.	Implicações inerentes às próteses	18
3.1.	Introdução	18
3.2.	Ambientais	18
3.3.	Socioeconómicas	19
4.	Mitigação de riscos	23
4.1	Introdução	23
4.2	Tecnologias Apropriadas	24
4.3.	Fibras empregues em compósitos	24
4.3.1.	Fibras naturais	25
4.4.	Resinas naturais	28
4.5.	Fatores que influenciam o desempenho dos biocompósitos	29
4.6.	Fabricação de biocompósitos	30
4.7.	Exemplos de próteses a baixo custo	30
4.7.1	Componentes modulares para prótese transtibial	31
4.7.2.	Dispositivo protésico simples	31
4.7.3.	Prótese a baixo custo com forma elíptica/circular	32

4.7.4 Prótese abaixo do joelho Jaiper	33
5. Estudo do material	36
5.1. Introdução	36
5.2. Adesão bacteriana no material	36
5.3. Testes biomecânicos	37
5.3.1. Testes de tração	38
5.3.2. Teste de flexão	39
5.3.3. Testes de compressão	39
5.3.4. Testes de fadiga	40
5.3.5. Testes de torção	40
5.4. Teste de biodegradabilidade	40
5.5. Teste de absorção de água	41
5.5. Testes de biocompatibilidade do material	41
5.5.1. Teste para a citotoxicidade	41
5.5.2. Teste para a irritação e sensibilização	42
6. Materiais e métodos	44
6.1. Materiais	44
6.1.1. Fase matriz	44
6.1.2. Fase dispersa	47
6.2. Planejamento experimental: escolha dos fatores e níveis experimentais	48
6.3. Processos de fabricação	49
6.3.1. Preparação da matriz	49
6.3.2. Fabricação dos provetes/amostras	49
6.3.3. Fabricação do protótipo do encaixe transtibial	52
6.3.4. Fabricação da peça de extensão	58
6.4. Ensaio experimentais	60
6.4.1. Ensaio de flexão: Provetes	60
6.4.2. Ensaio de tração: Provetes	61
6.4.3. Ensaio de compressão: Protótipo	63
6.4.4. Absorção de água	64
6.4.5. Contagem de bactérias	65
7. Resultados e discussão	67
7.1. Variáveis respostas	67
7.1.1. Ensaio de flexão	67
7.1.1.1. Discussão de resultados	73
7.1.2. Ensaio de tração	74
7.1.2.1. Discussão de resultados	80

7.1.3 Ensaio de compressão_____	81
7.1.3.1 Discussão de resultados_____	83
7.1.4. Absorção de água_____	84
7.1.5. Adesão bacteriana_____	85
8. Conclusões e Trabalho Futuro	89
8.1. Satisfação dos objetivos_____	89
8.2. Trabalho Futuro_____	90
Referências	92

Lista de Figuras

Figura 2.1– Encaixe PTB	8
Figura 2.2 – Encaixe PTS	9
Figura 2.3 - Encaixe KBM	9
Figura 2.4 – Classificação de fibras não-naturais	12
Figura 4.1 – Classificação de fibras naturais	25
Figura 4.2 – Estrutura de uma fibra vegetal (eucalipto)	27
Figura 4.3 – Fatores que regem as propriedades dos ‘compósitos verdes’	30
Figura 4.4 Componentes modulares para prótese transtibial	31
Figura 4.5 – Prótese em posição de bipedestação	32
Figura 4.6 – Prótese em posição de flexão dos joelhos	32
Figura 4.7 – Prótese Monolimb	33
Figura 4.8 – Prótese abaixo do joelho Jaiper	34
Figura 5.1 – Representação esquemática da adesão bacteriana a um material	37
Figura 5.2 – Ciclo de marcha	38
Figura 6.1 – Molécula de Amido	45
Figura 6.2 – Molécula de sacarose	46
Figura 6.3 – Fórmula química do ácido acético	47
Figura 6.4 – Processo de preparação da matriz	49
Figura 6.5 – Montagem das placas de juta	50
Figura 6.6 – Provetes sem vinagre para ensaio de flexão	50
Figura 6.7 – Provetes com vinagre para ensaio de flexão	51
Figura 6.8 – Provetes com vinagre para ensaio de tração	51
Figura 6.9 – Provetes sem vinagre para ensaio de tração	51
Figura 6.10 – Encaixe em termoplástico	52
Figura 6.11 – Preparação do gesso	52
Figura 6.12 – Molde negativo com gesso	53
Figura 6.13 – Ajuste realizados ao molde positivo	53
Figura 6.14 – Design da peça conectora em SolidWorks	54
Figura 6.15 – Corte do pinho na forma cilíndrica	54

Figura 6.16 – Fabricação da peça conectora	55
Figura 6.17 – Fabricação da peça conectora	55
Figura 6.18 – Perfuração da peça	55
Figura 6.19 – Peça final	56
Figura 6.20 Fases de produção do encaixe	56
Figura 6.21 – Processo de cura à temperatura ambiente	57
Figura 6.22 – Processo de arredondar os bordos do encaixe na lixa	57
Figura 6.23 – Encaixe final. a) vista posterior, b) vista frontal e c) vista lateral	58
Figura 6.24 – Alguns materiais utilizados na fabricação da peça de extensão. a) cortiça, b) cola em spray e c) metade do encaixe em termoplástico	58
Figura 6.25 – Encaixe preenchido com cortiça	59
Figura 6.26 – Processo de fabricação da peça extensora. a) encaixe com PVA e tubo de alumínio, b) encaixe enchido com cacos de pedras e resina epoxídica	59
Figura 6.27 – Montagem da peça de extensão no protótipo	60
Figura 6.28 – Esquema das dimensões dos provetes de flexão segundo a norma ASTM D 790 - 03	61
Figura 6.29 – Ensaio de flexão	61
Figura 6.30 – Esquema das dimensões dos provetes de tração segundo a norma ASTM D 3039/D 3039M	62
Figura 6.31 – Ensaio de tração	62
Figura 6.32 – Protótipo montado para ensaio de compressão	63
Figura 6.33 – Imersão dos provetes sem vinagre	65
Figura 6.34 – Imersão dos provetes com vinagre	65
Figura 7.1 – Gráfico Tensão-Deformação. Ensaio de flexão da placa de juta após 1 mês	68
Figura 7.2 – Gráfico Força-Deslocamento. Ensaio de flexão da placa de juta após 1 mês	68
Figura 7.3 – Gráfico Tensão-Deformação. Ensaio de flexão da placa de juta após 7 meses	69
Figura 7.4 – Gráfico Força-Deslocamento. Ensaio de flexão da placa de juta após 7 meses	70
Figura 7.5 – Gráfico Tensão-Deformação. Ensaio de flexão da placa Juta+Vinagre, após 1 mês	71
Figura 7.6– Gráfico Força-Deslocamento. Ensaio de flexão da placa Juta+Vinagre, após 1 mês	71
Figura 7.7 – Gráfico Tensão-Deformação. Ensaio de flexão da placa Juta+Vinagre, após 7 meses	72

Figura 7.8 – Gráfico Força-Deslocamento. Ensaio de flexão da placa Juta+Vinagre, após 7 meses_____	73
Figura 7.9 – Provete após ensaio de flexão_____	74
Figura 7.10– Gráfico Tensão-Deformação. Ensaio de tração da placa Juta, após 1 mês_____	75
Figura 7.11 – Gráfico Força-Deslocamento. Ensaio de tração da placa Juta, após 1 mês_____	75
Figura 7.12 – Gráfico Tensão - Deformação. Ensaio de tração da placa Juta, após 7 meses_____	76
Figura 7.13 – Gráfico Força - Deslocamento. Ensaio de tração da placa Juta, após 7 meses_____	77
Figura 7.14 – Gráfico Tensão-Deformação. Ensaio de tração da placa Juta+Vinagre, após 1 mês_____	78
Figura 7.15 – Gráfico Força-Deslocamento. Ensaio de tração da placa Juta+Vinagre, após 1 mês_____	78
Figura 7.16 – Gráfico Tensão-Deformação. Ensaio de tração da placa Juta+Vinagre, após 7 meses_____	79
Figura 7.17 – Gráfico Força-Deslocamento. Ensaio de tração da placa Juta+Vinagre, após 7 meses_____	80
Figura 7.18 – Provetes após ensaio de tração_____	81
Figura 7.19 – Gráfico Ensaio de carga F_{set} ao encaixe_____	82
Figura 7.20 – Gráfico Ensaio de carga F_{ptf1} ao encaixe_____	82
Figura 7.21 – Gráfico Ensaio de carga F_{ptf2} ao encaixe_____	83
Figura 7.22 –Resultado do ensaio de absorção de água pelo compósito, após imersão de 1h_____	84
Figura 7.23 –Resultado do ensaio de absorção de água pelo compósito, após imersão de 24h_____	85
Figura 7.24 – Contagem de bactérias da amostra sem vinagre, após 1 mês_____	86
Figura 7.25 – Contagem de bactérias da amostra com vinagre, após 1 mês_____	87
Figura 7.26 – Contagem de bactérias da amostra sem vinagre, após 3 meses_____	87
Figura 7.27 – Contagem de bactérias da amostra com vinagre, após 7 meses_____	87

Lista de Tabelas

Tabela 2.1 – Prótese transtibial	6
Tabela 2.2 – Propriedades do Polipropileno	16
Tabela 2.3 – Propriedades do Polietileno de Alta Densidade	16
Tabela 4.1: Valores de massa específica e propriedades mecânicas das fibras naturais e convencionalmente usadas como reforço de compósitos	25
Tabela 4.2 – Classificação dos biopolímeros	28
Tabela 6.1 – Composição química da juta	48
Tabela 6.2 – Fatores e níveis para ensaios experimentais	49
Tabela 6.3 Teste de força (Proof strength) às estruturas principais das próteses	64
Tabela 6.4 – Medições iniciais ao compósito com vinagre	64
Tabela 6.5 – Medições iniciais ao compósito sem vinagre	64
Tabela 7.1 Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de flexão para a placa de juta após 1 mês	67
Tabela 7.2 –Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de flexão para a placa de juta após 7 meses	69
Tabela 7.3 – Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de flexão para a placa de juta+vinagre após 1 mês	70
Tabela 7.4 – Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de flexão para a placa de juta+vinagre após 7 meses	72
Tabela 7.5 – Resistência à flexão dos materiais compósitos	74
Tabela 7.6 – Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de tração para a placa de juta após 1 mês	74
Tabela 7.7 – Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de tração para a placa de juta após 7 meses	76
Tabela 7.8 – Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de tração para a placa de juta após 1 mês	77
Tabela 7.9 – Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de tração para a placa de juta após 7 meses	79

Tabela 7.10 – Resistência à tração e Módulo de Young dos compósitos_____	81
Tabela 7.11 Valores da carga que o protótipo foi submetido_____	82
Tabela 7.12 – Contagem de bactérias da amostra sem vinagre, após 1 mês_____	86
Tabela 7.13 – Contagem de bactérias da amostra com vinagre, após 1 mês_____	86
Tabela 7.14 – Contagem de bactérias da amostra sem vinagre, após 3 meses_____	86
Tabela 7.15 – Contagem de bactérias da amostra com vinagre, após 7 meses_____	86

Abreviaturas e Símbolos

ASTM	American Society of Testing Materials
AVD's	Atividades de Vida Diária
CAD/CAM	Computer-aided design/ Computer-aided manufacturing
CE	Conformité Européene
CICV	Comité Internacional da Cruz Vermelha
D-LFT	Direct Long-Fiber Thermoplastic
EUA	Estados Unidos da América
KBM	Kondylen Bettung Munster
MPG	Medical Products Law
OMS	Organização Mundial de Saúde
PHAs	Poli(hidroxialcanoatos)
PHBV	Poli (hidroxibutirato-co-valerato)
PLA	Ácido Polilático
PP	Polipropileno
PRVF	Plástico Reforçado com Fibra de Vidro
PTB	Patellar Tendon Bearing
PTS	Patellar Tendon-Bearing Supracondylar
PVA	Poly(vinyl acetate)
PVC	Polyvinyl chloride
SNC	Sistema Nervoso Central

Lista de símbolos

σ_y	Tensão de cedência (MPa)
UTS	Resistência à tração
$\Delta L\%$	Alongamento
E	Módulo de elasticidade (MPa)

ε	Deformação
L_0-L_f	Varição do comprimento do corpo
L_0	Comprimento inicial do corpo
σ/T	Tensão
F	Carga instantânea aplicada perpendicularmente à seção transversal
A_0	Área da secção transversal
W_t	Peso da amostra no tempo t
W_0	Peso inicial da amostra
$Mt\%$	Porcentagem do teor de água

Capítulo 1

Introdução

1.1 Enquadramento e Motivação

Perante a ausência de um membro ou parte deste, advêm-se, além de debilidade e distúrbios funcionais, possíveis comprometimentos a nível estético e psicossocial. Contudo, face aos avanços tecnológicos alcançados na Medicina e Engenharia, deparamo-nos com melhorias na qualidade da vida dos amputados, possibilitando a sua reabilitação nos vários âmbitos de vida diária [1-3].

Destacam-se o estudo dos biomateriais, que pressupõe o desenvolvimento de materiais com propriedades e indicações específicas, tendo como principal objetivo a biocompatibilidade [4-7].

Alguns plásticos e compósitos são biomateriais de fundamental importância na sociedade atual, possuindo diversas aplicações, como na fabricação de próteses externas ou na substituição de inúmeros materiais como vidros, metais, madeira, entre outros [4,5,8]

No entanto, a utilização destes materiais compreende alguns problemas:

- Tal tecnologia não está tangível a nível global, seja por questões de origem financeira ou acessibilidade. Verificamos esse exemplo em países menos desenvolvidos e/ou vítimas de guerras - minas terrestres e munições - como a Bósnia e Herzegovina, Angola, Camboja ou Afeganistão [9,10,11].

- Os dados de produção mundial suscitam grande preocupação devido aos problemas ambientais causados pelo acúmulo destes materiais de origem petroquímica em lixeiras e aterros sanitários, considerando que estes materiais demoram em média cem anos para se decompor no meio ambiente [12].

Como resultado da crescente consciencialização ambiental, a preocupação com a sustentabilidade ambiental e o excesso de resíduos globalmente, desenvolvem-se alternativas para a diminuição/substituição do consumo destes materiais e aumento da sua biodegradabilidade. As alternativas aos plásticos convencionais são a reciclagem ou a substituição destes por plásticos biodegradáveis ou bioplásticos; aos compósitos a adição de cargas orgânicas durante o processamento destes materiais. Porém, nas últimas décadas, tem havido um colossal crescimento do uso de fibras naturais em vez de fibras sintéticas [13].

As fibras naturais têm sido tão utilizadas devido às suas inúmeras vantagens, tais como, baixo custo, baixa densidade, resistência específica aceitável, boas propriedades de

isolamento térmico, biodegradabilidade, renovabilidade, manterem-se estáveis durante sua vida útil e se degradarem num período de tempo curto após descartados no meio ambiente [13].

Verificamos recentes avanços na aplicação de fibras naturais como a juta, linho, sisal, kenaf (*Hibiscus cannabinus*), coco, bambu, entre outras, em compósitos. No entanto, em muitos casos a matriz (resina) utilizada é de origem petroquímica. Assim sendo, o desenvolvimento de materiais compósitos completamente biodegradáveis, provenientes de fibras e resinas originárias de matérias-primas renováveis, constitui um marco tanto numa perspectiva ecológica como da engenharia [13].

1.2 Objetivos

Este projeto visa o desenvolvimento de um biomaterial compósito seguindo o princípio de aplicação das tecnologias apropriadas, isto é, recorrendo-se a recursos naturais disponíveis em Portugal para alcançar uma solução sustentável e económica na conceção do encaixe de uma prótese transtibial.

Este encaixe de prótese deverá responder às necessidades do seu utilizador, ser ergonómico, adaptável, prático, deverá empregar materiais biocompatíveis com o tecido da pele e ter condições de produção e manutenção adaptáveis ao meio ambiente onde será aplicado.

O processo de fabrico debruçar-se-á na análise dos problemas ambientais e económicos associados às próteses existentes, dos fatores humanos, tais como as necessidades, perfil físico e emocional dos amputados e dos recursos e técnicas de confeção possíveis de aplicar.

Além disso, pretende-se fazer um estudo das propriedades mecânicas dos materiais utilizados atualmente nos encaixes protésicos e compará-los com os que usam fibras naturais; estudar a viabilidade de uma matriz biodegradável; e dar continuidade a este projeto inicial, alargando-o a outros países onde se verificam carências/desigualdades económicas e um número considerável de amputados, com particular atenção a Angola e Laos, dos países mais afetados pelas minas terrestres. A missão é garantir que a protetização seja acessível a um maior número de pessoas e isso não implique a degradação ambiental.

1.3 Estrutura da Dissertação

Esta secção descreve sucintamente a composição dos diferentes capítulos em que este estudo é estruturado.

Para além da introdução, onde são explicados os princípios deste projeto e quais os objetivos a cumprir, este trabalho contém mais sete capítulos.

No capítulo 2, é explicado no que consiste a amputação, o que fazer após a amputação, constituição da prótese, em particular o encaixe, métodos e materiais usados no seu fabrico.

No capítulo 3 são apresentados os problemas que esses materiais trazem ao ambiente e como é que os países menos desenvolvidos lidam com esta nova tecnologia.

No capítulo 4, são descritas as possibilidades de diminuir os danos até aqui causados, quer na substituição da matriz quer na substituição do reforço por materiais provenientes da natureza e de recursos renováveis. Também são apresentados alguns exemplos de próteses de

baixo custo já existentes.

No capítulo 5, são descritos alguns estudos que são necessários para criar um material novo para ser usado em próteses.

No capítulo 6, são descritos todos os processos experimentais realizados, os materiais e os métodos de produção para a elaboração das placas e respectivos provetes/encaixe, posteriormente submetidos aos diversos ensaios. Toda esta componente foi realizada nas instalações do INEGI e Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade Fernando Pessoa.

O capítulo 7 apresenta os resultados e discussão dos ensaios realizados no capítulo anterior.

O capítulo 8 apresenta as conclusões desta dissertação, como fatores a melhorar em estudos futuros. E também é apresentada uma visão para o futuro trabalho a ser realizado.

Capítulo 2

Amputação transtibial

2.1 Introdução

Os registos de amputações dos membros inferiores remontam os tempos pré-históricos, sendo um dos procedimentos cirúrgicos mais antigos conhecidos [14-16]. Estas envolvem a remoção parcial ou total de um membro. A incisão pode ser a nível de um osso em tecido saudável ou numa zona de articulação (desarticulação). A amputação por cirurgia ocorre quando não há previsão de cura e está implicada a vida do paciente [17]. No momento pré-cirúrgico são avaliados aspetos como a extensão da infeção, estado vascular e viabilidade dos tecidos moles [18,19].

Nos Estados Unidos, são descritas anualmente 30,000 a 40,000 amputações [17]. Sendo que, em 2005, estimou-se que já 1.6 milhões de indivíduos viviam com a perda de um membro, e espera-se que em 2050 esse valor aumente para os 3.6 milhões [20].

A amputação pode dar-se a vários níveis. Consoante o nível da amputação, varia o impacto no grau de incapacidade funcional, ou seja, o impacto na qualidade de vida e na capacidade de levar a cabo as AVD's. Em níveis de amputação mais distais há preservação de uma maior longitude do membro inferior (plataforma de suporte de peso viável) permitindo uma deambulação precoce [18,19]; proporcionam um feedback proprioceptivo mais aproximado ao normal [21]; e há menor gasto energético durante a deambulação [18,19].

As causas para amputação variam a sua prevalência de país para país e região para região. Sendo mais frequentes as amputações derivadas do aumento da incidência de doenças vasculares e lesões traumáticas graves, representando atualmente um problema global significativo. Outras condições que também poderão levar a amputações são úlceras não cicatrizadas, dor crónica, queimaduras graves, défices congénitos e tumores/cancros. Ausências congénitas e malformações dos membros não são considerados amputações, porém, representam uma pequena percentagem das causas de amputação [17,18,22].

No caso da amputação transtibial, esta compreende a remoção parcial da perna entre a articulação do tornozelo e a articulação do joelho (a nível distal, medial ou proximal), eliminando uma área limitada de isquemia tecidual insuprível e/ou infeção, com o objetivo de maximizar/preservar a função dos membros através da manutenção de uma porção significativa da perna [17,19,23]. Maioritariamente (60-70%) são realizadas devido a doenças a nível vascular periférico ou circulatório do membro inferior. A má circulação pode induzir o

aparecimento de úlceras incuráveis, por limitar a hipótese de cura ou resposta imunitária no caso de lesões; desenvolver infecções que se poderá alastrar para o osso e tornar-se fatal [18].

Tabela 2.1 – Prótese transtibial [24,25]

Nível de amputação	Tipo de Prótese	Tipos de Encaixe	Materiais	Suspensão
Transtibial	Exoesquelética/ Convencional	PTB	Fibra de vidro, carbono, poliamida (Nylon® ou Perlon® e aramida ou Kevlar®)	Correia
	Endoesquelética/ Modular	PTS	Resinas epoxídica Resina acrílica	
		KBM	Polipropileno Polietileno	

Como consequências da amputação destacam-se problemas psicológicos, tais como padrões de negação e subsequente depressão, sendo recomendado recorrer a um aconselhamento psicológico em grupo ou singular. Por vezes, são necessárias amputações secundárias, sendo de a responsabilidade do paciente cuidar do membro afetado de forma a prevenir possíveis repercussões [8,21]. Além de surgirem também consequências a nível motor, tais como afeção da biomecânica da marcha, das pressões na pele, da cinemática, da cinética, do gasto energético, dos parâmetros tempo-espaciais da marcha e do centro de pressão [26,27].

Após a amputação, o amputado deve ser reabilitado, de forma a reduzir o edema, prevenir contraturas e aumentar a força, deve também ser assistido na adaptação dessa perda corpórea e na maximização da independência funcional [8,28].

A conceção de uma prótese permitirá a deambulação (marcha mais eficiente e funcional), melhoria da qualidade de vida desses indivíduos, aumento da sua independência e autoestima [8,29].

2.2 Protetização

Uma prótese é um dispositivo concebido para substituir a aparência e função de um membro ausente por amputação ou malformação congénita [22,30].

As próteses podem ser: exoesquelética, cuja capacidade de suporte de peso, isto é, a capacidade de transferência do peso do utilizador para o solo, é realizada periféricamente ao longo da circunferência do dispositivo (estrutura externa rígida); ou, mais comumente utilizada, endoesqueléticas/modular, cuja capacidade de suporte de peso é central, por meio uma estrutura tubular e componentes modulares, no centro de prótese, que conectam o encaixe ao pé protésico [1,22].

Além disso, estas são formadas por cinco componentes principais: encaixe protésico, adaptadores e elementos de conexão, interface, articulações e dispositivo terminal [8,27,28].

Geralmente, as próteses para amputações transtibiais consistem num pé protésico, tubo adaptador, conector e encaixe [22]. Opcionalmente é aplicado um revestimento cosmético sobre a prótese [31].

A sua utilização é recomendável num período pós-cirúrgico onde já haja cicatrização do ferimento, endurecimento da pele e redução do volume do coto. Por vezes utilizam-se próteses provisórias, visto que a deambulação é restrita sem este dispositivo [30].

O processo de aplicação da prótese consiste na avaliação de diversos fatores referentes ao amputado, tais como: estado do coto; eficiência do aparelho cardiovascular, especialmente em termos de tolerância de cargas; força muscular, tônus muscular e aparelho locomotor; alterações das estruturas (ósseas, musculares, ligamentos, cutâneas, vascularização); número de protetizações anteriormente realizadas; estilo e qualidade de vida; possível sensibilidade aos materiais aplicados; autossuficiência na aplicação do dispositivo protésico; mobilidade e equilíbrio do amputado com o dispositivo; cuidados de higiene e outros com a prótese; pré-condição psicológica para o uso de prótese; e acompanhamento na reabilitação [8,11,22].

As próteses são essenciais na execução de diversas funções, como na recuperação de grande parte da mobilidade e no auxílio de tarefas da vida diária, aumentando a independência e qualidade de vida. Também na prevenção de problemas de postura e equilíbrio, que poderão ocorrer devido à diferença de peso entre a perna amputada e o membro contralateral. Além de evitar a sobrecarga da perna saudável, que a longo prazo poderia gerar outros problemas [11].

2.3 Encaixe

O encaixe é o componente que conecta a prótese ao membro residual [30-33], ou seja, é responsável por acomodar o coto, sendo este o local onde serão realizadas as descargas de peso e suspensão da prótese [1,34,35].

Além disso, tem por objetivo a integração eficaz da prótese como uma extensão funcional do corpo. Porém, a adesão dos tecidos moles do membro residual e a sua tolerância local às forças aplicadas externamente tornam esta meta limitada. Sendo que os tecidos moles presentes no membro residual não suportam bem as cargas, e no caso de uma inadequada distribuição de cargas pode gerar dor e danos cutâneos. Portanto, é extremamente importante a conceção de um encaixe que distribua corretamente as cargas [28, 36].

A seleção do material é o fator mais importante a considera no design e fabricação das próteses. Este terá influência direta no conforto proporcionado pelo encaixe e será afetado pelo peso e força exercidos por toda a prótese [35].

Dependendo do nível de amputação, varia o *design* do encaixe, os pontos de pressão para fixação, zonas de descarga de peso e métodos de suspensão. Estes fatores são criteriosamente definidos e ajustados de forma individualizada, conduzindo assim ao sucesso da protetização e, conseqüentemente, da reabilitação [1].

A forma do encaixe não é uma réplica exata do membro residual, pois são realizadas algumas modificações de forma a permitir uma transferência de cargas entre o membro e a prótese mais eficaz. Estas modificações são necessárias pelas alterações que a forma do coto sofrerá, pelas alterações na tolerância à pressão dos tecidos moles e essencialmente pelas exigências biomecânicas relacionadas com o suporte e controlo [35,36].

Inicialmente, os encaixes tinham uma forma cônica simples, um *design* com pouca base

racional. Posteriormente, apercebeu-se que é necessário ter em conta a biomecânica entre a interação do encaixe com o membro residual, de forma a melhorar o *design* do encaixe. Compreendendo os princípios biomecânicos envolvidos e a anatomia do coto, surgem modelos de encaixes mais coerentes [34].

Os *designs* tipicamente utilizados para amputações abaixo do joelho são o PTB, PTS e o KBM. No encaixe PTB (Figura 2.1), a descarga de peso é realizada no tendão rotuliano e o bordo proximal termina ao nível do centro do joelho. A suspensão é realizada por meio de uma correia supracondiliana, que tem por inconveniente o perigo de limitar a circulação sanguínea por estrangulamento da região acima do joelho. O encaixe foi desenvolvido após a II Guerra Mundial, com o objetivo de proporcionar uma distribuição mais eficaz das cargas ao longo do coto, permitindo que cargas sejam redirecionadas para as áreas tolerantes a estas e, conseqüentemente, aliviar as regiões mais sensíveis [25,33,34].

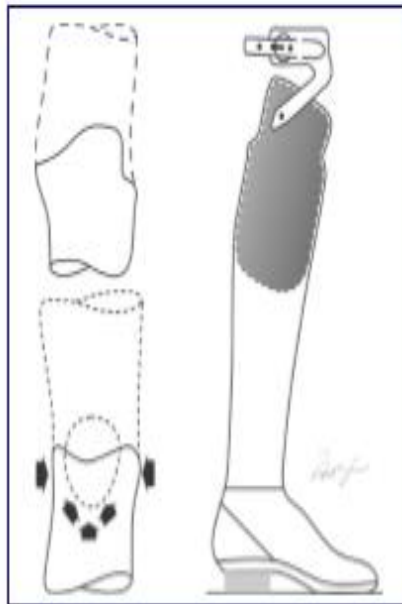


Figura 2.1– Encaixe PTB [25]

O encaixe PTS (Figura 2.2) envolve na totalidade a rótula, ou seja, o bordo ventral superior termina acima da rótula, exercendo pressão sobre o quadricípite. A suspensão é supracondiliana e, além disso, entre o quadricípite e a musculatura de flexão cria-se um ponto de fixação. Este sistema pode ser aplicado em cotos extremamente curtos, contudo têm o inconveniente estético, pois o bordo ventral superior torna-se exageradamente saliente quando o joelho é fletido. Numa tentativa de melhorar o meio de suspensão do encaixe, emerge o KBM (Figura 2.3) [25,33,34].

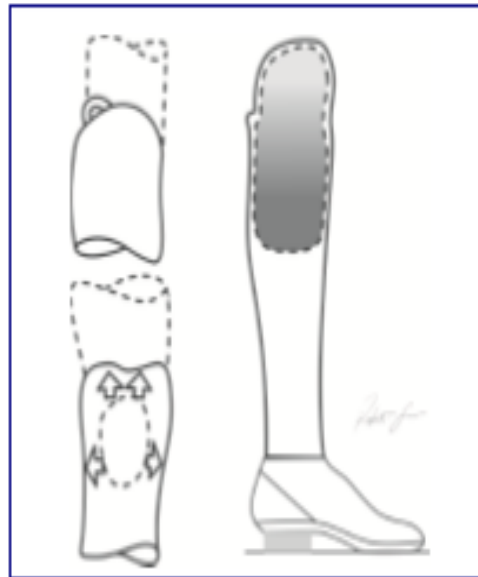


Figura 2.2 – Encaixe PTS [25]

Aqui a descarga do peso é também sobre o tendão rotuliano, porém a rótula encontra-se totalmente livre e o bordo proximal envolve os côndilos medial e lateral do fêmur. O encaixe é autossuspendido, pois ao exercer pressão acima do côndilo medial e diminuir a medida médio-lateral, garante uma boa suspensão da prótese. Sendo o mais utilizado atualmente, por demonstrar os melhores resultados em todos os aspectos [25,33,34].

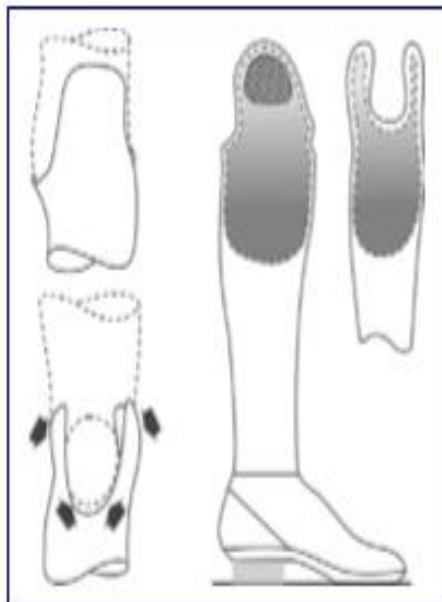


Figura 2.3 - Encaixe KBM [25]

Devido à falta de métodos de avaliação quantitativa, a modificação do encaixe é baseada fundamentalmente na experiência subjetiva do protésico e no *feedback* do amputando, expectando-se a determinação da forma mais apropriada de encaixe a partir da forma do membro residual, que facilite a eficaz transferência e distribuição das cargas, maximize o

conforto e desempenho do amputado e permita a estabilidade e controlo eficiente para a mobilidade [30,34,36]. Porém, através de medições clínicas ou modelagem computacional, vários estudos são direcionados na avaliação e quantificação da distribuição da carga no membro residual [34].

2.3.1 Fabricação do encaixe

Os princípios básicos para projetar o encaixe vão depender da necessidade de transferir a maior parte da carga para áreas específicas de suporte de carga ou distribuir de forma mais uniformemente a carga sobre todo o membro [30]. Outro fator a ter em conta no momento de projeto da prótese, de maneira a ter umas distribuições de carga mecânica ideal, é compreender como os tecidos do membro residual respondem às cargas externas e outros fenómenos físicos internos do encaixe (interface). Pois, tanto a pele como os tecidos moles não irão tolerar grandes pressões, tensões de cisalhamento, movimentos relativos abrasivos e outras irritações físicas que poderão ocorrer na interface [30,34].

1- Medidas e molde negativo: de maneira geral, o processo manual de fabricação do encaixe inicia-se pela medição dos comprimentos das circunferências e diâmetros (medio-laterais e ântero-posteriores) do membro amputado e altura em relação ao joelho e pé do membro contralateral. Seguido pela extração do molde negativo, ou seja, pela impressão com ligaduras de gesso do membro residual; continuamente, esse molde é preenchimento com gesso dando lugar a um molde positivo, a réplica exata do coto [25,35,37].

2 - Molde positivo: na fabricação dos encaixes de membro inferior existe uma preocupação acrescida em realizar a distribuição apropriada das cargas, devido às consequências que estas poderiam acarretar. Então são realizadas modificações no molde positivo de gesso, tendo em consideração as alterações da forma do coto, variações na tolerância a pressões nos tecidos moles ao longo do membro residual, as medidas dos comprimentos dos segmentos corporais relevantes e a localização dos ossos e tendões [25,30,35,37].

Contudo, devido ao avanço tecnológico, este processo pode ser executado por um *software*, como o CAD/CAM. Realiza-se a leitura digital do membro residual e cria-se o molde positivo com respetivas modificações, computacionalmente [25,35,38].

3- Fabricação do encaixe de prova: de modo a evitar custos de reiterar um encaixe laminado, ser possível visualizar zonas de descarga de peso, os pontos de pressão e as necessidades de alívios e fazer respetivas retificações, é confeccionado um encaixe de prova. Para a sua fabricação utiliza-se uma placa de termoplástico transparente que é aquecida num forno adequado e, através de um sistema de vácuo, moldada em torno do molde [25,35,37].

4- Fabricação do encaixe definitivo: sendo um encaixe definitivo, pode-se recorrer novamente à termomoldagem, utilizando um termoplástico mais resistente, normalmente polipropileno, ou à laminagem. A laminagem consiste na disposição, isolada entre capas de PVA, PVC ou outro material avançado, de diversas camadas de fibras impregnadas por uma resina, sobre o molde. A impregnação é auxiliada por um sistema de vácuo, melhorando a sua fluidez. A modelação por vácuo é a técnica mais utilizada para fabricar encaixes de próteses transtibiais [30,25,35,37,39]. A laminagem combina os melhores aspetos das camadas constituintes e da ligação do material, com o objetivo de obter um material mais útil [40]. A qualidade da adesão entre a matriz e o reforço será um fator de extrema importância, intervindo diretamente no desempenho mecânico do compósito [41].

Para o conforto e proteção do coto, é confeccionado uma interface entre o encaixe e o

coto, em material macio e com propriedades antialérgicas [25].

5- Acabamentos: por fim, são realizados os acabamentos necessários ao encaixe e procede-se à montagem e alinhamentos da prótese [25,37].

Durante todo o processo há um grande desperdício de material, como os moldes de gesso, encaixes de prova e materiais de fabricação em excesso. No caso de haver necessidade de realizar outro encaixe, devido às inevitáveis alterações no membro residual, todo o processo tem de ser repetido [37].

2.3.1.1 Materiais

A seleção do material para fabricação de uma prótese é um fator extremamente importante pois afeta diretamente o conforto do encaixe e o nível de mobilidade do amputado. Uma marcha confortável está associada à resistência e peso do material, sendo necessário o equilíbrio entre esses dois fatores [24].

A triagem do material mais apropriado depende de diversos fatores concernentes ao amputado, como as suas necessidades e capacidades, ou seja, o capital financeiro, atividades profissional e de lazer, nível de atividade física, durabilidade, conforto e estética. Além de que a disponibilidade de materiais também terá influência na escolha dos mesmos [24].

Existem diversos materiais adequados para o fabrico de próteses, desde das mais avançadas fibras de carbono aos mais simples copolímeros, que exigem menor tecnologia na moldação e são mais fáceis de manipular [24].

Compósitos

Nos últimos anos tem-se assistido a um engrandecimento muito significativo da aplicação dos materiais compósitos nos mais variados campos da engenharia, devido a sua elevada resistência e rigidez específica, leveza, bom desempenho à fadiga e boa resistência à corrosão [41].

Atualmente, esta tecnologia é excessivamente usada pela indústria náutica, aeroespacial, protésica, no mercado dos utensílios domésticos e automóvel, porém foi a indústria militar a grande impulsionadora da aplicação dos materiais compósitos modernos [41-43].

O recurso à combinação de diferentes materiais remota muitos séculos atrás, não é uma técnica recente. No ano 1500 A.C. era típico usar barro reforçado com madeira e palha, ou mesmo os egípcios, construíam os seus monumentos com tijolos de argila e palha [41].

Segundo a norma ASTM D3878-95, os compósitos são materiais multifásico que consistem numa mistura de dois ou mais materiais imiscíveis. Assim, através do controlo da morfologia e da repartição dos mesmos é possível obter um terceiro e novo material macroscopicamente homogéneo e que possui propriedades diferentes das apresentadas pelas componentes iniciais. Normalmente, esta combinação de materiais é sinérgica, ou seja, a combinação das propriedades das fases que o constituem é benéfica [41,43, 44].

As propriedades que se podem melhorar com a formação de um material compósito são: peso, resistência, rigidez, resistência à corrosão, comportamento termodependente, condutividade e isolamento acústico e térmico [43-45].

O material compósito é constituído por duas fases, a fase da matriz e a fase de reforço [40,45].

O reforço é o constituinte disperso na matriz, geralmente uma fibra (contínua ou descontínua) ou partícula, é muito importante na formação do material compósito, sendo

responsável por definir as propriedades mecânicas do material; o comprimento, a orientação e a fração volumétrica do reforço são parâmetros importantes no desempenho do compósito [40,41,44].

A matriz é o constituinte contínuo, responsável pelas propriedades físico-químicas e pela coesão estrutural do material. Tem como função principal o suporte e a proteção das fibras bem como a transferência de tensões entre fibras. A matriz está normalmente presente em menor quantidade, é considerada de baixa densidade, rígida e mais forte do que as fibras [40,41,44].

A sua classificação do compósito será segundo a sua origem: matriz polimérica, sendo os compósitos à base de polímeros sintéticos, os mais utilizados, pois para o seu processamento não são necessárias altas pressões e temperaturas, tornando os equipamentos de manufatura menos onerosos, e face aos outros tipos de matrizes, minimiza problemas de degradação dos elementos de reforço, contudo possuem baixa resistência e rigidez; matrizes metálicas têm rigidez e resistências intermediária, mas alta ductilidade; ou cerâmicas têm alta resistência e rigidez, mas são frágeis. Geralmente, os compósitos de matriz metálica e cerâmica exigem temperaturas muito altas e, por vezes, altas pressões para o processamento, tornando-se normalmente muito mais caras do que os compósitos de matriz de polímero. No entanto, têm uma estabilidade térmica muito melhor e são mais requisitadas em aplicações expostas a altas temperaturas [41,44].

1) Fibras sintéticas

As fibras não-naturais, ou seja, fibras produzidas pelo Homem, podem dividir-se em artificiais ou sintéticas (Figura 2.4) [46,47].

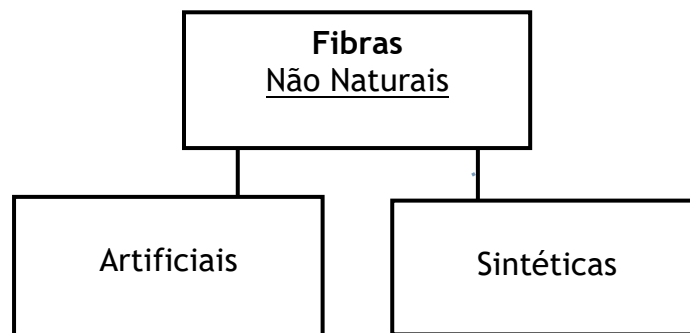


Figura 2.4 – Classificação de fibras não-naturais [46].

As fibras sintéticas abrangem uma vasta gama de materiais com propriedades variadas, pois são tipicamente produzidas de forma química por precursores provenientes do petróleo ou carvão. Este fator contribui para a aplicação em grande escala dos materiais à base destas fibras em vários setores como têxtil, automóvel, aeronáutica, construção civil, em aplicações médicas e de higiene, entre muitas outras. A sua durabilidade física, biológica e química e estabilidade dimensional torna-o preferível em relação às fibras naturais. Fibras como poliéster (Dacron®), poliamida (Nylon), poliolefina (polietileno e polipropileno), poliacrílicas (Orlon®) ou Elastano (Lycra®) são consideradas sintéticas [46,47].

As fibras artificiais são obtidas através da transformação de polímeros semi-naturais, pela ação de agentes químicos, em processos de extrusão. Normalmente, a celulose é o

polímero precursor de muitas das fibras artificiais, sendo extraída de *linters* de algodão, folhas de árvores, como o eucalipto, bambu, soja, milho, entre outras. Também podem ser utilizados precursores como a caseína do leite, zeína a partir do milho, arachina do amendoim ou o alginato extraído das algas marinhas [46,47,42].

As fibras de origem não natural foram produzidas com a intenção de melhorar várias propriedades presentes nas fibras naturais, como o rendimento mecânico, a estabilidade térmica e a condutividade elétrica [46]. No entanto, em 1957, surgem outras fibras orgânicas e inorgânicas de alto módulo e resistência, que ultrapassariam as fibras convencionais.

Incluindo-se nesse grupo as fibras de vidro, aramida (ou poliamida aromática) e carbono, com principal aplicação no reforço de materiais poliméricos [41]. Estas conferem aos materiais características e propriedades distintas, como resistência à degradação ambiental [48].

Distinguem-se as fibras de vidro, sendo as mais aplicadas como reforço e mais acessíveis economicamente. São usadas tanto para obter compósitos estruturais como componentes moldados. Estas vão conceber características auspiciosas aos compósitos, como boa estabilidade dimensional, elevado quociente entre a resistência e peso, elevada tensão de rutura à tração, alta resistência térmica, à humidade e à corrosão, isolamento elétrico, facilidade de processamento e custo relativamente baixo. Contudo, têm como inconveniente o seu baixo módulo de elasticidade, sensibilidade a temperaturas elevadas, sensibilidade à abrasão, baixa resistência à fadiga e elevada massa específica [41,42,49]. Em termos microestruturais é disposta numa rede tridimensional aleatória de átomos de silício e oxigénio, conferindo-lhe um estado amorfo de propriedades isotrópicas. As fibras de vidro mais utilizadas são do tipo E e S [12,41].

A fabricação das fibras de carbono é a partir de dois precursores principais, o poliácridonitrilo (PAN) e o breu (ou piche), o primeiro uso foi reportado em 1879 [41]. A sequência de tratamento para cada precursor baseia-se em: fiação, estabilização, carbonização e aplicação do revestimento ou cola para facilitar o seu manuseamento.

Caracterizam-se pela sua baixa massa específica, preços relativamente elevados, elevada rigidez, condutibilidade elétrica e tensão de rotura, baixo coeficiente de dilatação, reduzida resistência ao impacto, alta condutibilidade térmica e baixa resistência à compressão; são empregues em muitas aplicações, predominantemente na indústria aeroespacial e automóvel [41,47,49].

As fibras de aramida, surgem em 1972, comercializadas pela Du Pont® cujo nome comercial permanece sendo Kevlar®, existem vários tipos, por exemplo o Kevlar 29®, uma fibra de elevada resistência mecânica, especifica para determinadas aplicações como proteção balística, cordas e cabos; ou o Kevlar 49®, uma fibra que possui resistência mecânica e módulo de elasticidade elevados, e baixa densidade, sendo propriedades mais requeridas como reforço em compósitos de matriz polimérica, para aplicações como a indústrias aeroespacial, protésica, marítima, automóvel e outras [41,47,50]. De um modo geral estas fibras possuem alta tenacidade, boa resistência ao impacto e à fadiga, elevada resistência mecânica e a agentes químicos, resistência a solventes orgânicos, combustíveis e lubrificantes, boa capacidade de amortecimento de vibrações, adequada relação resistência/peso e boas características dielétricas. Porém, têm um custo relativamente elevado, baixas resistência à compressão e má adesão às resinas [41].

2) Resinas sintéticas

Atualmente encontra-se uma enorme variedade de resinas sintéticas de acordo com as aplicações específicas pretendidas. Podem ser classificadas segundo a sua natureza, termoplástica ou termoendurecível, condicionando assim os seus processos de fabrico e tipo de aplicações [41]. Na grande maioria dos estudos e utilidades industriais a resina utilizada é de origem petroquímica [13].

Estruturalmente, nas matrizes de termoendurecível as cadeias poliméricas apresentam ligações cruzadas, tornando-as rígidas. Podem ser produzidas à temperatura ambiente por adição apropriada de reagentes químicos (solução de monómero e catalisador), representando uma grande proficiência nas indústrias dos materiais compósitos [41].

Como principais resinas termoendurecíveis temos as resinas de poliéster insaturado, epoxídica, vinil-éster e fenólica [12,41].

As primeiras são constituídas por um polímero linear, que resulta da reação de poliesterificação de um diácido com um diálcool, diluído num agente de reticulação. A sua utilização em compósitos é muito requerida devido ao seu baixo custo, facilidade de processamento e boa combinação entre propriedades mecânicas, térmicas, químicas e elétricas, tendo uma durabilidade conveniente quando expostas ao ambiente. A adição de pequenas quantidades de catalisador à resina promove o início da reação de cura. O catalisador irá decompor-se em radicais livres por ação da temperatura e o tempo de cura está proporcionalmente relacionado com o tempo de decomposição [12,41].

As resinas de Vinil-éster são obtidas a partir da reação entre um ácido carboxílico insaturado, como o ácido acrílico, e uma resina epoxídica. Em termos estruturais apresentam cadeias lineares idênticas às das resinas epoxídicas, excetuando os grupos terminais do tipo éster, são os únicos reativos. O processo de cura pode ser realizado de forma semelhante ao das resinas de poliéster insaturado, sendo este um processo mais rápido, mas têm a desvantagem de haver retração volumétrica, na gama de 5-10%, no decurso da cura. Comparativamente às resinas de poliéster insaturado, estas resinas são menos suscetíveis a ataques químicos, têm menor viscosidade e densidade (menor número de ligações cruzadas), elevando a tensão de rotura e favorecendo o seu alongamento. Esta resina é geralmente optada na substituição de materiais de poliéster ou epóxido [24,41].

Estruturalmente, as resinas epoxídicas consistem em polímeros lineares conservados no estado líquido sendo, posteriormente, as suas cadeias reticuladas, numa segunda fase. São caracterizadas por conter um grupo epóxido que irá desempenhar um papel fundamental nas reações de polimerização (cura). Este grupo pode ser convertido em cadeias tridimensionais rígidas e insolúveis pela ação dos agentes de cura. Combinando de diferentes maneiras as resinas epoxídicas, os agentes de cura e as condições de cura, temperatura e pressão, podem obter-se materiais com propriedades e densidade de ligações cruzadas distintas [41].

As resinas fenólicas resultam da policondensação do fenol com aldeído (formaldeído), são polímeros tridimensionais com elevada resistência/estabilidade térmica e dimensional, resistência à chama, mas relativamente às resinas de poliéster insaturado e epóxido têm uma resistência mecânica e química inferior. Ao contrário da resina epoxídica, durante o seu processo de cura das resinas fenólicas há a libertação de produtos voláteis, limitando, deste modo, a sua utilização. Além disso, é obtida de uma fonte não-renovável [41,45].

Polímeros – Termoplásticos

Os termoplásticos são materiais amplamente disponíveis, constituindo um dos tipos de

plásticos mais encontrados no mercado e são produzidos de forma bastante barata. Tipicamente, são utilizados em produtos do dia-a-dia como embalagens e brinquedos e, além disso, também são aplicados na fabricação de próteses [24].

Estes são polímeros que submetidos ao aumento de temperatura e pressão sofrem uma deformação elástica. Essa alteração é uma transformação física reversível, pois retiradas essas solicitações, os termoplásticos voltam a solidificar. A forma como os polímeros respondem às solicitações indiciam as suas propriedades mecânicas, essas dependem de fatores como a sua estrutura química, temperatura, tempo e condições de processamento do polímero. Esta característica torna os termoplásticos materiais recicláveis.

Alguns exemplos desses polímeros são o polietileno, o poliestireno, a poliamida, o polipropileno, o policloreto de vinila e o polietileno tereftalato [24].

Normalmente os termoplásticos são manufaturados em placas, facilitando a sua moldação na fabricação de próteses. A versatilidade do material permite criar placas de diferentes espessuras e comprimentos e é estruturalmente resistente, flexível, com conforto ajustável e pode ser remodelado, característica extremamente importante, pois permite que o encaixe seja alterado [24].

A sua moldação não implica tecnologia muito avançada, tornando mais fácil a sua implementação em países “em desenvolvimento”, a temperatura de deformação é baixa, cerca de 100°C, comparativamente com outros materiais como os metais, cerca de 1000°C. A temperatura de moldação pode ser atingida através de uma pistola de calor, tornando o material fácil de deformar, por ativação térmica das células, fazendo as moléculas deslizar umas após as outras. O arrefecimento do material resulta na diminuição da ductilidade e aumento da rigidez [24].

Outro conceito a ser considerado é o Módulo de *Young* ou módulo de elasticidade, uma das propriedades mecânicas mais importantes nos polímeros. Este mede a razão entre a tensão aplicada e a deformação ocorrida no material. É medido na região elástica linear da curva “tensão VS. deformação” no ensaio de tração [24].

Os termoplásticos mais relevantes na fabricação de próteses são o polipropileno e o polietileno [24].

1) Polipropileno

O polipropileno é um polímero derivado do propeno ou propileno. Este termoplástico possui uma variabilidade de utilidades, desde da sua utilização em caixas à construção de estruturas de suporte de próteses. Em termos de funcionalidade, a rigidez do material permitirá que as forças aplicadas durante a caminhada do amputado sejam transmitidas ao chão. Contudo, a sua baixa resistência ao impacto propícia a sua combinação com o polietileno, material mais flexível, tornando o material menos frágil, obtendo-se um material com propriedades necessárias para criar um membro protésico de qualidade [24].

Tabela 2.2 – Propriedades do Polipropileno [24].

Propriedade	Valor médio
Coeficiente de Poisson	0.2
Módulo de elasticidade	4140.99 MPa
Densidade	0.931 lb/in
Tensão de cedência à tração	190.43 MPa
Tensão de cedência à compressão	44.82 MPa
Tensão de rotura à tração	44.51 MPa
Coeficiente de fricção	0.25

2) Polietileno

O polietileno consiste num polímero formado por cadeias de etileno e é o termoplástico com maior utilização. A flexibilidade deste material possibilita o fabrico de encaixes/interfaces mais confortáveis e conectores para próteses a preços bastantes reduzidos, além disso, o polietileno é muito aplicado na industria automóvel, em peças de canalização e recipientes.

Existem diferentes tipos de polietileno, incluindo o Polietileno de Baixa Densidade, Polietileno de Alta Densidade, mais comumente usado em próteses devido à sua elevada resistência à tração (Tabela 2.3), e o Polietileno de Peso Molecular Ultraelevado [24].

Tabela 2.3 – Propriedades do Polietileno de Alta Densidade [24].

Propriedades	Valor médio
Coeficiente de Poisson	0.29
Módulo de elasticidade	999.74 MPa
Densidade	0.35 lb/in ³
Tensão de cedência à tração	25.16 MPa
Resistência ao impacto	187 ft-lb/in ²
Tensão de rotura à tração	25.82 MPa

Capítulo 3

Implicações inerentes às próteses

3.1 Introdução

A indústria, nomeadamente a indústria protésica, tem tido um enorme crescimento nas últimas décadas a nível da aplicação de novos materiais, como os materiais compósitos e polímeros, pelas suas características e propriedades distintas, de forma a acompanhar os avanços tecnológicos e satisfazer as necessidades de indivíduos amputados e com necessidades específicas. Atualmente, há uma crescente consciencialização que da excessiva utilização desses materiais advêm graves consequências a nível ambiental [13, 48]. Acresce o facto que, os países cognominados subdesenvolvidos não são igualmente ‘privilegiados’ pelo uso destes novos recursos [11].

3.2 Ambientais

Os produtos químicos e materiais usados na indústria protésica subentendem riscos associados tanto ao meio ambiente como à saúde [51].

Com o aumento acelerado da produção e do consumo mundial de produtos industrializados, tornou-se impreterível a agregação da reciclagem de materiais aos valores económicos e desenvolvimento tecnológico, tendo-se convertido numa das mais importantes atividades de controlo ambiental. Estima-se que, atualmente, de todo o lixo produzido, cerca de 50% da composição dos aterros sanitários corresponde a resíduos provenientes do comércio e da indústria [12,52].

Mas, o facto de os polímeros não serem biodegradáveis faz com que se acumulem no ambiente, pois conservam as suas propriedades físicas por muito tempo, visto possuírem elevada resistência, constituindo a principal parcela de lixo encontrado em aterros sanitários, com perspectivas de incrementarem. Estima-se que sejam necessários de 100 a 150 anos para que se degradem no meio ambiente. A poluição originada pelos polímeros é de grande preocupação mundial, pois pode ocasionar a poluição dos solos, de rios e lagos e consequentes enchentes [12,53]. As fibras sintéticas, tal como os polímeros, em particular de matriz termoendurecível, não são degradados facilmente na natureza, acumulando-se no

meio ambiente [48].

No caso dos polímeros associados a outros tipos de materiais, com determinados aditivos e/ou cargas, designados compósitos, a sua reciclagem torna-se mais complicada e complexa. Pois, o caráter infusível da matriz/resina empregada dificulta o seu reprocessamento, ou seja, este não é suscetível de ser fundido ou remodelado como muitos dos plásticos [12].

No processo de fabricação de compósitos geram-se grandes quantidades de resíduos ou excedentes inutilizáveis prejudiciais ao meio ambiente. Além disso, a maioria dos compósitos não são biodegradáveis e o petróleo é o principal constituinte na sua fabricação, o que representa sérios problemas ambientais. Para agravar, os resíduos formados durante este processo são depositados em aterros industriais, sendo as indústrias automóveis as maiores contribuidoras para a extensiva quantidade de resíduos [12].

Segundo Wambua et al. (2003) [12,54], alguns compósitos como o PRVF (mundialmente utilizado na produção de variados produtos por ser um material de baixo custo e altamente eficiente), toleram temperaturas relativamente altas, mas sofrem um processo de carbonização, sem se fundirem, quando são exageradamente aquecidos; e durante a laminagem do PRVF sucedem-se emissões de estireno presente na resina de poliéster insaturado, considerado por alguns cancerígeno e classificado como um composto orgânico volátil, contribuidor para a poluição atmosférica. É, também, prejudicial à saúde dos trabalhadores envolvidos pela libertação de eflúvios tóxicos, propicia a futuras irritações na pele, em caso de superexposição, no sistema respiratório e membranas mucosas, irritação moderada nos olhos, acompanhada de sensação de queima, lacrimejo, rubor ou edema. A exposição prolongada ou repetitiva ainda pode suscitar náuseas, perda de apetite, depressão do SNC e debilidade geral [12,15]. O PRVF constitui uma ameaça, devido à sua baixa degradabilidade, chegando a gerar até 13 mil toneladas de resíduos por ano [12].

Parte dos componentes do estireno ou outros compostos usados para tratar as resinas (tóxicas) serão vaporizados e outros incorporados nas resinas, pelo que, terão de eliminados durante o processo de decomposição [12,52].

Enquanto Joshi et al (2003) [12,54] afirma que, por exemplo, a fibra de vidro torna-se tóxica, apesar de na sua configuração original ser um material seguro, ao ser tratada esta adquire metais pesados, como o crómio. Na produção da fibra de vidro o contato direto com o material ou com os seus fragmentos pode incitar irritações oculares, cutâneas, nasais ou na garganta; e elevados níveis de exposição a esses fragmentos podem agravar sintomas de asma e bronquites.

Agentes químicos, como os solventes e as resinas, utilizados indiscriminadamente pela indústria de compósitos, são causadores de cerca de 80% das dermatoses ocupacionais. Além disso, do manuseio e do corte da própria fibra ou do compósito libertam-se fragmentos pulverizados que podem causar irritações temporárias [12,54].

3.3 Socioeconómicas

A amputação representa um grande problema de saúde, além disso, está associada a profundos efeitos económicos, sociais e psicológicos sobre os amputados, exacerbando nos países em desenvolvimento onde os serviços de prótese são débeis [17,55,56].

Atualmente, a nível global ainda existem minas terrestres e munições não detonadas, resultantes do crescente número de zonas de guerra e conflitos desde 1938, que provocam graves lesões músculo-esqueléticas, ferimentos ou mortes a populações civis. As minas

também têm sido utilizadas numa tentativa de espalhar o terror entre populações locais, de forma a isolá-las, privando-as do acesso a terras agrícolas, estradas e necessidades básicas, como água potável e lenha [11,55,56].

Muitas minas permanecem desde da II Guerra Mundial, outras 110 milhões de minas foram espalhadas por cerca de 70 países na década de 1960 [11]. Em 2015, segundo o Monitor de Minas Terrestres e Munições [56], este número reduziu para os 61 países.

A existência de infraestruturas médicas eficazes, primeiros socorros adequados e recursos médicos disponíveis, diminuem em 50% a mortalidade de indivíduos com lesões por minas terrestres. As vítimas que sobrevivem à explosão apresentam normalmente lesões a nível das extremidades inferiores e superiores, peito, rosto, olhos e órgãos genitais, além do trauma psicológico e demais ferimentos. Mais de um terço dos sobreviventes necessita de amputação [11].

Contudo, a esmagadora maioria de vítimas das minas e munições provêm de áreas e países cujo acesso a cuidados médicos básicos é muito limitado, as infraestruturas médicas são rudimentares e há escassez de pessoal treinado. Como outras oposições à reabilitação incluem-se as barreiras arquitetónicas, a falta de saneamento, o elevado desemprego, outras prioridades para os cuidados de saúde primários e a débil consciencialização social acerca das capacidades das pessoas com deficiência [11, 56].

Estes países carecem de sistemas de prestação de serviços focados na reabilitação, a integração dos serviços de reabilitação nos sistemas comunitários de atenção primária à saúde, profissionais de reabilitação treinados e recursos financeiros. Segundo a OMS, quase todos os países em desenvolvimento dispõem de alguns serviços de reabilitação, mas, inconveniente esses serviços são em hospitais de áreas urbanas centralizadas, atingindo menos de 5% das pessoas com deficiência na comunidade, devido aos custos proibitivos e acessibilidade limitada para a população em geral [11,56]

Vários centros protésicos pelo mundo, afetados por minas terrestres, são apoiados pelo CICV [11,56] Este tenta, desde 1989, maximizar o uso dos materiais locais e variáveis na produção de próteses. Em 2003, devido aos desenvolvimentos tecnológicos, já é possível a utilização de polipropileno em todos os componentes dos membros artificiais; fornecendo ao amputado a opção de obterem uma prótese leve, individualizada, barata e que pode rapidamente ser reparada ou substituída. O polipropileno é um material fácil de trabalhar e transportar e é reciclável. O CICV faculta também formação adequada aos técnicos locais na aprendizagem desta tecnologia. Estes programas visam assegurar que centros continuem após o CICV transferir a responsabilidade para uma organização ou órgão governamental. Foram criados mais de 65 projetos de reabilitação do CICV em 25 países, desde de 1979, e produziram-se acima de 180 000 próteses para 160 000 amputados [11].

O somatório dos custos médicos associados ao tratamento, reabilitação física e membro protésico dos amputados, vítimas de minas, diverge entre os países. Este varia consoante os custos de importação dos materiais, a necessidade do uso de trabalhadores expatriados e a imprescindibilidade de transportar pessoal e materiais por via aérea. O relatório feito pelo CICV indica que, numa fase inicial, o total de custo tem um valor mais elevado que nas restantes fases. Aproximadamente, as despesas médicas, incluindo o transporte, rondam os €99,61/dia por paciente; tendo em conta os salários de trabalhadores expatriados, este ascende para aproximadamente os €2.807 - 3.743 por paciente que padeça de lesões causadas por uma mina terrestre, em hospitais do CICV. Em relação ao custo das próteses, estas variam entre os €117 e €1.757, aproximadamente [11].

Normalmente é requerida uma prótese nova a cada dois anos, totalizando uma média de custos para a protetização de uma pessoa de cerca de €830,071, segundo o CICV; sendo que a maioria das vítimas levaria uma década ou mais para adquirir tal quantia de dinheiro. Porém, um adulto troca de prótese a cada 3-5 anos, no caso de crianças amputadas, o tempo de vida das próteses é inferior, podendo ser necessário o uso de 15-20 membros artificiais durante a vida. Resulta, como uma opção mais viável, a aquisição de muletas [11,24].

Estima-se que apenas $\frac{1}{4}$ dos indivíduos com amputações derivadas de minas terrestres e munições não deflagradas recebem os adequados cuidados. Muitas vezes essas vítimas não recebem os tratamentos necessários e, conseqüentemente, reabilitação, por vários impedimentos como: falta de acessibilidade aos centros médicos urbanos; falta de proteção em países em guerra, que condiciona o deslocamento aos hospitais ou leva ao encerramento destes; a falta de segurança, por vezes torna-se perigoso para as agências externas funcionarem; por restrições políticas; elevada taxa de pobreza em muitas áreas devastadas pela guerra; infraestrutura social e educação, resultando numa prestação de serviços médicos mais onerosa e dificultada; carência de fundos, pois a assistência às vítimas de minas é extremamente cara; entre outros [11].

Capítulo 4

Mitigação de riscos

4.1 Introdução

Perante este cenário, é de extrema importância que as empresas e indústrias preconizem um crescente desenvolvimento que perpetue a sustentabilidade. As ações sustentáveis não toleram o descarte de resíduos em locais potencialmente prejudiciais ao meio ambiente, pois estabelecem que estes devem ser reduzidos, reaproveitados ou reciclados. É necessário então, utilizar e produzir materiais que sigam esses princípios de sustentabilidade, sendo o uso adequado e equilibrado dos recursos naturais um dos pilares fundamentais do desenvolvimento sustentável imposto às sociedades modernas [12,57].

Uma utilização mais eficaz e eficiente dos recursos naturais, bem como a atenuação dos impactos ambientais perpetua a satisfação das necessidades da população, sem desprezar normas ecológicas e não prejudicando o desenvolvimento das gerações futuras. É necessário ter presente e em equilíbrio três vertentes: económica, ecológica e social [57].

Os materiais selecionados para a prótese têm um efeito direto sobre o custo da mesma, sendo assim, a escolha de um material com menor custo pode tornar a prótese muito mais acessível aos amputados [24].

Surge assim a necessidade de substituir o uso de fibras sintética por fibras naturais, produtos químicos por produtos de origem natural e desenvolver biocompósitos, materiais que surgem da combinação de um polímero biodegradável ou biopolímero (matriz) e uma fibra natural (reforço). Esta interação é vantajosa pela sua vertente ecológica, e por fornecer uma alternativa sustentável aos materiais comumente utilizados em diversas indústrias, além de proporcionar características favoráveis e estar globalmente disponível, a sua fácil técnica de fabricação torna vastas as suas possíveis aplicações, como nos setores de embalagem, construção civil ou automóvel [13,58,59].

Os compósitos com fibras naturais podem ser classificados segundo a sua matriz polimérica, como compósitos de fibras naturais/polímeros, pois são produzidos pela agregação destas fibras e polímeros não-biodegradáveis, sendo usados principalmente os derivados do petróleo; ou compósitos "verdes", que utilizam polímeros naturais e/ou

biodegradáveis, destacando-se os polissacarídeos e PHAs (poliésteres alifáticos) [60].

Os dois tipos de compósitos são ambientalmente benéficos. Os compósitos de fibras naturais/polímeros poderão ser produzidos com polímeros não biodegradáveis inutilizados, como alternativa à sua deposição em aterros, representando uma forma de reciclagem, apesar das suas propriedades serem inferiores. Estes compósitos não são considerados biodegradáveis, contudo, a presença da fibra natural aumenta a sua biodegradabilidade. Os compósitos verdes são totalmente biodegradáveis, podendo ser descartados, sem que haja danos ambientais, no final de sua vida útil [60].

Atualmente, o foco debruça-se na elaboração de compósitos verdes com propriedades avançadas, cujo processamento não inviabilize a sua produção em massa [60].

4.2 Tecnologias Apropriadas

O conceito de Tecnologias Apropriadas surge na década de 1960 e 1970, por diversas razões, como uma reação aos padrões de crescimento económico do pós-guerra tanto nos países denominados, nessa época, Primeiro Mundo e Terceiro Mundo; como uma reabilitação das tecnologias tradicionais praticadas nas aldeias, sendo uma estratégia de luta contra o domínio britânico; como uma necessidade urgente de obter um desenvolvimento sustentável, dada a persistente desestabilização climática, a crescente população mundial, o pico do petróleo e os efeitos da provável escassez de outros recursos a nível mundial; devido à pobreza global desenfreada; entre outras. As obras do economista britânico Dr. Fritz Schumacher destacam-se por serem consideradas marcos importantes na evolução deste movimento, sendo Schumacher um dos seus pioneiros [61-43].

As Tecnologias Apropriadas são descritas e denominadas de diferentes maneiras por diversos autores [61], podendo afirmar-se que estas pressupõe encontrar as soluções tecnológicas mais apropriadas a um determinado contexto e construir um forte senso de comunidade face a certas circunstâncias económicas, sociais, ambientais, culturais, espirituais e/ou políticas [62, 63].

Esta não constitui uma abordagem única, mas uma abordagem que se adapta à comunidade na qual vai ser desenvolvida, atendendo às necessidades de determinada população numa perspetiva sustentável [62-64].

4.3 Fibras empregues em compósitos

Os progressos sucedidos na indústria de produção de fibras têm por objetivo satisfazer as exigências do Homem que surgiram e continuarão a surgir nas sociedades. Existe uma crescente e insaciável procura por novos e melhores materiais, de forma a suprimir a recentes necessidades, sendo impostas novas funcionalidades aos materiais [52,64].

As fibras são materiais muito finos e alongados, como filamentos, apresentando um comprimento superior ao diâmetro máximo, podem ser contínuas/longas (quando o comprimento médio é de 200-300 mm) ou curtas (quando é menor que 25 mm). As fibras são classificadas conforme a sua origem, que pode ser natural, artificial ou sintética [41].

Existe uma extensa variedade de fibras com diferentes propriedades químicas, físicas e

mecânicas (Tabela 4.1) [46,65]. Atualmente subsiste uma grande conveniência na procura de fibras naturais que possam substituir adequadamente as fibras sintéticas [59,66].

Tabela 4.1 – Valores de massa específica e propriedades mecânicas das fibras naturais e convencionalmente usadas como reforço de compósitos [65].

Fibra	Massa específica (g/cm ³)	Alongamento (%)	Tensão na ruptura (MPa)	Módulo de Young (GPa)
Algodão	1,5-1,6	7,0-8,0	287-597	5,5-12,6
Juta	1,3	1,5-1,8	393-773	26,5
Rami	-	3,6-3,8	400-938	61,4-128
Linho	1,5	2,7-3,2	345-1035	27,6
Sisal	1,5	2,0-2,5	5511-635	9,4-22
Fibra de côco	1,2	3,0	175	4,0-6,0
Vidro-E	2,5	2,5	2000-3500	70,0
Vidro-S	2,5	2,8	4750	86,0
Aramida (normal)	1,4	3,3-3,7	3000-3150	63,0-67,0
Carbono (padrão)	1,4	1,4-1,8	4000	230,0-240,0
Curauá	1,4	4,2	890-4.200	50,4

4.3.1 Fibras naturais

As fibras naturais são extraídas diretamente da natureza, quer seja de origem animal, vegetal ou mineral (Figura 4.1) [47,59,66].

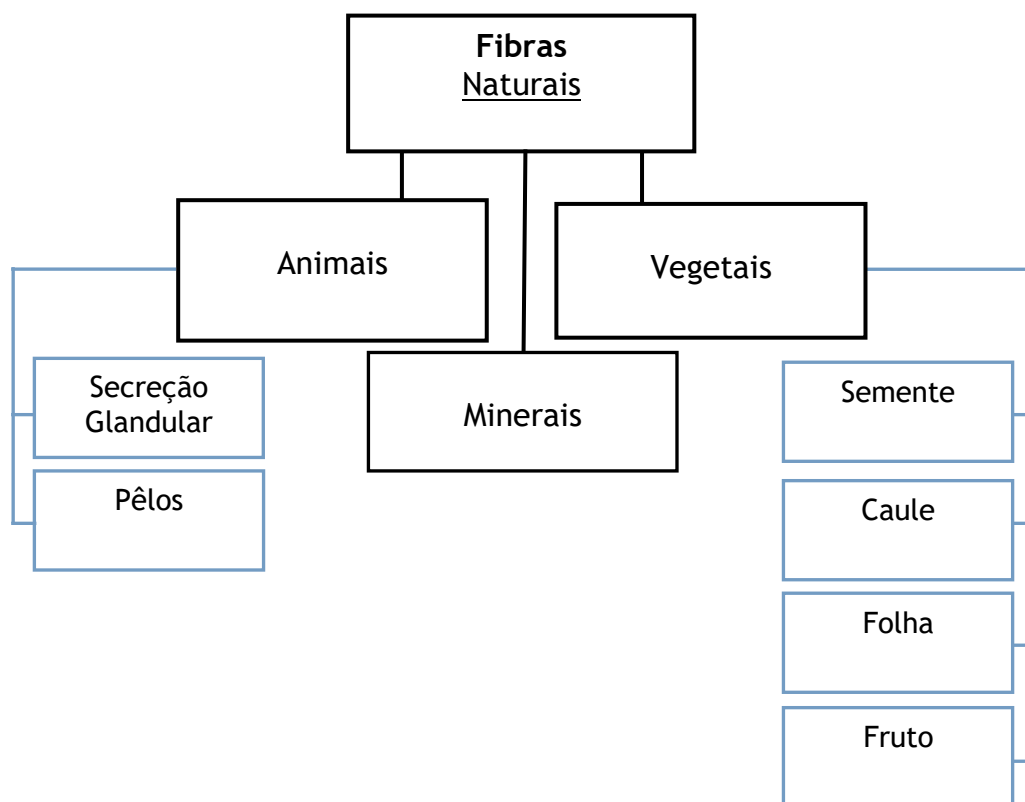


Figura 4.1 – Classificação de fibras naturais [46].

As fibras de origem animal provêm de secreções glandulares de certos insetos, como exemplo a seda, que neste caso há dois filamentos de fibroína ligados por sericina, ou provêm de bolbos pilosos de alguns animais, como o caso da lã, e apresentar uma estrutura molecular composta de queratina [67].

As fibras de origem mineral derivam de rochas com estrutura fibrosa e os seus principais constituintes são silicatos. O amianto é um exemplo de uma fibra de origem mineral [67].

Com maior destaque à aplicação das fibras naturais de origem vegetal, designadas também como materiais lignocelulósicos, pois estas possuem uma vasta variedade de espécies passíveis de serem investigadas e muitas são produzidas em praticamente todos os países. A produção destas fibras pode ocorrer espontaneamente na natureza, serem cultivadas como atividade agrícola ou serem resíduos gerados, principalmente, pela agroindústria [47,60,68].

As fibras vegetais caracterizam-se pelas suas estruturas alongadas, de secção transversal arredondada e pequena, classificadas segundo a sua origem: semente (ex. algodão), caule (ex. linho e juta), folhas (ex. sisal) ou fruto (ex. coco) [47].

Os principais componentes das fibras vegetais são a celulose, a hemicelulose e a lignina. Podendo ser também encontrados compostos inorgânicos e moléculas extraíveis com solventes orgânicos, como pectinas, carboidratos simples, terpenos, alcaloides, saponinas, polifenólicos, gomas, resinas, gorduras e graxas, entre outros [60,69].

Na organização mais comum de uma fibra vegetal (Figura 4.2) cada fibra lignocelulósica é constituída por uma parede primária fina e uma parede secundária disposta em três camadas (S1, S2 e S3), a camada S2 determina as propriedades mecânicas da fibra, sendo composta por uma sucessão de microfibrilas, helicoidalmente formadas por longas cadeias de celulose e organizadas no sentido da fibra [46,60,69].

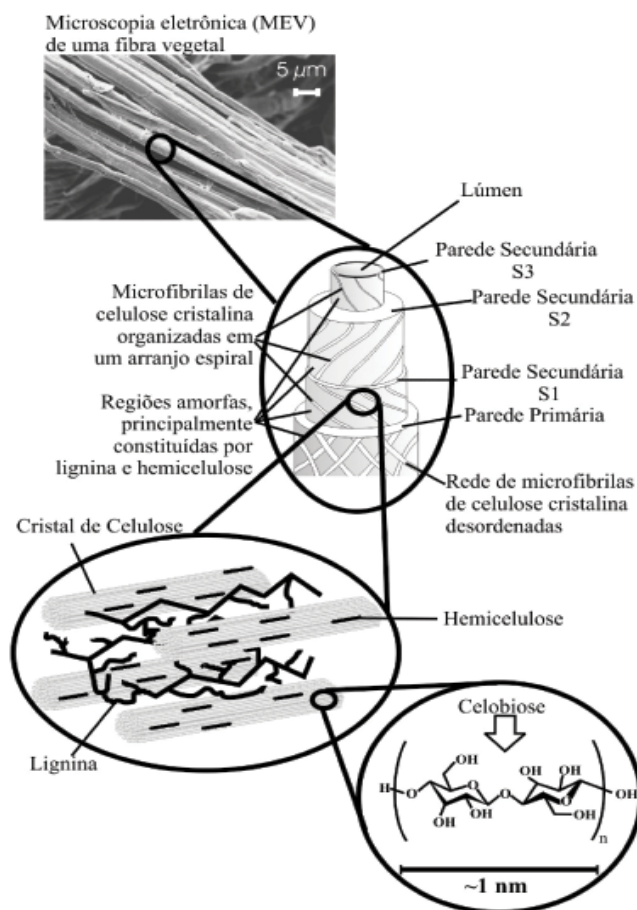


Figura 4.2 – Estrutura de uma fibra vegetal (eucalipto) [60]

De forma geral, as fibras naturais possuem características tais como baixa densidade, boa rigidez, propriedades térmicas/isolantes, baixo custo, bom isolamento térmico, elevadas propriedades mecânicas, neutralizantes de dióxido de carbono, biocompatibilidade, elevada disponibilidade na natureza, biodegradabilidade, reciclabilidade e renovabilidade [13,41,46,47]. As grandes desvantagens das fibras naturais são a variabilidade das propriedades mecânicas inerentes ao material, uma temperatura de processamento limitada, elevada absorção de umidade, baixa resistência a micro-organismos, baixa estabilidade térmica e propriedades mecânicas inferiores às das fibras não-naturais [47,68].

Comparando as fibras naturais entre si, as fibras animais têm força e módulo mais baixos, menor abundância, maior alongamento do que as fibras vegetais. Enquanto as fibras minerais são mais caras, quebradiças e não têm força nem flexibilidade [47].

Somando a elevada disponibilidade das fibras lignocelulósicas e a necessidade de uma fonte renovável para a produção de polímeros, resulta uma tremenda oportunidade para avanços tecnológicos, contrabalançado a produtividade e sustentabilidade [60,47].

O emprego das fibras naturais abrange um amplo campo de aplicações, desde as típicas aplicações na indústria têxtil até o reforço de matrizes poliméricas dos compósitos. Recentemente, as fibras naturais são usadas como material absorvente de metais pesados no tratamento de resíduos industriais; a indústria automóvel utiliza-as na confecção de compósitos com fibras vegetais para produzir carros, estando entre as mais utilizadas as fibras de sisal, coco, juta e carauá [47].

4.4 Resinas naturais

O aquecimento global, causado pela excessiva emissão de dióxido de carbono, e o esgotamento dos recursos petrolíferos concomitantemente com a consciencialização do desgaste ambiental global, vão levar as indústrias a procurar soluções às resinas sintéticas geralmente utilizadas na fabricação de compósitos.

Contudo, a investigação de polímeros biodegradáveis como matrizes de compósito é limitada comparativamente à investigação dos polímeros sintéticos, devido à sua pouca disponibilidade e preços elevados [70].

Segundo Ramires (2010) [45], a substituição de reagentes não-renováveis por equivalentes naturais pode corresponder também a uma alternativa viável, solucionando preocupações ambientais e sendo benéfico do ponto de vista económico.

Tabela 4.2 – Classificação dos biopolímeros [35]

Polímeros biodegradáveis	
Naturais	Sintéticos
1. Polissacarídeos <ul style="list-style-type: none"> • <u>Amido</u> • <u>Celulose</u> • Quitina • Pululano • <i>Levan</i> • <i>Konjac</i> • <i>Elsinan</i> 	1. Poli(amidas)
2. Proteínas <ul style="list-style-type: none"> • Colagénio/gelatina • Caseína, albumina, seda, elastina, fibrinogénio • Proteína do grão 	2. Poli(anidridos)
3. Poliésteres <ul style="list-style-type: none"> • PHAs 	3. Poli(amida-enaminas) 4. Poli(álcool vinílico)
4. Outros polímeros <ul style="list-style-type: none"> • Lignina • Goma-laca • Borracha natural 	5. Poli(álcool etileno-co-vinílico) 6. Poli(acetato de vinil) 7. Poliésteres <ul style="list-style-type: none"> • Poli(ácido glicólico) • Poli(ácido láctico) • Poli(caprolactona) • Poli(orto-ésteres)
	8. Poli(óxido de etileno) 9. Alguns Poli(uretanos) 10. Poli(fosfazenos) 11. Poli(carbonatos) 12. Alguns Poli(acrilatos)

O tanino e a lignina, macromoléculas de origem vegetal, podem ser aproveitados como substitutos do fenol na preparação de resinas fenólicas: lignofenólica (lignina-fenol-formaldeído), lignina-formaldeído e taninofenólica, sem que ocorram prejuízos na resistência ao impacto [45].

O PLA é um biopolímero que pode ser usado como matriz. A sua combinação com fibras naturais corresponde a uma tecnologia económica e ecológica, mantendo o desenvolvimento sustentável [70]. Nos estudos conduzidos por Ochi (2008) *cit. in* [70], a combinação do PLA com fibras de kenaf (*Hibiscus cannabinus*) originaram um compósito com uma resistência à tração de 223 MPa e flexão de 254 MPa, e o estudo à biodegradabilidade mostrou que o peso

do compósito diminuiu 38% após quatro semanas de compostagem. O estudo comparativo de Oksman et al. (2003) *cit. in* [70], entre o compósito PLA/linho e o PP/linho, mostram que as propriedades mecânicas do compósito PLA/linho são cerca de 50% superiores.

Os biocompósitos com matriz de amido são os mais investigados, esses compósitos proporcionam vantagens ambientais positivas, boas propriedades mecânicas e leveza [70]. Vilaseca et al. (2007) *cit. in* [70] desenvolveram compósitos de amido reforçados com juta através de moldação por injeção e estudaram as suas propriedades mecânicas. Verificaram aumento da resistência à tração e rigidez com o aumento do teor carga de fibras; e a absorção de umidade ao ar livre, durante 72 dias, foi muito baixa.

Os derivados de celulose são potenciais materiais passíveis de serem utilizados como matrizes em compósitos à base de fibras naturais. O processamento pode ser por moldação por injeção, extrusão, sopro e rotação [70]. Ésteres de celulose, butirato de acetato de celulose e propionato de acetato de celulose, foram combinados com fibras de linho e rami nos estudos de Toriz et al. (2005) *cit. in* [70], verificando-se melhorias nas propriedades de tração e flexão dos biocompósitos, contudo a resistência ao impacto reduziu drasticamente.

O abundante desperdício de plásticos convencionais leva à procura de plásticos 'verdes' como os PHAs, poliésteres biodegradáveis sintetizados através de várias bactérias, sendo um recurso renovável e biodegradável [70]. O compósito 'verde' desenvolvido por Singh & Mohanty (2007) *cit. in* [70] é formado por fibras de bambu e um poliéster bacteriano, por exemplo o PHBV, da família dos PHAs, utilizando extrusão e moldação por injeção; foram estudadas propriedades mecânicas, termomecânicas e morfológicas, concluindo-se que o módulo de tração aumenta de forma constante, a resistência à tração diminui e o módulo de armazenamento do PHBV com o aumento do teor de fibras.

4.5 Fatores que influenciam o desempenho dos biocompósitos

As propriedades dos biocompósitos dependem da proporção e do tipo de biomatriz, reforço fibroso e plastificante utilizados, como também da técnica de processamento para fabricação do compósito. A seleção das fibras mais adequadas para fabricação do compósito é criticamente determinada pela resistência à tração, estabilidade térmica e rigidez exigidas. Outros fatores de principal preocupação são relativos às fibras naturais, tais como o alinhamento das fibras, alongamento na rotura e adesão entre as fibras e matriz [35].

Muitos estudos têm sido realizados para melhorar a compatibilidade entre as fibras e os biopolímeros, como a introdução de agentes compatibilizantes durante o processamento e modificação química das fibras anteriormente à fabricação do compósito. Os biocompósitos podem ser usados eficazmente em diversas aplicações (exemplo: aplicações industriais) e competir efetivamente com polímeros não- interior) a longo-prazo, como a madeira. Sem destruição do ambiente, estes compósitos são facilmente compostados/eliminados ou completamente assimilados no fim da sua vida útil [35].

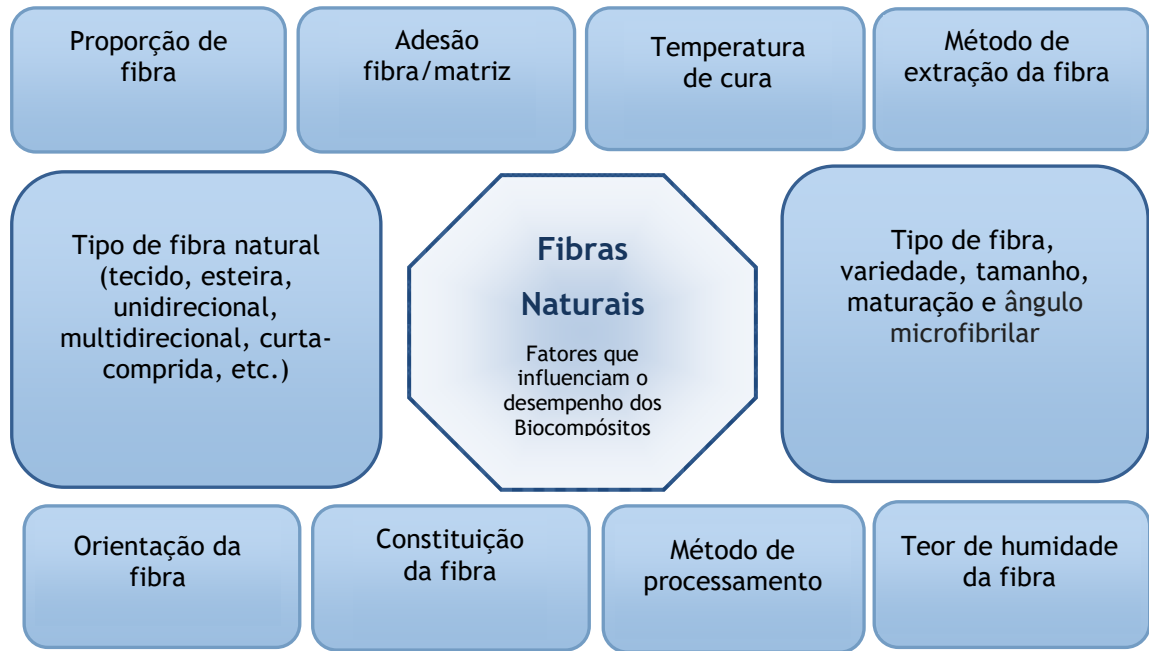


Figura 4.3 – Fatores que regem as propriedades dos ‘compósitos verdes’ [35].

4.6 Fabricação de biocompósitos

Para a fabricação dos ‘compósitos verdes’ são projetadas novas técnicas baseadas nas pré-existentes técnicas para o processamento convencional de plásticos ou materiais compósitos. Estas incluem os processos de molde aberto (deposição manual e deposição por spray ou pulverização) ou fechado (extrusão, pultrusão, D-LFT, infusão a vácuo, moldação por injeção, enrolamento de filamentos, moldação por transferência de resina, moldação por compressão e moldação de folha [35,38]).

Os métodos apropriados e condições de processamento terão uma influência substancial nos parâmetros (dispersão, proporções, orientação e temperatura moderada— abaixo de 200 °C) que ministram as propriedades mecânicas do biocompósito desenvolvido. A não secagem da fibra antes do processamento, pois a presença de humidade na superfície da fibra diminui a aderência na interface fibra-matriz e a evaporação da água durante a reação, pois gera vazios dentro da matriz, são aspetos cruciais, pois propiciam a diminuições significativas das propriedades mecânicas do material. Contudo, entende-se que o maior desafio no desenvolvimento de biocompósito será a procura de um biopolímero para ser usado como matriz a partir de recursos naturais [35].

4.7 Exemplos de próteses a baixo custo

As inúmeras amputações verificadas anualmente nos ‘países em desenvolvimento’ leva à implementação de diversos projetos, cujo o objetivo é desenvolver dispositivos protésicos de baixo custo para serem empregues nesses países. Para este propósito são utilizados diversos materiais, *designs* e testes para validação dos sistemas [24].

4.7.1 Componentes modulares para prótese transtibial

A Mobility India criou componentes de plástico leve, passíveis de ser aplicados em próteses para amputações abaixo do joelho. Os vários componentes, adaptador, disco e *pylon*, são fáceis de montar e colocar no paciente, e permitem o ajuste da altura e alinhamento da prótese. O material optado para a sua confecção foi o polipropileno, pelas suas características de baixo peso e custo. O processo de fabricação é bastante simples, possibilitando que qualquer indivíduo o possa realizar após uma pequena formação [24].

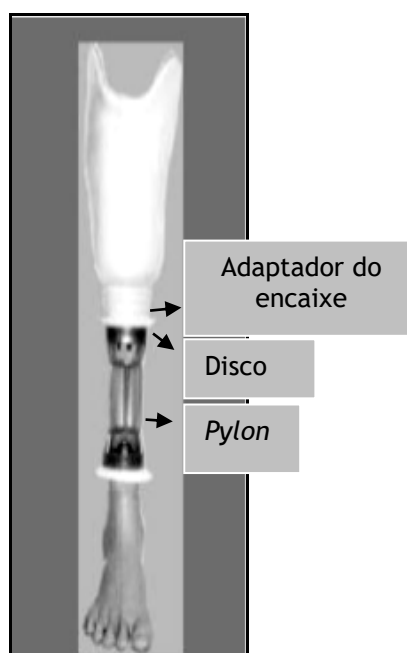


Figura 4.4 Componentes modulares para prótese transtibial [24].

Este projeto foi implementado na Índia, idealizando que os amputados obtivessem dispositivos protésicos mais baratos comparativamente ao preço das próteses comerciais [24].

4.7.2. Dispositivo protésico simples

A Divisão de Ciências Biomédicas da Universidade de Wolverhampton, no Reino Unido, projetou e construiu uma prótese de membro inferior simples e barata, objetivando que este dispositivo pudesse ser usado em países do terceiro mundo, viabilizando a mobilidade a distâncias curtas, a posição de bipedestação e de flexão dos joelhos [24].



Figura 4.5 – Prótese em posição de bipedestação [24].



Figura 4.6 – Prótese em posição de flexão dos joelhos [24].

Esta foi concebida através da agregação de vários materiais. Para o encaixe femoral utilizou-se uma garrafa de plástico, envolvida interiormente com material confortável e suspensa por uma cinta de velcro. O componente tubular (haste) foi fabricado com madeira local. Longitudinalmente, encontra-se uma peça em borracha, para amortizar a forças de reação do solo e permitir a deambulação. A alternância entre as posições da prótese é controlada por uma estrutura de madeira [24].

O uso de materiais disponíveis localmente e o seu design simples, permite que esta prótese seja produzida facilmente usando ferramentas de carpintaria básicas e ao um custo muito baixo [24].

O dispositivo foi submetido a diversos testes, através do uso de um software computacional, para analisar tensões axiais, tensões principais e deformação máxima, para determinar se o dispositivo é factível de suportar as forças necessárias durante a marcha. Concluindo-se a capacidade da prótese de suportar o médio de um indivíduo nas suas AVD's, para curtas distâncias [24].

4.7.3 Prótese a baixo custo com forma elíptica/circular

O Centro de Reabilitação Internacional possui inúmeros programas para provisionar

treinamento e equipamentos nos países em desenvolvimento, de forma a suprimirem as necessidades de dispositivos protésicos notável nas vítimas de minas terrestres por todo o mundo [24].

O centro criou a Monolimb (Figura 4.7), uma prótese transtibial de forma elíptica ou circular, moldada em polipropileno numa peça única (encaixe e haste). Cujo método de fabricação pode ser no local e exige equipamento mínimo a baixo custo, como método de moldação por vácuo [24,71]. A vantagem de usar desta prótese é seu baixo peso, baixo custo e propriedades semelhantes às próteses avançadas.

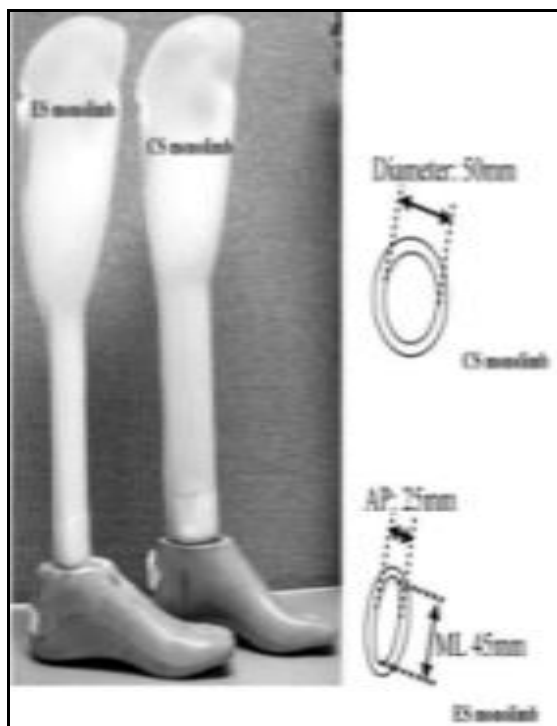


Figura 4.7 – Prótese Monolimb [24].

Foram realizados ensaios, segundo o ISO Standard 10328, para determinar qual dos designs protésicos provia melhor caminhada ao amputado. A amostra era constituída por quatro amputados transtibiais do género masculino e foram analisadas as forças e a marcha. Além disso, os amputados classificaram as próteses segundo o seu conforto, estabilidade, facilidade de caminhada, flexibilidade e peso. Através das ferramentas Análise de Elementos Finitos e método de Taguchi foram medidas a confiabilidade e a flexibilidade. E realizou-se o teste de fadiga, enfatizando a porção "*heel on*" e "*toe off*" do ciclo de marcha.

Após a compilação de todos os dados, determinou-se que o sistema elíptico possui melhor desempenho, pois é mais leve, tem maior flexibilidade, melhor simetria de passos durante a caminhada, considerado pelos amputados mais confortável, estável e fácil de caminhar [24,71].

4.7.4 Prótese abaixo do joelho Jaiper

A prótese de Jaiper (Figura 4.8), é um dispositivo protésico projetado e desenvolvido para amputações abaixo do joelho, composto por um pé Jaiper em borracha, encaixe de contacto total e haste em polietileno de alta densidade e correia de suspensão em couro. A sua

aplicabilidade variável e eficiência de custos tornam uma opção aceitável para a prótese [24].



Figura 4.8 – Prótese abaixo do joelho Jaiper [24].

Capítulo 5

Estudo do material

5.1 Introdução

De modo a comprovar a viabilidade e aplicabilidade do material, é necessário realizar alguns testes. Além disso, é imposto que os dispositivos médicos não apresentem, em nenhuma circunstância, perigo para a saúde dos seus utilizadores ou terceiros. Os riscos comumente relacionados com a utilização destes dispositivos devem de ser justificáveis face aos benefícios [51].

Por estes motivos, qualquer dispositivo médico antes de ser colocado em circulação/comercializado, é submetido a uma apreciação e terá de cumprir certos critérios de segurança, e está sujeito às disposições da MPG. Estes devem ostentar uma marcação CE de acordo com os requisitos básicos da Diretiva 93/42 / EEC de 14 de junho de 1993, relativa aos dispositivos médicos [51].

Alguns testes que poderão ser realizados são: adesão bacteriana no material, mecânicos, absorção de água, biodegradabilidade e biocompatibilidade.

5.2 Adesão bacteriana no material

Sabe-se que as bactérias tendem a instalar-se e crescer à superfície de materiais [72]. Deste facto resultam as infeções associadas aos dispositivos médicos, constituindo uma das causas que impedem o uso, a longo prazo, de implantes e dispositivos intravasculares, como por exemplo válvulas cardíacas, cateteres e lentes de contacto. A avaliação da adesão bacteriana é útil para determinar a carga microbiológica e magnitude da infeção [73].

A adesão bacteriana é um processo na qual as bactérias aderem firmemente a uma superfície ao interagirem-se com esta. O processo de adesão (Figura 5.1) incorpora uma fase inicial reversível, o contato físico, e uma fase irreversível que depende do tempo, a aderência química e celular [74].

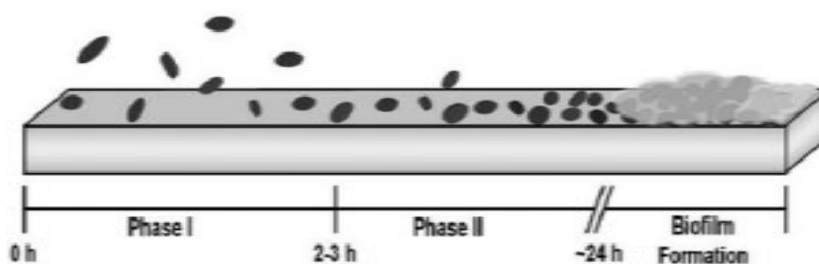


Figura 5.1 – Representação esquemática da adesão bacteriana a um material [75].

Esta adesão ocorre porque há uma interação de um ligando na superfície bacteriana e um recetor da superfície do material, formando uma camada de biofilme na superfície do material de biomassa bacteriana [76].

Entre os agentes patogénicos causadores de infeções em dispositivos médicos encontramos, por exemplo, o *Staphylococcus Aureus*. É uma bactéria gram-positiva esférica, pertencente ao grupo *Staphylococcus*, podendo causar tanto lesões superficiais da pele como infeções profundas [76].

O *S. Aureus* conecta-se facilmente às superfícies artificiais e tem a capacidade de criar biofilmes, impedindo o reconhecimento e inativação por parte de moléculas antimicrobianas, fagócitos e antibióticos [76].

Alguns estudos necessitam da determinação quantitativa do número de células viáveis presentes numa população microbiana (células com capacidade para se multiplicar), podendo esse valor ser estimado usando dois métodos, o standard/viável método da contagem em placas ou a análise espectrofotométrica (turbidimétrica). A contagem em placas é uma medição indireta da densidade da célula e revela informações relativamente às bactérias vivas. A análise espectrofotométrica consiste na turbidez e na medição indireta de todas as bactérias (biomassa celular), mortas e vivas [77].

5.3 Testes mecânicos

A marcha humana sob um ponto de vista da cinesiologia caracteriza-se pela sequência coordenada de ações dos segmentos corporais, membros inferiores, superiores e tronco, compondo um movimento muitíssimo complexo. Esta envolve a funcionalidade de vários mecanismos internos, como a produção de força muscular, mantendo uma postura estável [78,79].

Sob um ponto de vista da biomecânica, a marcha depende da interação dinâmica e coordenada entre o sistema motor e forças externas, ou seja, é o resultado dos movimentos coordenados dos segmentos corporais (muscular e articular) interagindo com as forças externas (inercial, gravitacional e fricção) [78,80].

O padrão típico da marcha é composto pela fase de apoio (*Stance Phase*), pé em contacto com o solo, fase de balanço (*Swing Phase*) e pé sem contacto com o solo [78].

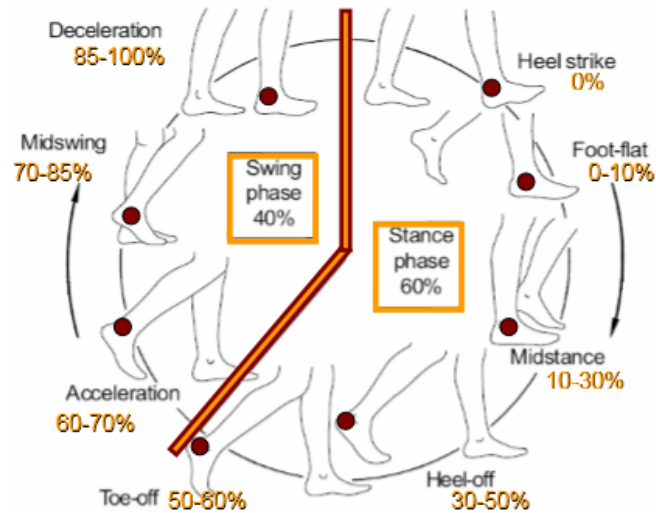


Figura 5.2 – Ciclo de marcha [81].

Durante a marcha, o peso corporal reincide sobre o pé de apoio, são geradas forças verticais, horizontais e de torção no membro de sustentação do peso e forças de reação no solo com a mesma intensidade e direção oposta [82].

Devido à complexidade envolvida durante o ciclo da marcha e alterações funcionais (musculoesqueléticas) e morfológicas decorridas da amputação, torna-se necessário realizar ensaios mecânicos para avaliar os materiais, o dispositivo protésico e a marcha do amputado com a prótese. Os ensaios mecânicos normalmente realizados em materiais, para conhecer o seu comportamento e as suas propriedades em determinadas situações são os testes de tração, compressão, flexão, fadiga e torção [78,80,82].

5.3.1 Testes de tração

Os ensaios de tração são os mais utilizados pois permitem avaliar diversas propriedades do material. A amostra é submetida a uma tração/esforço (Equação 5.1) longitudinal, deformando o material normalmente até à rutura [83].

As equações governantes neste caso são:

$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad (5.1)$$

Onde:

σ – Tensão

F – Carga instantânea aplicada perpendicularmente à seção transversal

A_0 – Área da secção transversal

$$\varepsilon = \frac{L_0 - L_f}{L_0} \quad (5.2)$$

Onde:

ε – Deformação

$L_0 - L_f$ – Variação do comprimento do corpo

L_0 – Comprimento inicial do corpo

$$E = \frac{T}{\varepsilon} \quad (5.3)$$

Onde:

E – Módulo de elasticidade

T – Tensão

ε – Deformação

A partir da razão entre a tensão e a deformação é possível calcular o módulo de elasticidade (E). Estes testes determinam propriedades de tração como o limite de elasticidade (σ_y), alongamento do limite elástico, resistência à tração (UTS), alongamento ($\Delta L\%$) e módulo de elasticidade (E) [30,39,83].

5.3.2 Testes de flexão

Os testes de flexão medem a força necessária para dobrar um corpo de prova sob condições de carga de três pontos. São geralmente aplicados estes testes para determinar o módulo de flexão e a resistência à flexão de um material, de forma a avaliar a capacidade do material da amostra para suportar forças de flexão. O módulo de flexão é calculado a partir da inclinação da curva de tensão vs deformação, e é usado como indicação da rigidez de um material quando flexionado. A resistência à flexão é definida como a tensão máxima registrada na amostra. Os dados obtidos são frequentemente usados para selecionar materiais para peças que suportem cargas sem fletir, uma vez que as propriedades físicas dos materiais podem variar quando há alteração das condições externas [84,85].

5.3.3 Testes de compressão

Os ensaios de compressão avaliam o comportamento do material quando este é pressionado, ou seja, quando é aplicada uma carga axial compressiva distribuída de modo uniforme em toda a seção transversal do corpo de prova, podendo-se construir um diagrama tensão-deformação semelhante aos ensaios de tração. Os testes são realizados nas mesmas máquinas que os ensaios de tração, apenas alterando as condições de fixação do provete na

máquina. Esse tipo de teste é usado quando se deseja saber o comportamento de um material submetido a deformações grandes e permanentes.

As equações características dos ensaios de compressão são as mesmas citadas anteriormente (1), (2) e (3).

5.3.4 Testes de fadiga

A fadiga caracteriza-se pela rutura de componentes, devido a tensões cíclicas repetidas, inferiores à carga máxima suportada pelo material [30,39].

Os ensaios de resistência à fadiga são realizados como meio de especificar os limites de tensão e tempo de vida dos materiais [30,39].

O tipo de máquinas usadas para executar testes de fadiga, realizam a alternância entre a fadiga de flexão e uma amplitude constante. Podem ser aplicadas torção, tração-compressão, flexão e flexão rotativa [30,39].

5.3.5 Testes de torção

O teste de torção é outra técnica fundamental para a obtenção da relação tensão-deformação. O Ensaio de torção consiste na aplicação de uma carga rotativa num corpo de prova. A máquina de ensaio possui uma cabeça giratória, responsável pela aplicação do momento de torção, na qual é fixada uma das extremidades do corpo de prova. Durante o ensaio registra-se o momento de torção (célula de carga de torção) contra o ângulo de torção ou giro relativo da extremidade. Mede-se o ângulo de torção como função do momento torsor aplicado [89].

As propriedades principais obtidas no ensaio de torção são:

- Limite de escoamento à torção
- Módulo de rutura à torção
- Módulo de elasticidade transversal

5.4 Teste de biodegradabilidade

Segundo o Manual de Testes para Avaliação da Ecotoxicidade de Agentes Químicos, o termo 'biodegradabilidade' significa a capacidade de uma substância orgânica ser metabolizada por microrganismo existentes no meio ambiente, formando-se dióxido de carbono, água e biomassa [87].

De forma a avaliar a biodegradabilidade imediata, seguindo a norma OECD 301B:1992, os provetes devem ser submetidos a condições similares às do meio ambiente, limitando a ocorrência de contaminação microbiana. Estes testes têm como princípio geral a incubação, à temperatura de 20 a 25°C, de quantidades diminutas do inóculo (suspensão microbiana), que irá conter microrganismos aeróbios em água e sais minerais. Os provetes a serem testados são adicionados ao meio, servindo de fonte de carbono e energia. Através do parâmetro de produção de dióxido de carbono a partir da metabolização do material, é medida indiretamente a biodegradação [87].

5.5 Teste de absorção de água

A importância da realização destes ensaios emerge quando o material é exposto a várias condições físico-químicas do meio aquoso, cujo o intuito será estudar as propriedades e as cinéticas de absorção de cada material [88,89].

O estudo de absorção de água nos materiais é realizado por meio de testes gravimétricos, através do acompanhamento das evoluções das massas das amostras imergidas. O aumento da massa de cada amostra é calculado (Equação 5.4) a partir da massa inicial em relação à massa medida ao longo do tempo t [88-90]:

$$M_t(\%) = \left(\frac{W_t - W_o}{W_o} \right) \times 100 \quad (5.4)$$

Onde:

W_t : o peso da amostra no tempo t

W_o : peso inicial da amostra

$M_t\%$: percentagem do teor de água

5.6 Testes de biocompatibilidade do material

A avaliação da compatibilidade biológica dos dispositivos médicos é mediada pela norma EN ISO 10993. Esta classifica os dispositivos médicos segundo o tipo e a duração pretendida em contato com o corpo e, tendo em conta a respetiva categoria do produto em questão, irá identificar os riscos biológicos que devem ser avaliados. Esta avaliação biológica tem por finalidade determinar se os perigos fisiológicos estão associados ao dispositivo médico ou aos seus materiais ao estabelecer contato corporal [37].

Relativamente ao material e dispositivo em questão, composto de fibras naturais e encaixe transtibial, respetivamente, é relevante realizar ensaios de acordo com EN ISO 10993 Parte 5 (citotoxicidade) e EN ISO 10993 Parte 10 (irritação e sensibilização), por se pretender que estes estejam em contato com a pele [37].

5.6.1 Teste para a citotoxicidade

Este teste é exigido e considerado como um teste de base biológica para todos os dispositivos médicos e os seus materiais. É possível provar que um efeito citotóxico provém de um material, durante a utilidade pretendida, através do uso de cultura de células. No caso da investigação de sólidos, é necessário extraí-los utilizando um meio de cultura ou outros solventes adequados [51].

Os materiais utilizados na fabricação de dispositivos médicos não deverão ter efeitos de citotoxicidade, sendo que este teste informa acerca da compatibilidade biológica desses materiais. A compatibilidade biológica é confirmada de acordo com a Norma EN ISO 10993 Parte 5 [51].

6.5.2 Teste para a irritação e sensibilização

O teste de contato ou epicutâneo é o método mais comumente utilizado. A partir deste teste é possível determinar se há uma alergia de contato, por provocação exclusivamente na pele. Normalmente, a substância a ser testada é aplicada num teste de contato que por sua vez é aplicado sobre a pele na região superior do dorso, durante 48 horas. Após a sua remoção, os seguintes 15 a 30 minutos serão para examinar essa área, observando possíveis alterações, como rubor ou edema. Para maior precisão do diagnóstico, o exame é repetido após dois a três dias [51].

Este teste é um indicador da biocompatibilidade dos materiais usados na produção de dispositivos médicos. A compatibilidade biológica pode ser confirmada de acordo com a Norma EN ISO 10993 Parte 10 [51].

Capítulo 6

Procedimento experimental

6.1. Materiais

6.1.1 Fase matriz

Foi usada uma matriz produzida em laboratório, composta por amido proveniente da farinha de trigo, açúcar e ácido acético, presente no vinagre. Os produtos foram adquiridos num comércio local.

Estes produtos foram selecionados devido às suas características: a viscosidade do amido permite uma boa agregação entre as fibras-matriz [91], o açúcar tem uma ação desidratante, minimizando o crescimento microbiano e também contribui para o aumento da viscosidade [92] e o vinagre tem propriedades desinfetantes, atuando na degradação ou inibição da proliferação de microrganismos [93,94].

Amido

O amido é dos polissacarídeos mais abundantes na natureza. Pode ser encontrado nas plantas, localizado principalmente nas sementes, raízes ou tubérculos, caule medula e frutas, desempenhando a função de reserva. Este é sintetizado por ação de enzimas, ocorrendo reações de polimerização da glicose. O amido comercial é comum na alimentação humana, sendo consumido através de sementes de cereais, como o milho, trigo, arroz e certas raízes e tubérculos (ex.: batata) [95].

Constitui um composto altamente organizado de polímeros de carboidratos, amilose (tem estrutura linear) e amilopectina (tem estrutura ramificada), formado através de síntese por desidratação, com ligações glicosídicas (Figura 6.1) [96].

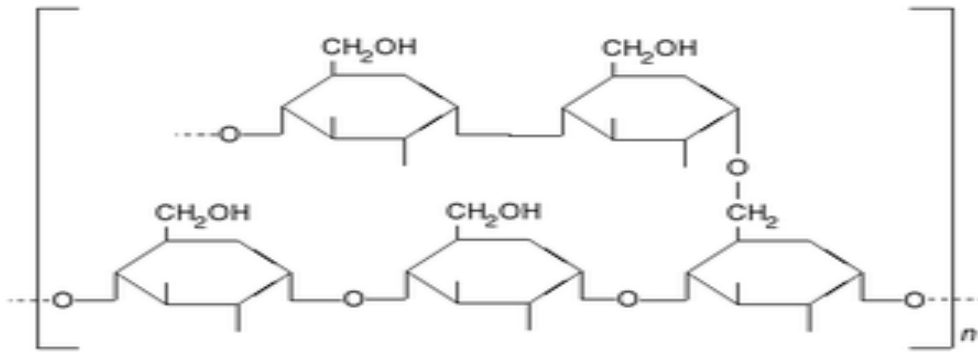


Figura 6.1 – Molécula de Amido [97].

Todos os amidos retêm pequenas quantidades de lípidos, minerais e proteínas. O amido tem a particularidade de acondicionar-se em complexos grânulos densos e insolúveis, sendo a sua hidratação mínima em água fria, formando suspensões de baixa viscosidade [98].

Processo de gelatinização

A gelatinização refere-se ao processo de expansão e fragmentação dos grânulos, formando uma pasta viscoelástica ou de um gel elástico opaco [99].

Os grânulos de amido em água e submetidos à ação de calor têm a capacidade de absorver água e avolumar e formar soluções viscosas [98].

Os grânulos de amido sofrem modificações na sua estrutura durante o processo de aquecimento num meio aquoso, pois, ao atingirem a temperatura específica para cada tipo de amido, ocorre a rutura das pontes de hidrogénio estabilizadoras da estrutura cristalina interna do grânulo. A combinação do aumento de temperatura com uma quantidade suficiente de água faz com que se rompa a região cristalina e permita a penetração da água, resultando na rutura do grânulo [98].

Esta solubilidade resulta do facto dos poliálcoois serem constituídos por unidades glicosídicas contendo grupos hidroxilo, que ao estabelecerem pontes de hidrogénio com as moléculas de água sucede-se a solvatação das moléculas de polissacarídeo, ou seja, estas permanecem totalmente dissolvidas na água. A ligação do polissacarídeo e da água condiciona muitas propriedades funcionais dos alimentos, como a textura [98].

Os fatores tempo e diminuição de temperatura fazem com que as cadeias de amido tendam a interagir mais fortemente entre si, motivando a saída da água, este fenómeno é denominado de retrogradação e ocorre quando as cadeias de amilose se unem, pois, estas tornam-se insolúveis na mistura arrefecida. A retrogradação afeta a textura e reduz a digestibilidade do produto [98].

A temperatura e taxa de gelatinização, viscosidade máxima, a clareza da mistura gelatinizada e capacidade para formar um gel sólido por arrefecimento dependem da origem do amido [98].

O amido fisicamente modificado, presente na farinha de trigo, preconiza uma pré-gelatinização e secagem para um pó. Este amido dissolve-se instantaneamente na água, não requerendo cozedura posterior. A perda da estrutura do grânulo resulta na diminuição da viscosidade do amido [100].

Açúcar (Sacarose)

O termo usual ‘açúcar’ refere-se, em química, a todos os carboidratos da fórmula geral $C_n[H_2O]_n$. Estes são os nutrientes mais largamente consumidos [92].

O açúcar mais comum é a sacarose, um dissacarídeo, composto por uma molécula de glicose ligada a uma molécula de frutose devido à perda de uma molécula de água na reação de condensação, ficando na fórmula $C_{12}H_{22}O_{11}$ (Figura 6.2). A sacarose está presente em alguns frutos e em todas as plantas, porém apenas a cana-de-açúcar (*Saccharum officinarum*) e a beterraba sacarina (*Beta vulgaris*) representam interesse económico devido às elevadas concentrações deste açúcar [92].

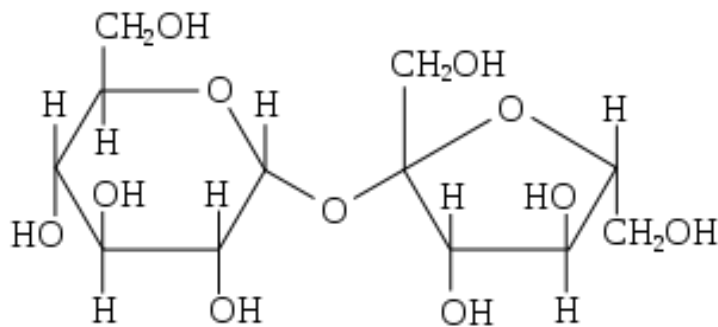


Figura 6.2 – Molécula de sacarose [92].

O primeiro cultivo e colheita de cana-de-açúcar deu-se nas Índias Orientais, provavelmente na Nova Guiné; enquanto a beterraba açucareira foi desenvolvida na Europa durante as Guerras Napoleónicas, no século XIX, como fonte alternativa do açúcar de origem local (Caraíbas), recorrida pela França [92].

A cana-de-açúcar tem a desvantagem de não se conseguir armazenar, após colhida, devido à decomposição da sacarose, sendo a produção normalmente dividida em duas fases, a produção do açúcar em bruto diretamente na planta e a refinação em produtos alimentares nos países consumidores. No caso da beterraba o armazenamento é possível, bastando geralmente uma fase para processamento do açúcar branco [92].

O processo de refinação permite a produção de açúcar de alta qualidade, no caso da cana, a partir da refusão dos açúcares em bruto, e no caso da beterraba, através de processos de refusão e recristalização de xaropes de beterraba [92].

A maioria da produção de cana-de-açúcar é para consumo direto, como plantação branca ou açúcar bruto, sendo apenas 35% refinado [92].

As grandes refinarias produzem uma gama variedade de produtos tais como açúcar amarelo, cubos de açúcar e açúcar granulado. Aqui, o açúcar em bruto é lavado, derretido, clarificado/descolorado e cristalizados, após estes processos, o açúcar é seco, embalado e armazenado [92].

Uma das propriedades do açúcar é conferir sabor doce aos alimentos e bebidas [92].

Todos os açúcares são solúveis em água, variando o grau de solubilidade entre os 60 e 80%; a temperatura tem influência na solubilidade dos açúcares (mono e dissacarídeos), aumentando-a. Na sua forma cristalina este absorve a humidade atmosférica [92].

O açúcar é considerado um conservante natural, pois a sua adição em elevadas quantidades pode estender o tempo de conservação de certos alimentos, devido ao

consequente aumento da pressão osmótica, ou seja, o açúcar terá uma ação desidratante, não havendo água disponível para crescimento microbiano. Este método é usado na indústria alimentar para produção de compotas, geleias e doces. Concentrações de 1 a 10% estimulam o crescimento de microrganismos, a partir dos 50% há inibição do crescimento da maior parte de leveduras, aos 60% inibe bactérias e aos 80% fungos. Quantidades insuficientes de açúcar requerem uma esterilização adicional [92].

Além disso, o açúcar confere espessura e corpo aos alimentos. A viscosidade depende da temperatura e concentração. A diminuição de temperatura aumentará a viscosidade e o elevar da concentração também aumenta a viscosidade [92].

Ácido acético

O ácido acético (Figura 6.3), também denominado ácido etanoico, É um ácido carboxílico saturado e de cadeia aberta [93].

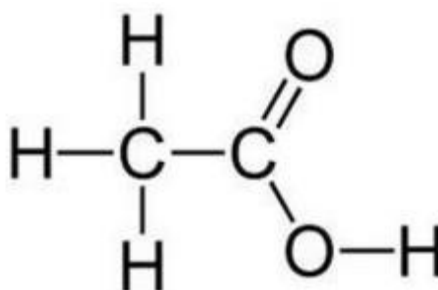


Figura 6.3 – Fórmula química do ácido acético [101].

O ácido acético é o principal componente do vinagre, presente em pequenas percentagens. É um ácido fraco, no estado líquido, incolor, em temperatura ambiente, de cheiro penetrante, corrosivo, sabor azedo, solúvel em água, álcool e éter e com produção de vapores que causam irritação. No seu estado sólido é conhecido por ácido acético glacial [93].

É um reagente com um largo espectro de utilizações, desde a indústria química à limpeza e desinfecção [93,94].

O principal meio da sua produção é a fermentação, pela oxidação do etanol na presença de bactérias. Porém, também pode ser obtido por meio de destilação ou industrialmente por meio da hidratação do acetileno [93].

6.1.2 Fase dispersa

Usou-se como reforço uma fibra de 100% juta, na forma de tecido entrelaçado segundo direções perpendiculares, ou seja, cada cordão de fibra orientado a 0° passa alternadamente por cima e por baixo de cada cordão de fibra a 90°. A juta utilizada não sofreu nenhum tratamento.

Juta

A Juta é uma planta/fibra vegetal extraída principalmente de plantas do género *Corchorus*. É classificada na divisão *Magnoliophyta*, classe *Magnoliopsida*, ordem *Malvales* e família *Tiliaceae*. As principais fontes de juta comercial (ex.: indústria têxtil) são as espécies indianas *Corchorus Capsularis* e a *Corchorus Olitorius* [47,102].

A planta é cultivada na Índia desde dos tempos remotos e a partir de 1830 tem sido conhecida no comércio ocidental. A Índia continua a ser o maior produtor mundial e processador da fibra, porém, em Dundee, na Escócia, também é fabricada em grande escala a juta têxtil. A Europa e os Estados Unidos importam grandes quantidades desta fibra e tecido [47,102].

Esta cresce em ambientes húmidos e tropicais e pode atingir um comprimento de 2 a 3 metros e talo de aproximadamente 20 mm de espessura. O principal componente na sua composição é a celulose [47,102].

A extração da fibra útil é realizada pelo processo de maceração, esta está localizada entre a casca e o talo interno [102].

A principal aplicação da juta é na formação de fios para tecidos, como serapilheira ou sacos de juta. Além disso, também é usada para cordéis, cordas, tapetes e isolamento. Já as pontas da juta são utilizadas para a fabricação de papel [47,102,103].

A fibra de juta é 100% biodegradável e reciclável; tem baixa necessidade de pesticidas e fertilizantes; é de cultura fácil; possui alto teor de lignina; tem alta resistência à tração; baixa extensibilidade; garante respirabilidade dos tecidos; tem uma baixa condutividade térmica; reabsorção de humidade moderada; propriedades antiestáticas; fabricação sem irritações da pele; capacidade de se misturar com outras fibras; facilidade de tingimento e fiação; perde resistência quando molhada; e está sujeita ao ataque microbiano em meios húmidos [47,102,103,104].

Tabela 6.1 – Composição química da juta [104].

Constituintes	%
Celulose	60-70
Hemicelulose	22-24
Lignina	12-14
Outros	1-2

6.2. Planeamento experimental: escolha dos fatores e níveis experimentais

Foram produzidas, duas placas do compósito de amido e fibra de juta, adicionalmente foi acrescentado vinagre na preparação de uma dessas placas:

- JutaS/V – Juta sem vinagre
- JutaC/V – Juta com vinagre

Estas placas foram submetidas a ensaios de flexão, tração, absorção de água e à contagem de bactérias. Os ensaios foram realizados ao longo do tempo para avaliação da alteração das propriedades mecânicas do material (Tabela 6.2):

- Juta1S/V – Juta sem vinagre, após 1 mês
- Juta1C/V – Juta com vinagre, após 1 mês
- Juta3S/V – Juta sem vinagre, após 3 meses
- Juta3C/V – Juta com vinagre, após 3 meses
- Juta7S/V – Juta sem vinagre, após 7 meses
- Juta7C/V – Juta com vinagre, após 7 meses

O ensaio de compressão foi realizado ao protótipo do encaixe transtibial.

Tabela 6.2 – Fatores e níveis para ensaios experimentais

Placas		Ensaio de Flexão	Ensaio de Tração	Ensaio de Compressão	Absorção de água	Contagem de bactérias
Juta1S/V		X	X	Ensaio único	Ensaio único	X
Juta1C/V		X	X			X
Juta3S/V						X
Juta3C/V						X
Juta7S/V		X	X			
Juta7C/V		X	X			

6.3 Processos de fabricação

6.3.1 Preparação da matriz

Materiais: balança, panela, copo medidor, colher de pau e fogão

Produtos: 500ml água, 95g farinha de trigo, 150g açúcar e vinagre (q.b.)

Numa panela junta-se a água fria e a farinha. Mistura-se até dissolução total da farinha e coloca-se a mistura em lume alto. Gradualmente junta-se o açúcar e o vinagre. Quando a mistura começa a tornar-se mais viscosa, diminui-se a temperatura (lume brando) e mexe-se até esta alcançar a consistência desejada.



Figura 6.4 – Processo de preparação da matriz

6.3.2 Fabricação dos provetes/amostras

Os provetes foram produzidos utilizando o método de moldação manual. Este método consistiu na sobreposição de camadas secas de tecido de juta alternadas com impregnação da matriz, para formar um laminado. Utilizou-se um pincel para espalhar a matriz nas superfícies dos tecidos de fibra de juta, de modo que houvesse melhor aderência possível entre o reforço e a matriz e uma absorção mais uniforme possível. A seleção da proporção entre o reforço e a

matriz foi efetuada de forma subjetiva. Cada placa de laminado possuía cinco camadas de tecido (Figura 6.5).

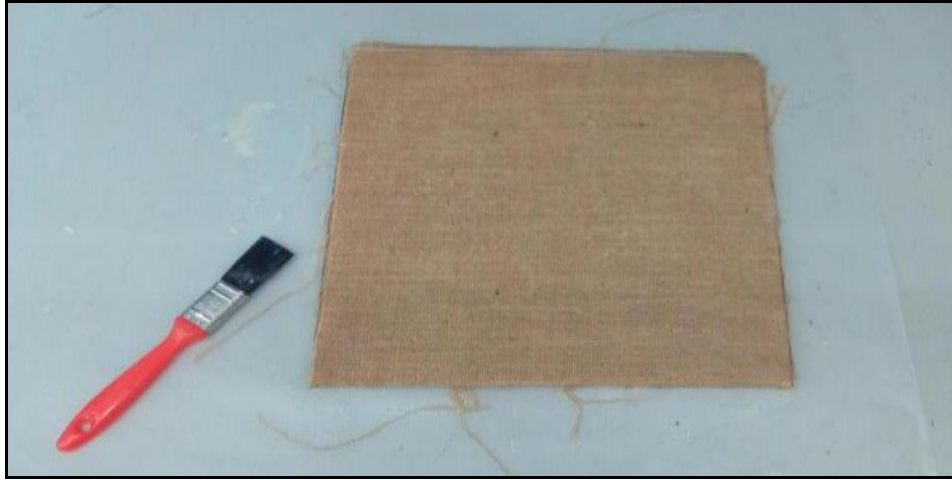


Figura 6.5 – Montagem das placas de juta

Inicialmente, foi utilizado o método de cura mais básico, a cura através da temperatura ambiente por 24h, tendo sido acelerado o processo pela aplicação de calor, com uma estufa a 60°C durante 24h, aproximadamente.

Após secagem das placas, estas foram cortadas com as dimensões necessárias para cada ensaio, de acordo com as normas.



Figura 6.6 – Provetes sem vinagre para ensaio de flexão

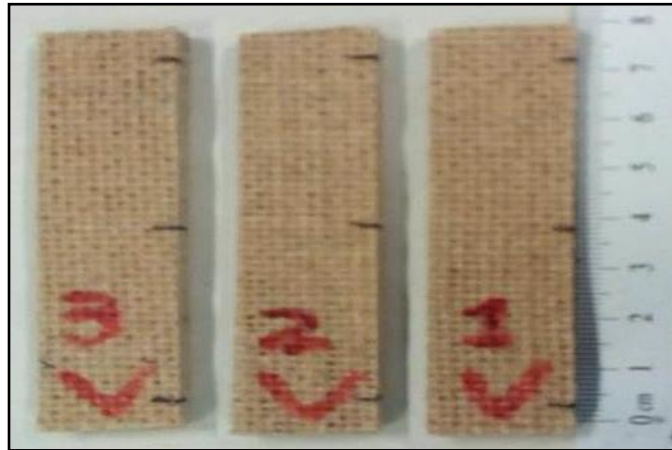


Figura 6.7 – Provetes com vinagre para ensaio de flexão



Figura 6.8 – Provetes com vinagre para ensaio de tração

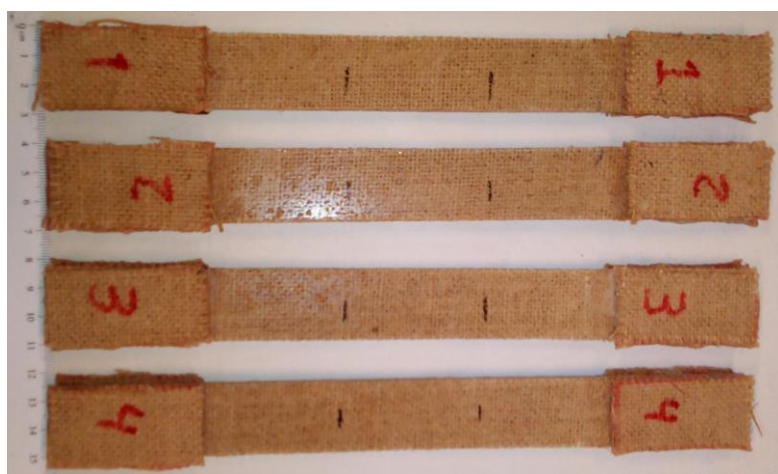


Figura 6.9 – Provetes com vinagre para ensaio de tração

6.3.3 Fabricação do protótipo do encaixe transtibial

1. Molde em gesso

Utilizou um encaixe em termoplástico (Figura 6.10) como molde negativo. Preparou-se 3Kg de Gesso cerâmico extra (Sival) e 2,31L de água, e com uma batedeira misturou-se os dois elementos (Figura 6.11). Após aquisição da consistência desejada, o gesso líquido foi vertido para dentro do molde negativo e uma estrutura em madeira foi inserida nesse gesso (Figura 6.12).



Figura 6.10 – Encaixe em termoplástico



Figura 6.11 – Preparação do gesso



Figura 6.12 – Molde negativo com gesso

Após secagem do gesso, retirou-se o molde negativo, obtendo-se o molde positivo. Este molde foi desbastado nas zonas com excesso de material, as fissuras foram preenchidas com gesso e alguns pontos reforçados (Figura 6.13).



Figura 6.13 – Ajuste realizados ao molde positivo

2. Componentes

Para conceção do encaixe foi necessário criar uma peça conectora, cujo objetivo será a fixação do protótipo na máquina de ensaios.

Em primeiro lugar, foi projetado um design para peça e depois criado um esboço no software *SolidWorks* (Figura 6.14).

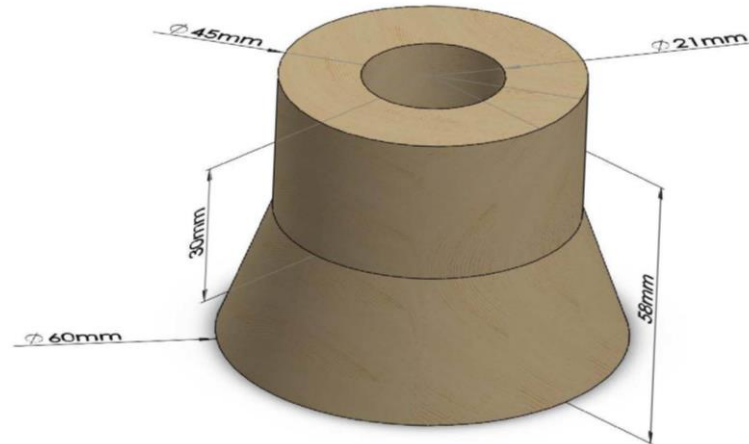


Figura 6.14 – Design da peça conectora em *SolidWorks*

Em seguida, seleccionou-se o material para fabrico da peça – Pinho. E procedeu-se ao corte e debaste de uma placa dessa madeira, na forma cilíndrica, com as dimensões: 58mm de altura e 60mm de diâmetro (Figura 6.15).



Figura 6.15 – Corte do pinho na forma cilíndrica

Utilizando a maquinaria apropriada, fixou-se a peça ao mandril e esta foi aparada até atingir a estrutura pretendida (Figura 6.16 e 6.17).



Figura 6.16 – Fabricação da peça conectora



Figura 6.17 – Fabricação da peça conectora

Uma broca foi aplicada para perfuração da peça, criando assim uma zona de fixação na mesma (Figura 6.18).



Figura 6.18 – Perfuração da peça



Figura 6.19 – Peça final

3. Encaixe em juta

Produziu-se a matriz tal como descrito anteriormente, contudo a proporções dos produtos utilizados foram diferentes: 1L água, 190g farinha de trigo e 300g açúcar. Não se utilizou vinagre.

O molde positivo foi preso a um torno e coberto com película aderente, para evitar que o compósito aderisse ao gesso.

O encaixe foi produzido utilizando o método de moldação manual. Este método consistiu na sobreposição de camadas secas de tecido de juta alternadas com impregnação da matriz, para formar um laminado. Utilizou-se um pincel para espalhar a matriz nas superfícies dos tecidos de fibra de juta, de modo que houvesse melhor aderência possível entre o reforço e a matriz e uma absorção mais uniforme possível. A seleção da razão reforço-matriz foi efetuada de forma subjetiva. Cada porção de tecido impregnado era aplicado diretamente, numa orientação vertical das fibras, sobre o molde positivo e moldado contra este, para adquirir a sua forma. De maneira a melhorar a moldação do tecido e reforçar as zonas de maior concavidade (região poplíteia e do tendão rotuliano) e sujeitas a maior carga (zona de conexão entre a peça conectora e encaixe), também foram aplicadas duas camadas de tecido orientadas na horizontal.

Após a aplicação da primeira camada do compósito, foi colocada a peça conectora na parte distal do molde, e as seguintes cinco camadas colocadas sucessivamente (Figura 6.20). Conferindo ao encaixe uma espessura aproximada de 5mm.



Figura 6.20 Fases de produção do encaixe

Foi utilizado o método de cura à temperatura ambiente por 24h, primeiramente, tendo sido acelerado o processo pela aplicação de calor, com uma estufa a 60°C durante 72h, aproximadamente (Figura 6.21).



Figura 6.21 – Processo de cura à temperatura ambiente

4. Acabamentos

Retirou-se o gesso que se encontrava no interior do encaixe, partindo-se o mesmo com o auxílio de um cinzel e uma marreta. E limpou-se o interior do encaixe com uma pistola de ar.

Numa lixa foram arredondados os bordos e desbastadas algumas saliências do material.



Figura 6.22 – Processo de arredondar os bordos do encaixe na lixa

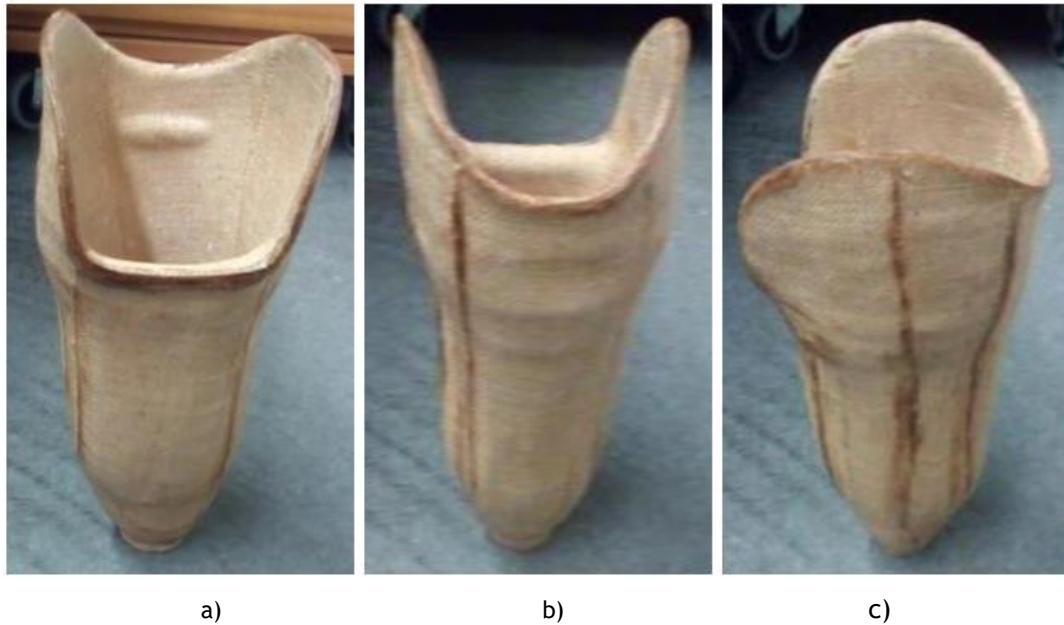


Figura 6.23 – Encaixe final. a) vista posterior, b) vista frontal e c) vista lateral.

6.3.4 Fabricação da peça de extensão

Para o ensaio de compressão é necessário criar uma peça de extensão, cuja função é conectar-se rigidamente ao encaixe e transmitir as cargas impostas pela máquina de ensaio.

Essa peça será fixada ao mandril e deverá ser fabricada em material rígido, sendo adequado o uso de espuma rígida [105].

Materiais: resina epoxídica, endurecedor, pedras brancas (cacos), PVA, cola em spray, cortiça, tubo de alumínio, fita cola e encaixe em termoplástico (Figura 6.24).



Figura 6.24 – Alguns materiais utilizados na fabricação da peça de extensão. a) cortiça, b) cola em spray e c) metade do encaixe em termoplástico.

Primeiro foi preenchido o interior de cada metade do encaixe em termoplástico com 4mm de cortiça, recorrendo-se à cola em spray. Este procedimento é realizado de forma a obter-se uma peça de extensão com um perímetro inferior ao do encaixe, possibilitando a colocação

de uma interface (usou-se um pano) entre as paredes do simulado “coto” (peça de extensão) e o encaixe. Depois junta-se as duas metades do encaixe e prende-se com fita cola.



Figura 6.25 – Encaixe preenchido com cortiça

No interior do encaixe é colocado o PVA, um tubo de alumínio (alinhado ao centro do joelho) e enche-se o mesmo com os cacos de pedras. Prepara-se 100 mL de resina epoxídica para 33g de endurecedor e verte-se a mistura para o interior do encaixe (Figura 6.25).

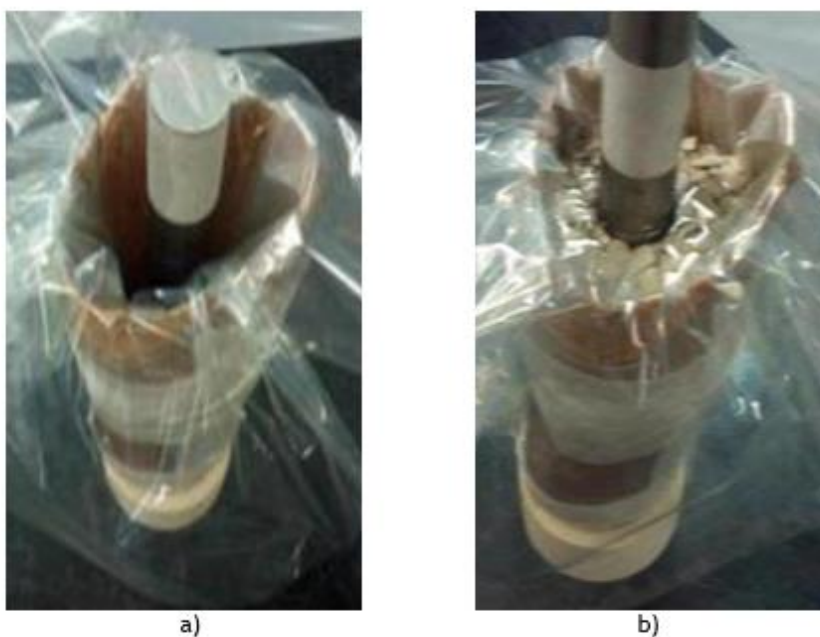


Figura 6.26 – Processo de fabricação da peça extensora. a) encaixe com PVA e tubo de alumínio, b) encaixe enchido com cacos de pedras e resina epoxídica.

Espera-se que a reação química entre a resina e o endurecedor ocorra e depois é possível retirar do interior do encaixe, a peça de extensão (Figura 6.26).



Figura 6.27 – Montagem da peça de extensão no protótipo

6.4. Ensaios experimentais

6.4.1 Ensaio de flexão: Provetes

Os ensaios de flexão foram realizados segundo a norma ASTM D 790 – 03. Todos os provetes foram sujeitos a um carregamento contínuo numa máquina de ensaios TIRA modelo 2705 equipada com uma célula de 5 kN, a carga foi aplicada no meio, entre os suportes, a uma velocidade de ensaio de 2mm/min. As dimensões dos espécimes para o teste de tração foram 80 x 16 x 4 mm (comprimento x largura x espessura), Figura 6.27. Foram testadas seis amostras para três ensaios, no ensaio da Juta1C/V usou-se apenas três amostras* [85].

Os valores médios foram relatados, incluindo desvios padrão. Cada amostra foi submetida uma carga até à sua rutura [85]. A posição das amostras e o processo de teste de flexão é mostrado na Figura 6.28.

Os ensaios decorreram em ambiente normal de laboratório, a uma temperatura de $23\pm 2^\circ\text{C}$ e uma humidade relativa $50\pm 5\%$.

Os testes de tração fornecem informações acerca do material, tais com a resistência à flexão e o módulo de elasticidade [85].

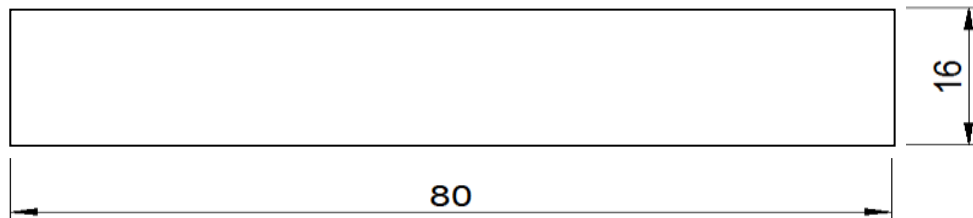


Figura 6.28 – Esquema das dimensões dos provetes de flexão segundo a norma ASTM D 790 - 03 [85].

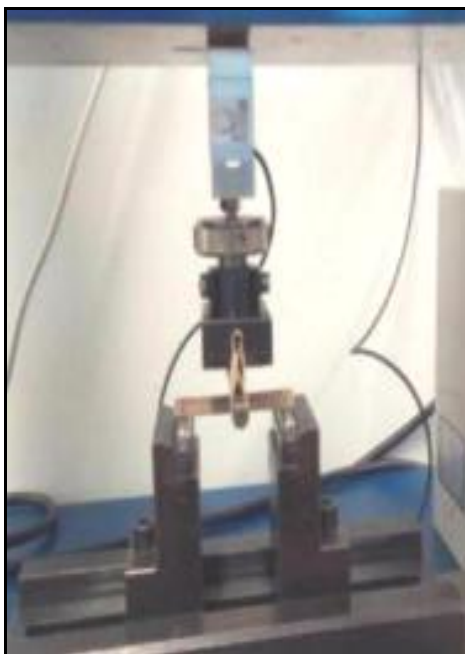


Figura 6.29 – Ensaio de flexão.

* No teste de amostragem devem ser usados, pelo menos, cinco amostras no caso de materiais isotrópicos ou espécimes moldados [82].

6.4.2 Ensaio de tração: Provetes

Os ensaios de tração foram executados segundo a norma ASTM D 3039/D 3039M. Todos os provetes foram sujeitos a um carregamento contínuo numa máquina de ensaios INSTRON modelo 4208 equipada com uma célula de 100 kN, a velocidade do ensaio foi de 2mm/min. As dimensões dos espécimes para o teste de tração foram 250 x 25 x 4 mm (comprimento x largura x espessura), Figura 6.29. Foram testadas quatro* amostras para cada ensaio (quatro ensaios no total) [106].

De cada ensaio obteve-se um registo da variação da força em função do deslocamento das amarras da máquina. Os valores médios foram relatados, incluindo desvios padrão. Cada amostra foi submetida uma carga até à sua rutura [106]. A posição das amostras e o processo de teste de tração é mostrado na Figura 6.30.

Os ensaios decorreram em ambiente normal de laboratório, a uma temperatura de $23\pm 3^\circ\text{C}$ e uma humidade relativa $50\pm 10\%$ [106].

Os testes de tração fornecem informações acerca do material, tais com a resistência à tração e o módulo de elasticidade [106].

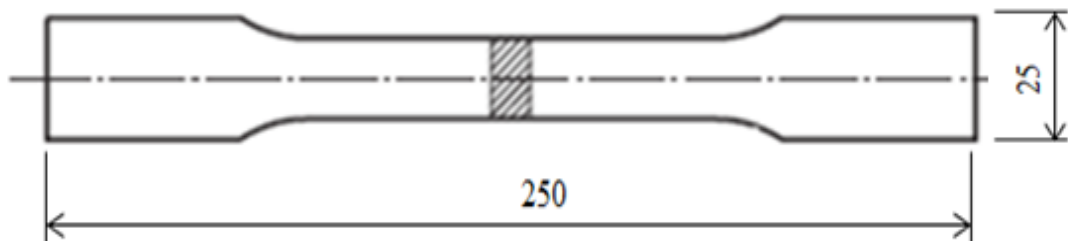


Figura 6.30 – Esquema das dimensões dos provetes de tração segundo a norma ASTM D 3039/D 3039M [106].



Figura 6.31 — Ensaio de tração.

* No teste de amostragem devem ser usados, pelo menos, cinco espécimes por condição de teste, a menos que se obtenha resultados válidos através do uso de menos espécimes, como no caso de um experimento projetado [106].

6.4.3 Ensaio de compressão: Protótipo

Os ensaios de compressão foram realizados com base na norma ISO 10328. O procedimento do teste estático consistiu na realização do *Proof Test*. Todos os provetes foram sujeitos a um carregamento numa máquina de ensaios TIRA modelo 2705 equipada com uma célula de 5 kN, a uma velocidade de ensaio de 2mm/min [106]. Foi testado o protótipo de um encaixe transtibial, fabricado em juta, amido e açúcar.

O protótipo deve ser montado na máquina num comprimento fixo, utilizando acessórios de extremidade, que consistem na peça de extensão e na peça conectora. Na zona distal do encaixe, no qual a peça de extensão se estende, deverá ser um vazio ou preenchida com espuma/materiais macios, para permitir que esta parte se deforme livremente sob carga [106].

Primeiramente o protótipo foi sujeito a um pré-carregamento, força de teste *settling* (F_{set}), para a condição de carregamento de teste II e nível de carga de teste P5 (Tabela 6.3). Foi mantida essa força, F_{set} , por um período de 30 s e depois removida. O protótipo ficou em repouso à carga zero por um período de 10 minutos antes de prosseguir com o próximo carregamento [106].

De seguida, foi aumentada a força de teste a uma taxa de 100 N/s para o ensaio de força do *Proof Test* (F_{ptf}), na condição de carga de teste II e nível de carga de teste P5 (Tabela 6.3). Foi mantida essa força F_{ptf} , por um período de 30 ± 3 s. Depois a força é diminuída até uma força estável (F_{stab}) de 50N e termina o teste [106].

Por fim é calculada e registrada a deformação permanente, entre os pontos de aplicação de carga inferior e superior [106].

Os ensaios decorreram em ambiente normal de laboratório, a uma temperatura de $23 \pm 2^\circ\text{C}$ e uma humidade relativa $50 \pm 5\%$.



Figura 6.32 – Protótipo montado para ensaio de compressão

Tabela 6.3 Teste de força (*Proof strength*) às estruturas principais das próteses [106]

Test procedure	End attachments for		Stabilizing test force, F_{stab} N	Settling test force, F_{set} N	Proof test force, F_{pa} N
	Test loading level	Test loading condition			
Principal structural tests ^a	P5	I	50	1 024	5 376
		II		920	4 830
	P4	I		944	4 956
		II		828	4 348
	P3	I		736	3 864
		II		638	3 348

6.4.3 Absorção de água

Os ensaios de absorção de água dos compósitos foram realizados com base na norma ASTM D 570. Para medir a capacidade de absorção de água do compósito, os espécimes foram preparados e a água destilada foi o meio. Foram medidas as massas iniciais, dimensões e espessura de todos os provetes (Tabelas 1 e 2) e submersos em 300 ml de água destilada.

A partir da diferença de pesos finais e iniciais recorrendo ao método de determinação da massa (secagem + pesagem), antes e após a imersão por 24 h, calculou-se a percentagem de absorção de água [107].

Foram testados 4 amostras para cada tipo de compósito e ensaio. O teste é realizado até a percentagem de absorção de água atingir o equilíbrio [107].

Os ensaios decorreram em ambiente normal de laboratório, a uma temperatura do laboratório, 22 ± 2 °C.

Tabela 6.4 – Medições iniciais ao compósito com vinagre

Provetes	Massa inicial [g]	Dimensões [mm]	Espessura [mm]
V1	3,93	39,71x25,70	4,94
V2	3,81	45,10x25,46	4,75
V3	3,84	43,10x25,46	4,79
V4	3,73	43,48x25,30	4,84

Tabela 6.5 – Medições iniciais ao compósito sem vinagre

Provetes	Massa inicial [g]	Dimensões [mm]	Espessura [mm]
S1	3,97	41,58x25,68	4,98
S2	3,79	39,42x25,62	5,00
S3	3,62	38,70x25,68	4,96
S4	3,80	41,00x25,48	4,84



Figura 6.33 – Imersão dos provetes sem vinagre

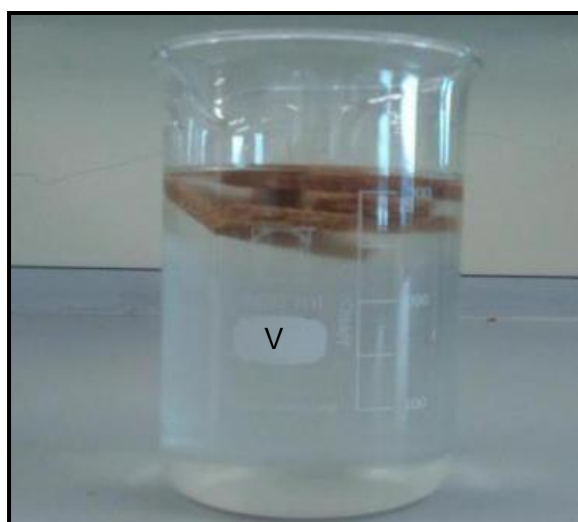


Figura 6.34 – Imersão dos provetes com vinagre

6.4.4 Contagem de bactérias

A contagem do número de colónias de bacterias foi realizada pelo método de contagem em placas. Cada amostra foi colocada em 2mL de soro e oscilada duas vezes no Vortéx, durante 1 min./vmáx. Da suspensão de microrganismos formada, são semeados 100µL em meio de cultura solidificado, Ágar Mueller-Hinton [77].

Após um período de incubação de 24h a 37°C, as colónias que se desenvolvem são contadas e determinada a sua concentração, Equação 6.1 [77].

$$\text{N}^\circ \text{ de contagem de bactérias}/100 = \text{Concentração de bactérias} \quad (6.1)$$

Capítulo 7

Resultados e discussão

7.1. Variáveis respostas

7.1.1 Ensaio de flexão

Placa Juta: Ensaio de flexão após, aproximadamente, 1 mês.

Tabela 7.1 – Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de flexão para a placa de juta após 1 mês.

	Propriedades mecânicas	σ [MPa]	ϵ [%]	$E_{0.25-0.50}$ [MPa]	d[mm]
JUTA	Provete 1	6,82	8,025	276,713	12,57
	Provete 2	5,85	8,926	209,804	13,73
	Provete 3	6,57	4,785	300,920	7,48
	Provete 4	6,24	3,668	321,347	5,78
	Provete 5	8,65	8,177	420,984	13,38
	Provete 6	6,90	8,793	279,075	13,83
	Média	6,84	7,062	301,474	10,60
	Desvio padrão	0,97	2,25	69,56	3,55

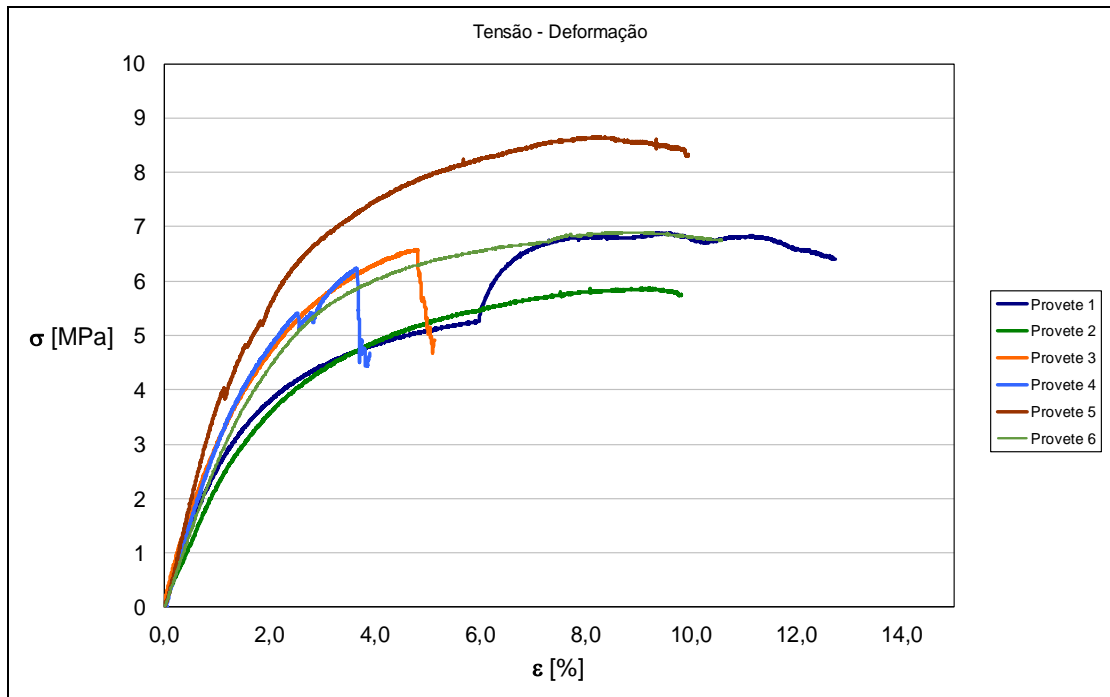


Figura 7.1 – Gráfico Tensão-Deformação. Ensaio de flexão da placa de juta após 1 mês.

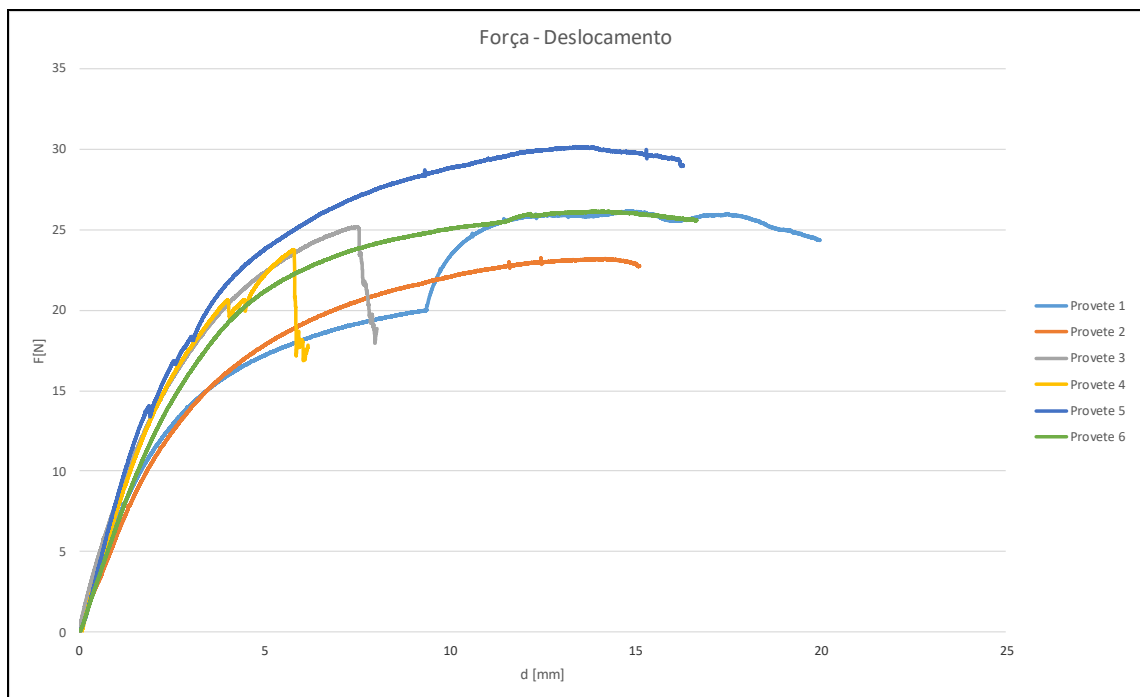


Figura 7.2 – Gráfico Força-Deslocamento. Ensaio de flexão da placa de juta após 1 mês

Placa Juta: Ensaio de flexão após, aproximadamente, 7 meses.

Tabela 7.2 – Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de flexão para a placa de juta após 7 meses.

	Propriedades mecânicas	σ [MPa]	ϵ [%]	$E_{0.25-0.50}$ [MPa]	d[mm]
JUTA	Provete 1	13,29	3,889	637,315	5,72
	Provete 2	17,34	4,403	935,019	6,8
	Provete 3	15,91	6,329	692,476	9,29
	Provete 4	15,94	5,474	883,669	8,77
	Provete 5	17,29	3,674	970,727	5,85
	Provete 6	15,97	4,195	854,772	6,82
	Média	15,96	4,661	828,996	7,21
	Desvio padrão	1,47	1,03	134,43	1,49

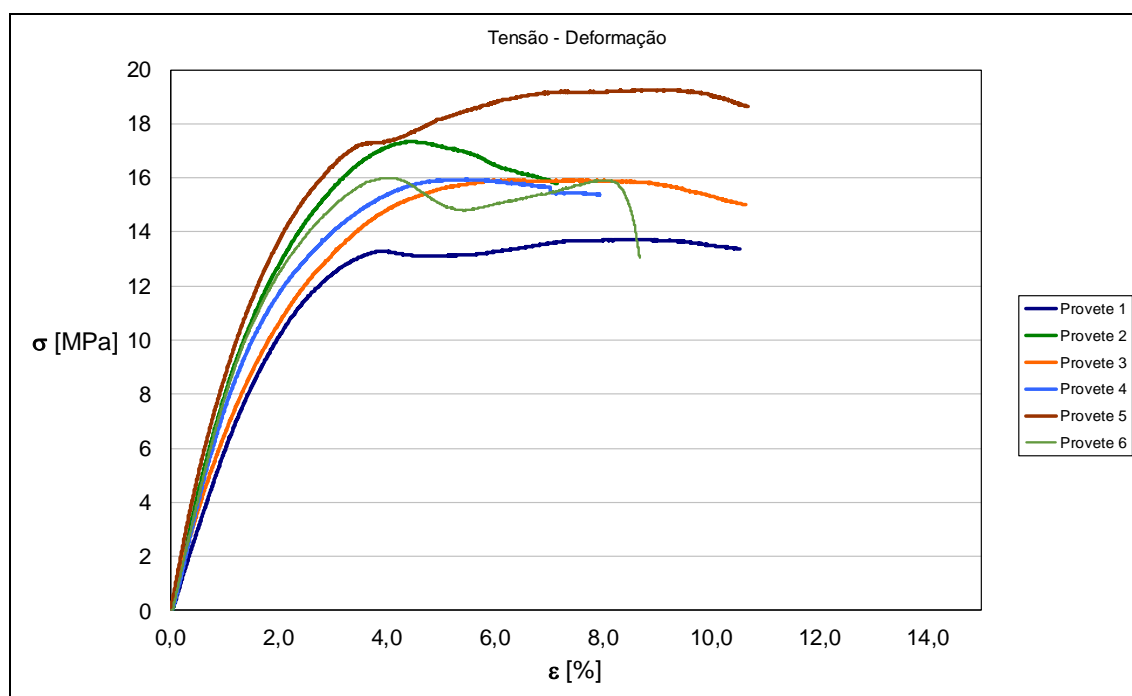


Figura 7.3 – Gráfico Tensão-Deformação. Ensaio de flexão da placa de juta após 7 meses.

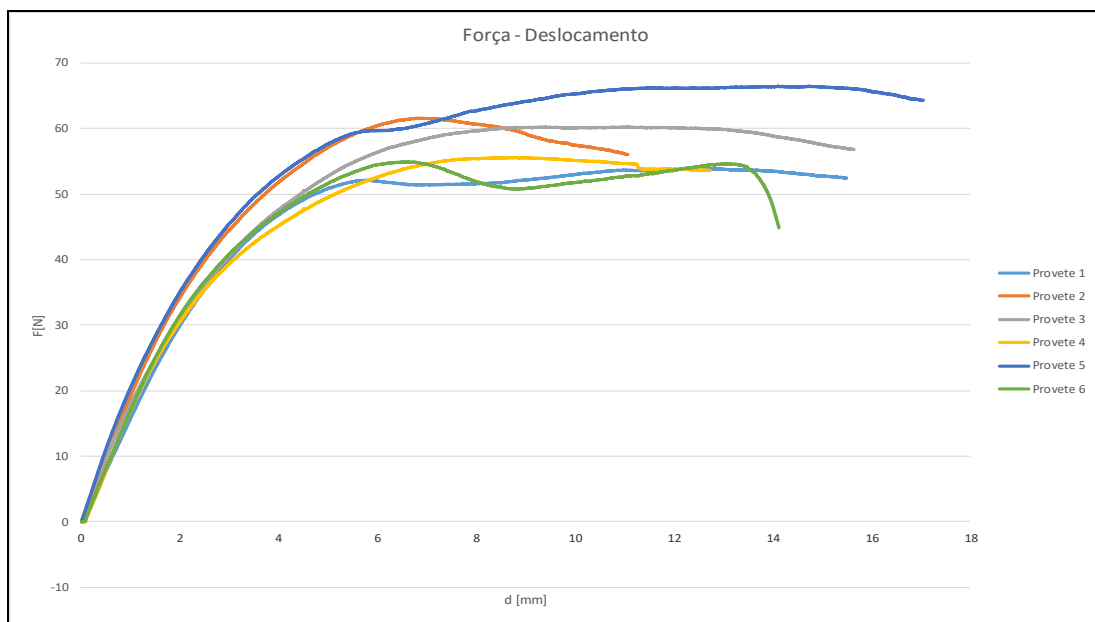


Figura 7.4 – Gráfico Força-Deslocamento. Ensaio de flexão da placa de juta após 7 meses

Placa Juta+Vinagre: Ensaio de flexão após, aproximadamente, 1 mês.

Tabela 7.3 – Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de flexão para a placa de juta+vinagre após 1 mês.

Propriedades mecânicas		σ [MPa]	ε [%]	$E_{0,25-0,50}$ [MPa]	d [mm]
JUTA +VINAGRE	Provete 1	6,25	8,553	211,366	13,48
	Provete 2	6,09	8,338	189,023	13,12
	Provete 3	5,96	8,456	204,576	13,72
	Média	6,10	8,45	201,66	13,48
	Desvio padrão	0,15	0,11	11,45	0,29

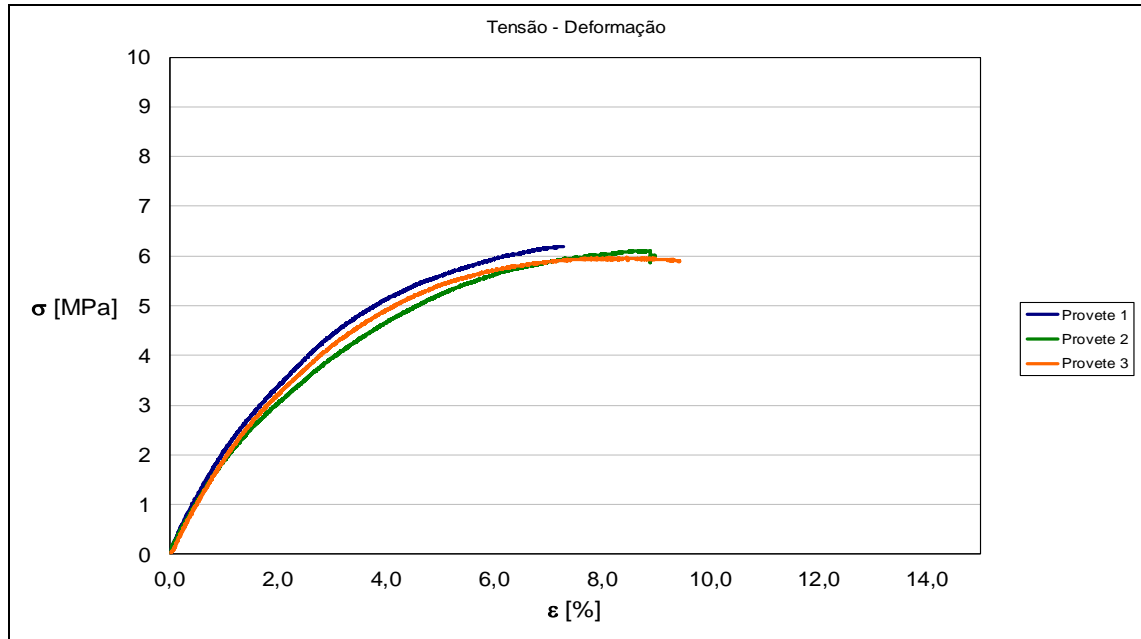


Figura 7.5 – Gráfico Tensão-Deformação. Ensaio de flexão da placa Juta+Vinagre, após 1 mês.

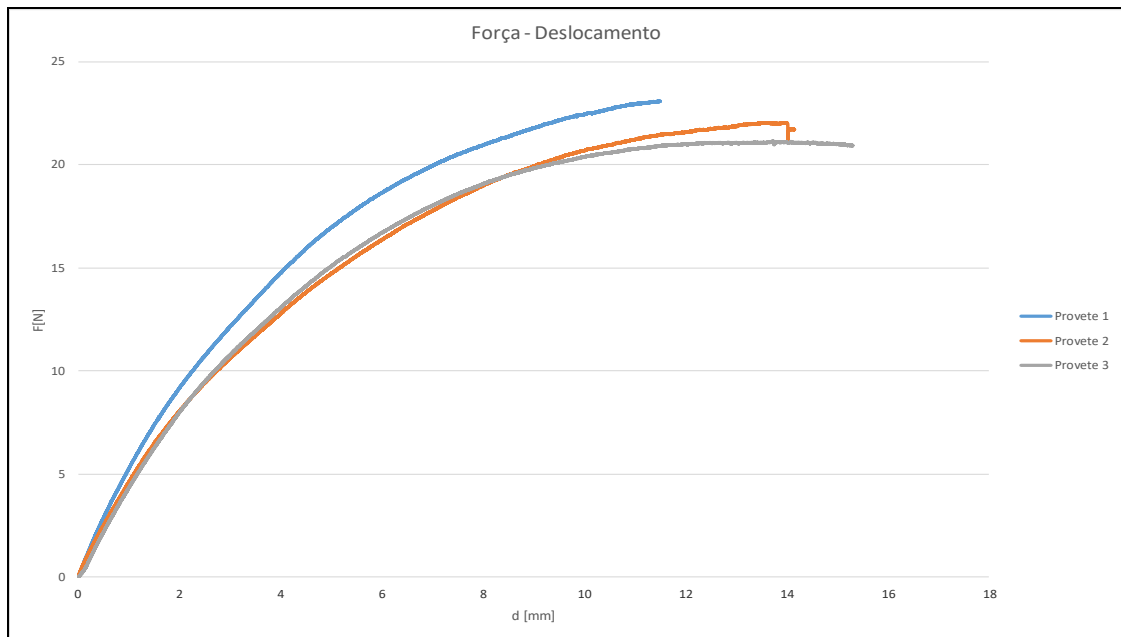


Figura 7.6 – Gráfico Força-Deslocamento. Ensaio de flexão da placa Juta+Vinagre, após 1 mês.

Juta+Vinagre: Ensaio de flexão após, aproximadamente, 7 meses.

Tabela 7.4 – Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de flexão para a placa de juta+vinagre após 7 meses.

	Propriedades mecânicas	σ [MPa]	ϵ [%]	$E_{0.25-0.50}$ [MPa]	d [mm]
JUTA +Vinagre	Provete 1	11,95	6,095	793,396	9,49
	Provete 2	11,81	6,443	762,024	9,9
	Provete 3	12,80	7,477	864,169	12,08
	Provete 4	12,74	6,066	856,489	9,58
	Provete 5	10,28	5,843	707,001	9,94
	Provete 6	11,12	6,759	745,473	11,06
	Média	11,78	6,447	788,092	9,965
	Desvio padrão	0,97	0,60	62,56	1,01

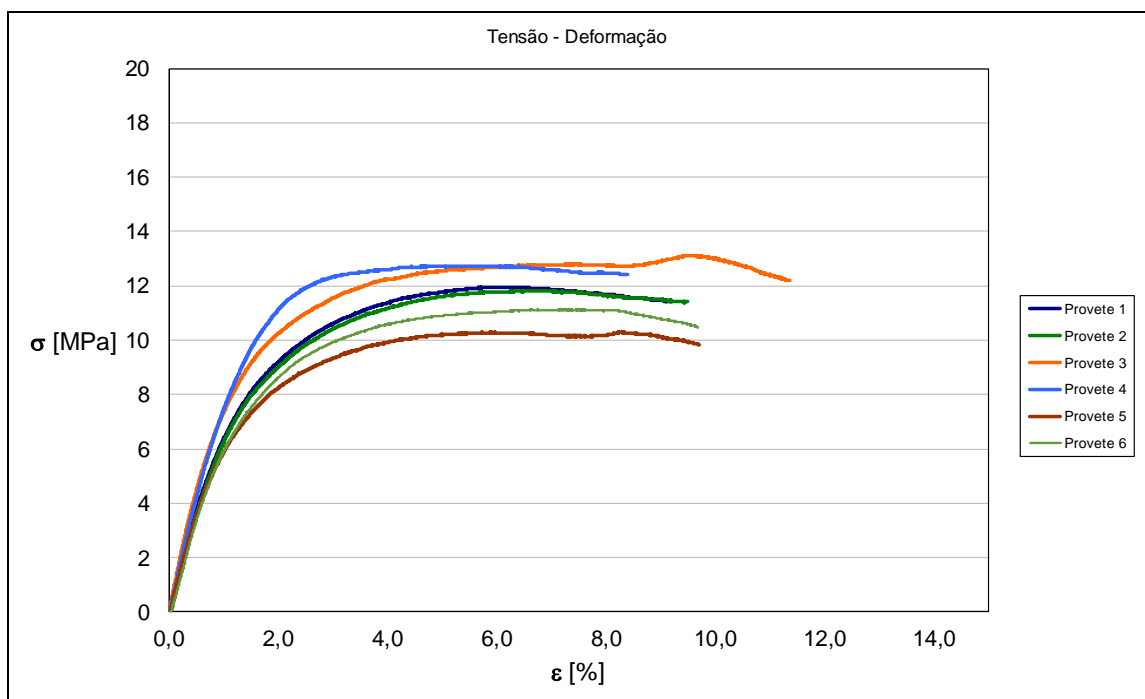


Figura 7.7 – Gráfico Tensão-Deformação. Ensaio de flexão da placa JUTA+Vinagre, após 7 meses.

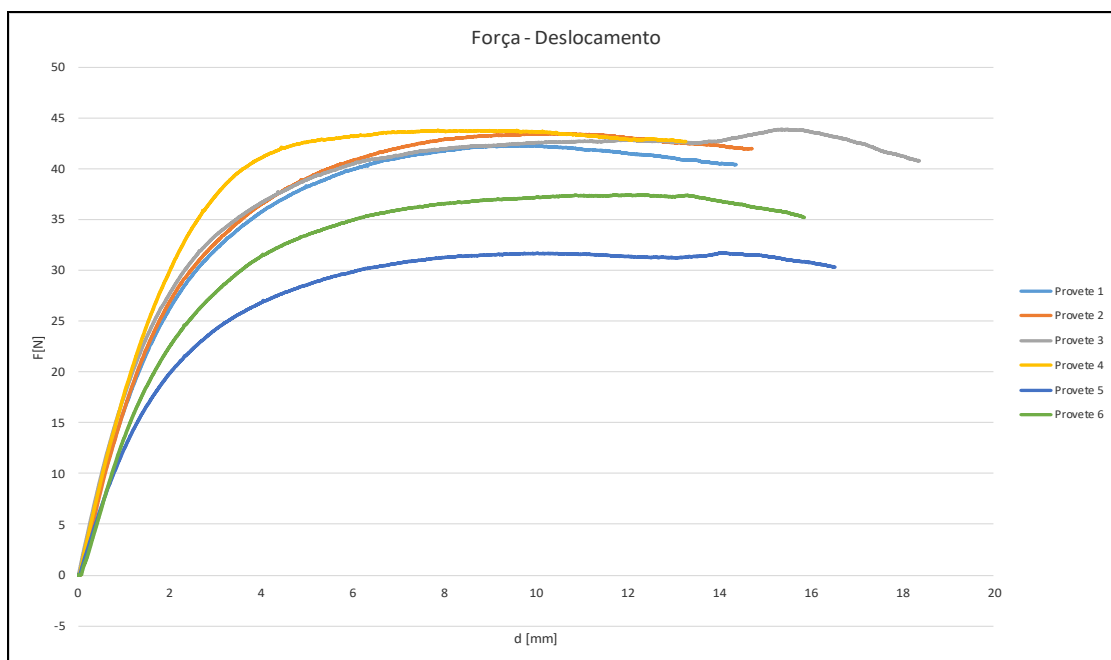


Figura 7.8 – Gráfico Força-Deslocamento. Ensaio de flexão da placa Juta+Vinagre, após 7 meses.

7.1.1.1 Discussão de resultados

A Tabela 7.5 representa os resultados obtidos a partir dos testes de flexão aos provetes.

Da análise dos resultados da tabela 7.5, pode-se observar que os compósitos ensaiados ao fim de 7 meses apresentam propriedades bastante melhores comparativamente aos ensaiados ao fim de 1 mês, tanto em termos de resistência mecânica à flexão (+ 93% a 133%) (Juta7S/V $\sigma=15,96$ MPa e Juta7C/V $\sigma=11,78$ MPa) (Juta1S/V $\sigma=6,84$ MPa e Juta1C/V $\sigma=6,10$ MPa), como em termos de rigidez (+ 175% a 291%) (Juta7S/V $E=828,996$ MPa e Juta7C/V $E=788,092$ MPa) (Juta1S/V $E=301,474$ MPa e Juta1C/V $E=201,655$ MPa).

Quando é feita a comparação dos compósitos com e sem adição de vinagre, os compósitos com adição de vinagre apresentam piores propriedades.

A resistência e o desempenho dos materiais compósitos, especialmente na resistência à flexão podem ser afetados por vários fatores [108]. Os resultados indicam que a Juta7S/V pode produzir uma maior resistência à flexão. A ausência de vinagre na composição do material e um período de cura/secagem mais longo resultaram numa ligação entre a matriz e as fibras mais forte e com menor facilidade de danificar perante cargas de flexão.

A resistência à flexão é um fator importante na escolha do material para os encaixes, pois esta tem influência diretamente no suporte do peso corporal e nos movimentos extremos, que poderão ocorrer durante a marcha ou outras atividades dinâmicas realizadas pelo amputado. Outros requisitos que o material deverá cumprir para ser utilizado em encaixes protésicos é ser capaz de suportar cargas dinâmicas, ser resistente, elástico e leve [108].

Tabela 7.5 – Resistência à flexão dos materiais compósitos

Material do provete	Resistência à flexão (MPa)	Desvio padrão	Rigidez Modulo de Young E (MPa)	Desvio padrão
Juta1S/V	6,84	0,97	301,474	69,56
Juta7S/V	15,96	1,97	829,996	134,43
Juta1C/V	6,10	0,15	201,655	11,45
Juta7C/V	11,78	0,97	788,092	62,56



Figura 7.9 – Provete após ensaio de flexão

7.1.2. Ensaio de tração

Placa Juta: Ensaio tração após, aproximadamente, 1 mês.

Tabela 7.6 – Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de tração para a placa de juta após 1 mês.

Ensaio	d [mm]	F [N]	E [MPa]	σ_{max} [MPa]	ϵ [%]
1	5,13	1693,81	373,57	12,97	8,10
2	5,18	1693,81	406,92	13,44	7,52
3	5,01	1597,19	301,29	12,44	7,52
4	5,01	1645,51	379,24	13,29	8,25
Média	5,09	1657,58	365,25	13,04	7,85
D.P	0,08	40,06	45,06	0,38	0,33

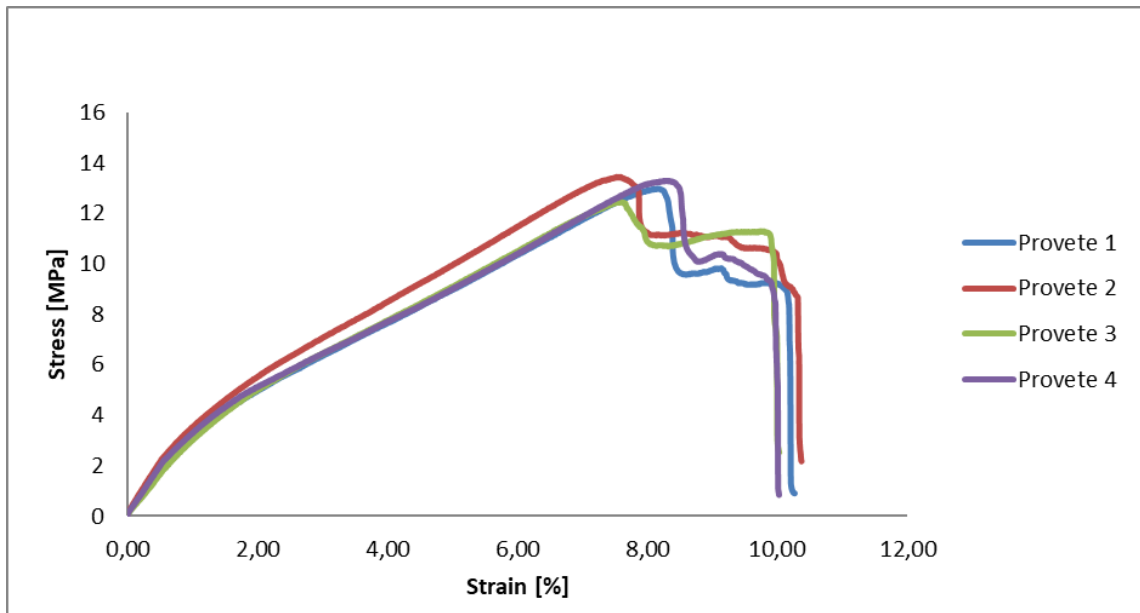


Figura 7.10– Gráfico Tensão-Deformação. Ensaio de tração da placa Juta, após 1 mês.

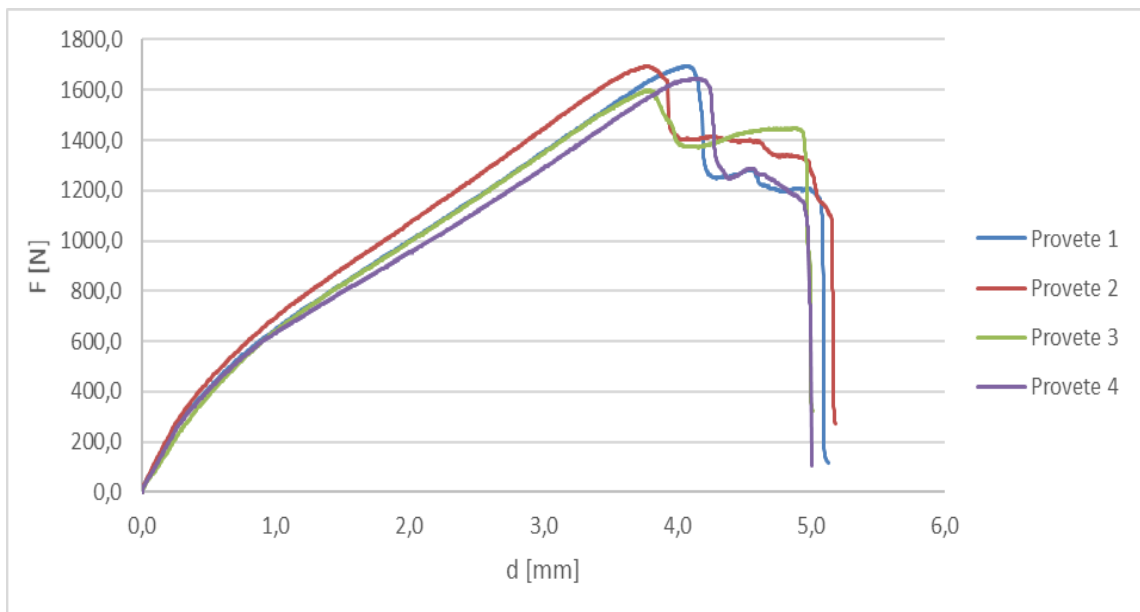


Figura 7.11 – Gráfico Força-Deslocamento. Ensaio de tração da placa Juta, após 1 mês.

Placa Juta: Ensaio de tração após, aproximadamente, 7 meses.

Tabela 7.7 – Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de tração para a placa de juta após 7 meses.

Ensaio	d [mm]	F [N]	E [MPa]	σ_{max} [MPa]	ϵ [%]
1	3,22	1426,09	1171,67	12,35	3,00
2	1,85	1632,79	1148,73	13,57	3,46
3	1,77	1496,55	1044,71	13,30	3,33
4	5,01	1645,51	1003,92	14,14	8,25

Média	2,96	1550,24	1092,26	13,34	4,51
D.P	1,52	106,75	80,74	0,75	2,50

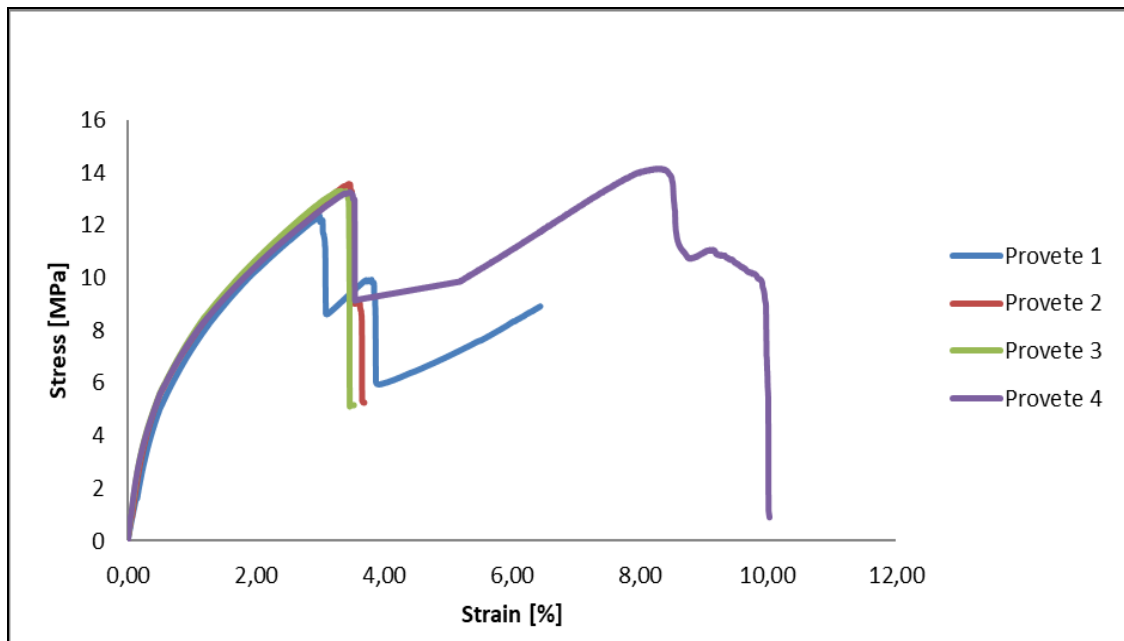


Figura 7.12 – Gráfico Tensão - Deformação. Ensaio de tração da placa Juta, após 7 meses.

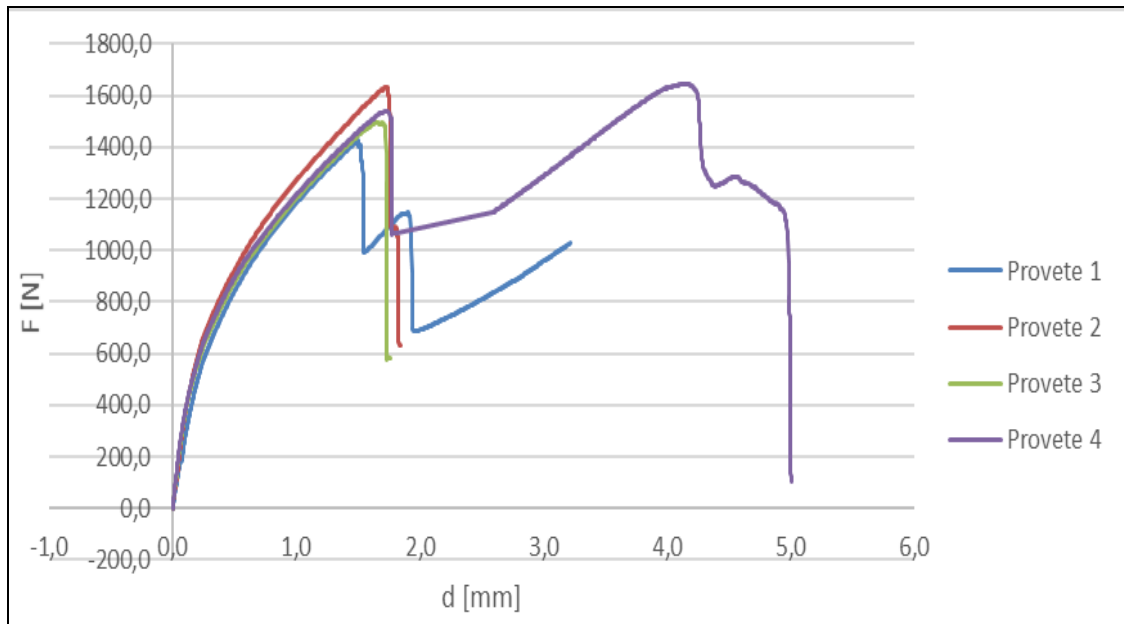


Figura 7.13 – Gráfico Força - Deslocamento. Ensaio de tração da placa Juta, após 7 meses.

Placa Juta+Vinagre: Ensaio de tração após, aproximadamente, 1 mês.

Tabela 7.8 – Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de tração para a placa de juta após 1 mês.

Ensaio	d [mm]	F [N]	E [MPa]	σ_{max} [MPa]	ϵ [%]
1	4,60	1755,59	406,00	13,82	7,95
2	5,47	1707,25	433,47	13,69	9,19
3	5,24	1736,77	426,89	13,86	8,80
4	5,57	1739,45	465,00	13,95	9,50

Média	5,22	1734,76	432,84	13,83	8,86
D.P	0,38	17,44	24,43	0,09	0,58

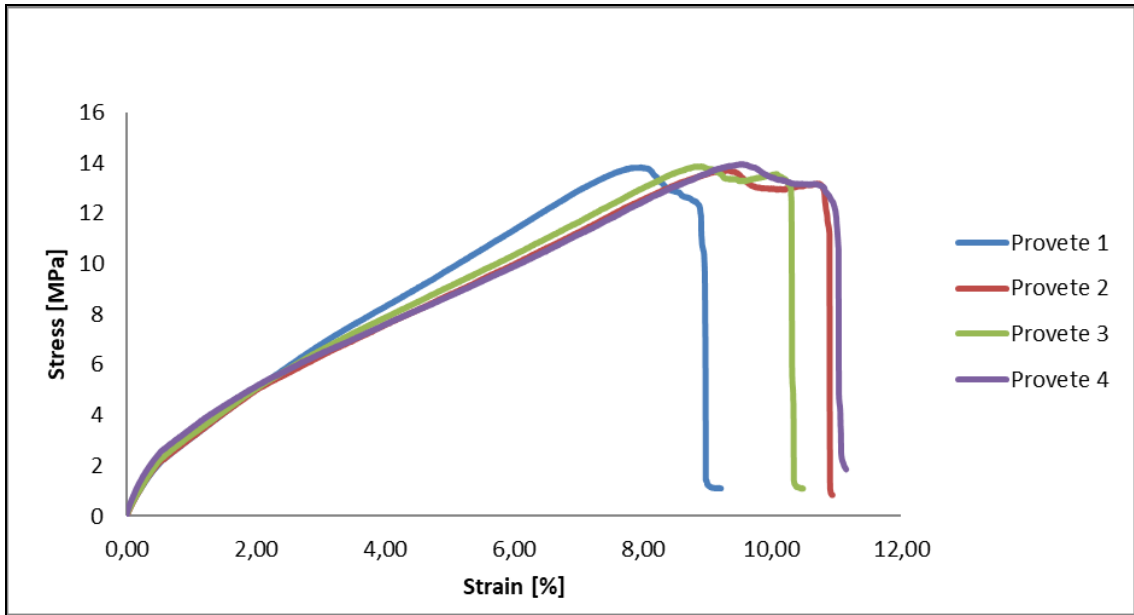


Figura 7.14 – Gráfico Tensão-Deformação. Ensaio de tração da placa Juta+Vinagre, após 1 mês.

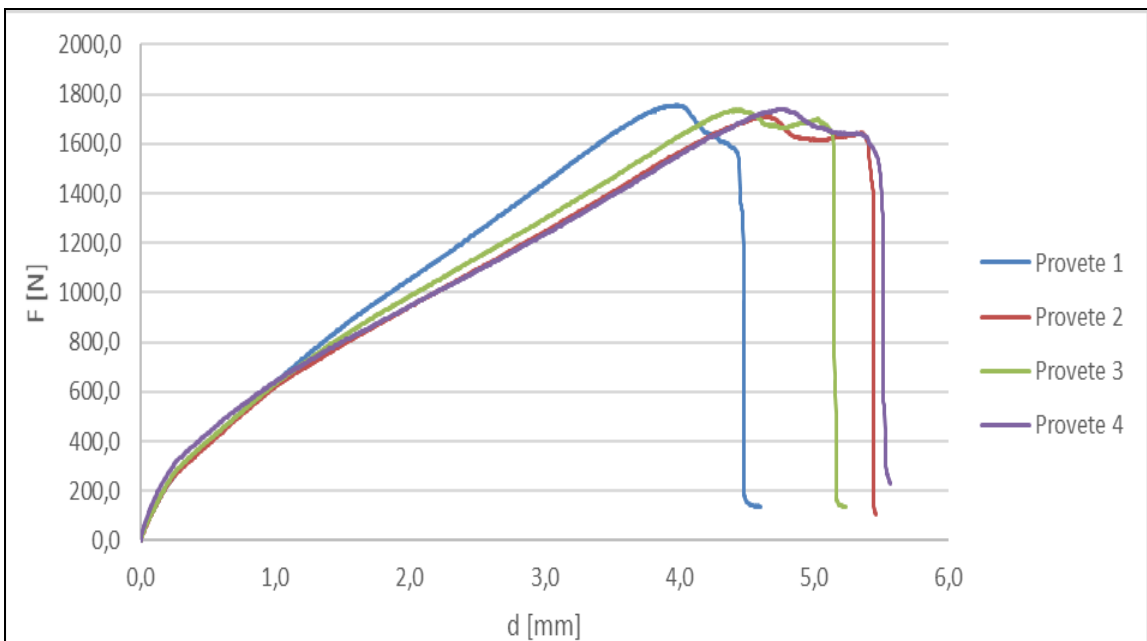


Figura 7.15 – Gráfico Força-Deslocamento. Ensaio de tração da placa Juta+Vinagre, após 1 mês.

Placa Juta+Vinagre: Ensaio de tração após, aproximadamente, 7 meses.

Tabela 7.9 – Valores médios e desvios padrão obtidos pelo ensaio de tração para a placa de juta após 7 meses.

	d [mm]	F [N]	E [MPa]	σ_{max} [MPa]	ϵ [%]
1	2,47	1573,05	996,12	13,77	4,70
2	2,68	1646,18	938,64	14,01	5,12
3	2,51	1730,78	910,63	14,49	4,52
4	2,59	1646,84	873,80	14,01	4,98

Média	2,56	1649,21	929,80	14,07	4,83
D.P	0,09	64,47	51,58	0,30	0,27

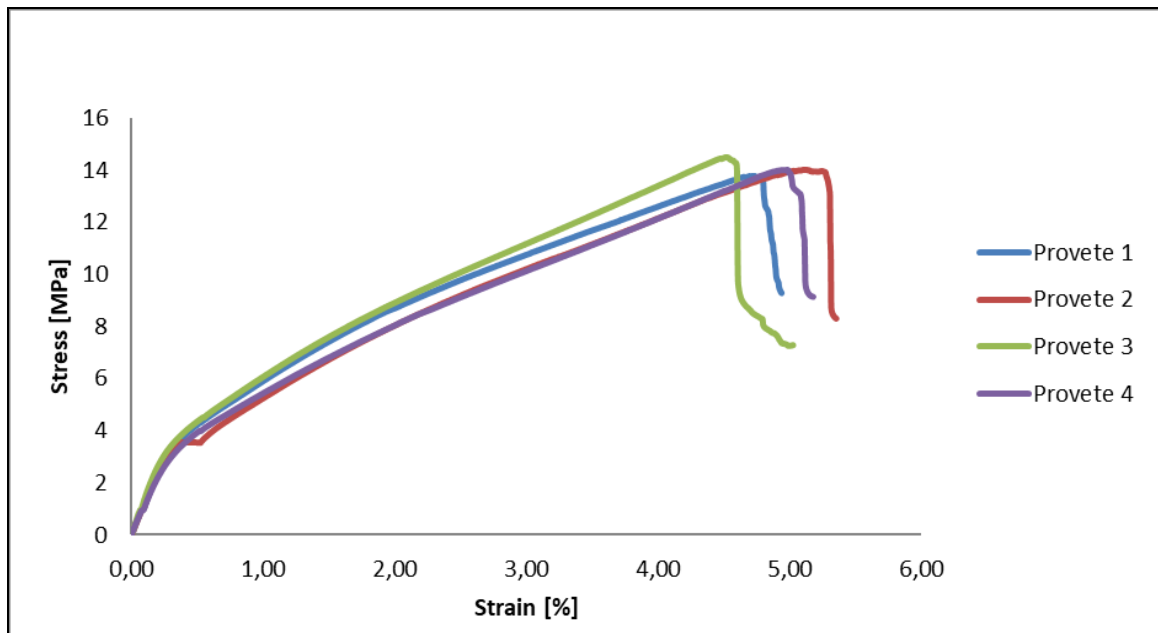


Figura 7.16 – Gráfico Tensão-Deformação. Ensaio de tração da placa Juta+Vinagre, após 7 meses.

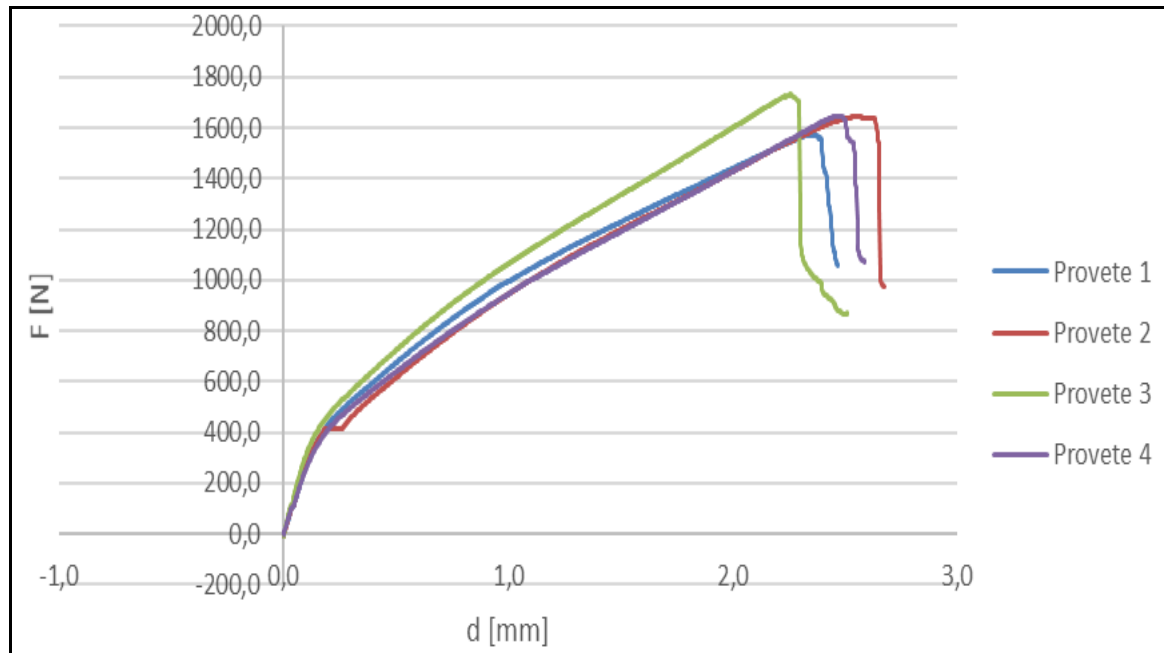


Figura 7.17 – Gráfico Força-Deslocamento. Ensaio de tração da placa Juta+Vinagre, após 7 meses.

7.1.2.1 Discussão de resultados

A Tabela 7.10 representa os resultados obtidos a partir dos testes de tração aos espécimes.

Da análise dos resultados da tabela 7.10, pode-se observar que os compósitos ensaiados ao fim de 7 meses apresentam propriedades ligeiramente melhores comparativamente aos ensaiados ao fim de 1 mês, em termos de resistência à tração (Juta7S/V $\sigma=13,04$ MPa e Juta7C/V $\sigma=14,07$ MPa) (Juta1S/V $\sigma=13,34$ MPa e Juta1C/V $\sigma=13,83$ MPa), em termos de rigidez os compósitos ensaiados ao fim de 7 meses apresentam propriedades muito melhores (+ 139% a 199%) comparativamente aos ensaiados ao fim de 1 mês (Juta7S/V $E=1092,26$ MPa e Juta7C/V $E=929,80$ MPa) (Juta1S/V $E=365,25$ MPa e Juta1C/V $E=432,84$ MPa).

Quando é feita a comparação dos compósitos com e sem adição de vinagre, os compósitos com adição de vinagre apresentam ligeiramente melhores propriedades da resistência em tração ao fim dos 7 meses, mas em termos de rigidez ao fim de 1 mês o compósito com vinagre apresenta melhor rigidez e ao fim dos 7 meses é o compósito sem vinagre que apresenta melhor rigidez.

A resistência e o desempenho dos materiais compósito podem ser grandemente afetadas por vários fatores, tais como as propriedades mecânicas da matriz e da fibra, o grau de adesão entre as fibras e a matriz, o comprimento da fibra, a orientação e a proporção de fibra para matriz e as técnicas de processamento utilizadas para fabricar o compósito [108].

No caso particular do material compósito de Juta7C/V, poucos fatores conduzem-no a apresentar melhor resistência à tração do que os materiais de Juta1S/V, Juta7S/V e Juta1C/V: a combinação de vinagre à matriz de amido e melhor ligação nas interfaces fibra-matriz resultante de maior perda de água, pois ao ter um tempo de cura maior (à temperatura ambiente) a percentagem de água na composição do material diminui [90].

Uma condição que deve ser considerada na seleção dos materiais para o encaixe é um módulo de Young elevado, pois irá produzir maior nível de conforto ao amputado e resultará num encaixe de contacto total. Por essa razão, tradicionalmente são usados materiais mais

rígidos para fabricar encaixes [108].

Tabela 7.10 – Resistência à tração e Módulo de Young dos compósitos.

Material do provete	Resistência à tração (MPa)	Desvio padrão	Módulo de Young (MPa)	Desvio padrão
Juta1S/V	13,04	0,38	365,25	45,06
Juta7S/V	13,34	0,75	1092,26	80,74
Juta1C/V	13,83	0,09	432,84	24,43
Juta7C/V	14,07	0,30	929,80	51,58



Figura 7.18 – Provete após ensaio de tração

7.1.3. Ensaio de compressão

Protótipo do encaixe transtibial KBM: Ensaio realizado após, aproximadamente, 7 dias de fabrico e cura do compósito.

Tabela 7.11 Valores da carga que o protótipo foi submetido.

Ensaio de compressão	Valor de carga máxima [N]
Fset	979
Fptf ₁	1720
Fptf ₂	4979,1

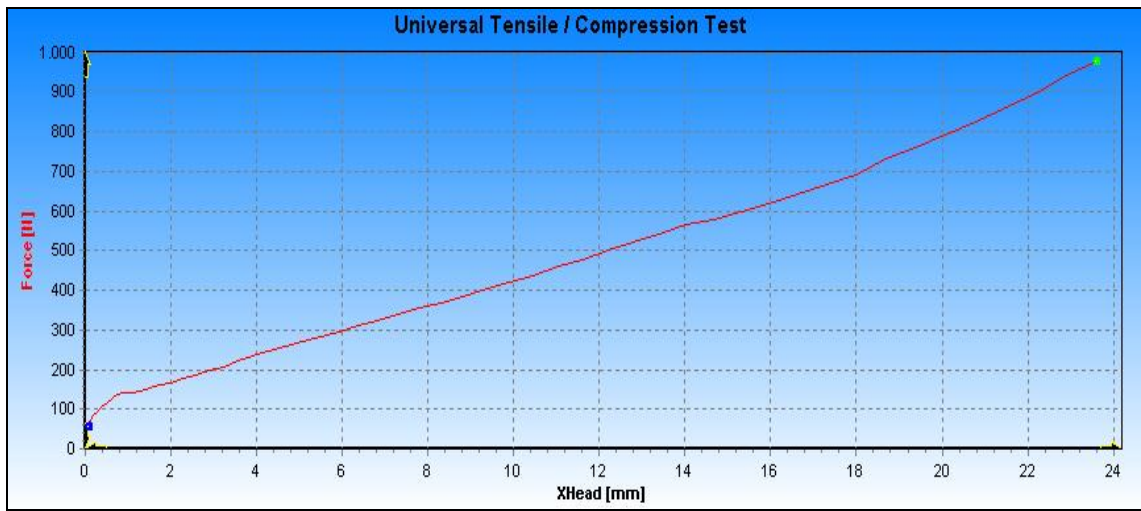
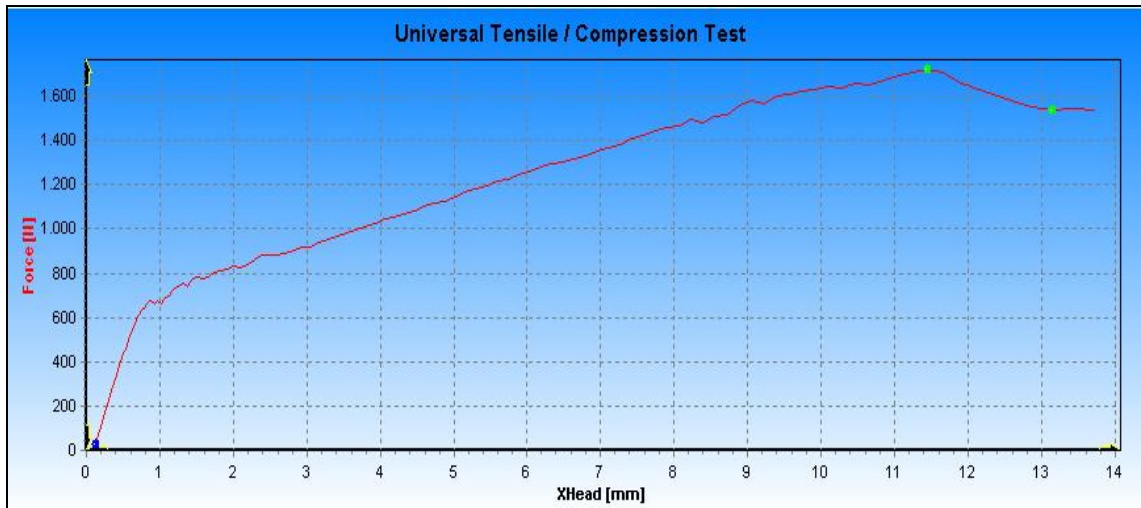


Figura 7.19 – Gráfico Ensaio de carga Fset ao encaixe

Figura 7.20 – Gráfico Ensaio de carga Fptf₁ ao encaixe

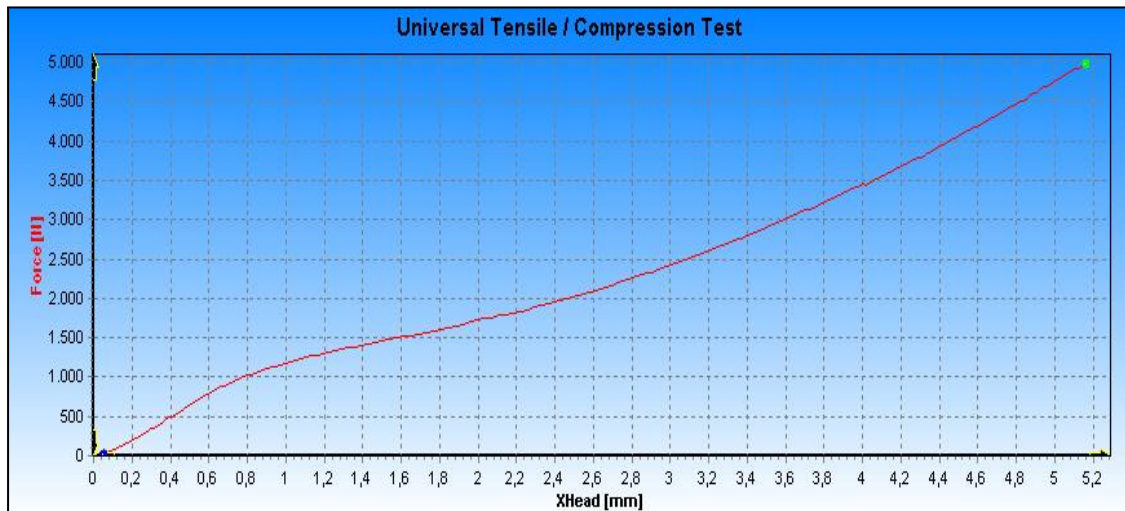


Figura 7.21 – Gráfico Ensaio de carga Fptfz ao encaixe

7.1.3.1 Discussão de resultados

Foram usados testes de resistência estática que tipicamente produzem cargas compostas pela aplicação de uma única força de teste, que constituem o *Proof Test*. Este procedimento de teste é realizado para determinar o desempenho das estruturas de suporte de carga em condições típicas de carga severas que podem ocorrer durante o uso de uma prótese [105].

Para este ensaio utilizou-se o nível de carga de teste P5, que é baseado nos dados de todos os amputados (adultos), incluindo aqueles cuja massa corporal exceda os 100 kg (Tabela 2) [105].

Além disso, os testes foram realizados na condição carga de teste II. Esta condição está relacionada ao instante de carga máxima que ocorre no final da *Stance Phase* do ciclo de marcha. Esta condição de carregamento é caracterizada por uma carga de teste específica que atua ao longo de uma linha de aplicação de carga, produzindo uma compressão axial [105]. Não foi possível utilizar a condição de carga de teste I, pois a máquina para realizar os ensaios mecânicos não aplicava cargas superiores a 5kN.

A Tabela 7.1 apresenta os resultados obtidos a partir dos testes de carga ao protótipo.

O protótipo foi submetido a uma carga F_{set} (979,17 N) e uma carga F_{ptf} (4979,71 N). Comparativamente ao que a norma exigia, F_{set} (920 N) e F_{ptf} (4830 N) (Tabela 6.3), foi possível submeter o protótipo aos valores de carga exigidos.

O ensaio F_{ptf_1} foi considerado inválido, pois ocorreu o deslocamento da peça conectora do encaixe, interferindo nos resultados do ensaio. No Gráfico 2, é possível verificar uma súbita diminuição da força, no momento que aconteceu esse deslocamento. O ensaio foi então interrompido e repetido.

De maneira ao protótipo ser considerado aprovado ao *Proof Test*, este deve satisfazer os seguintes requisitos de desempenho [105]:

- a) A amostra de teste deve suportar a carga estática da força de prova F_{ptf} durante 30 ± 3 s.

b) O valor da deformação permanente da amostra de teste não deve exceder os 5mm para comprimentos da amostra total até 650 mm.

O protótipo conseguiu suportar a carga estática da força de prova F_{ptf} durante 30 ± 3 s, contudo, este teste deverá ser repetido para um novo protótipo com alteração e reforço da zona distal do encaixe, pois a aplicação da carga F_{ptf} resultou numa deformação de 2 a 3mm na zona distal do encaixe, dessa maneira é possível afirmar que o encaixe sofreu alterações permanentes na sua estrutura devido à carga aplicada.

7.1.4. Absorção de água

Os provetes não conseguiram suportar 24h de imersão mantendo a sua integridade, impossibilitando a realização da medição de massa das amostras. O ensaio de imersão resultou na dissolução total da matriz. A tentativa de determinação da massa dos resíduos após remoção da água não absorvida revelou-se ser um método pouco exato, dada a natureza fibrilar do tecido.

Uma possível alternativa a este ensaio implicava o uso de outros meios experimentais, como uma câmara climática, submetendo o material simplesmente a uma atmosfera com humidade relativa elevada. Mantendo o ensaio atual, e consciente de que o fenómeno é solubilização, teriam de se realizar ensaios em intervalos de tempo reduzidos, mas atendendo ao método de determinação da massa (secagem + pesagem), o tempo necessário para a determinação de massa não iria ser desprezável - a menos que se utilizassem várias amostras e cada uma apenas fosse submetida a uma pesagem a instantes distintos.

O objetivo para o qual o ensaio foi realizado não pôde ser cumprido, contudo confirmou a natureza biodegradável do material e a importância de impermeabilizar o encaixe interiormente, onde pode entrar em contacto com fluidos corporais, e exteriormente, devido a fatores externos, como a humidade, chuva, etc. Será de relevante importância, alertar os amputados dos cuidados a ter com a prótese.



Figura 7.22 –Resultado do ensaio de absorção de água pelo compósito, após imersão de 1h.



Figura 7.23—Resultado do ensaio de absorção de água pelo compósito, após imersão de 24h.

7.1.5. Adesão bacteriana

O teste de adesão bacteriana foi realizado com o objetivo de se verificar o número de colônias que poderiam crescer no material sob as condições ambientais empregadas. E averiguar se existia correlação entre o crescimento bacteriano e as propriedades mecânicas do material.

Nos quatro ensaios (Juta1S/V, Juta1C/V, Juta7S/V e Juta7C/V) realizados foram usadas três amostras em cada (Figura 1,2,3 e 4).

Na primeira contagem, t_0 (1mês), todas as placas (Juta1S/V e Juta1C/V) apresentavam menos de 30 colônias, Tabela 1 e 2.

Na segunda contagem, t_1 (3meses), todas as placas (Juta7S/V e Juta7C/V) apresentavam um número de colônias inferior a 30, Tabela 3 e 4.

Em microbiologia, para que os resultados fossem significativos as placas contáveis deveriam ter entre 30 a 300 colônias. Menos de 30 colônias não são aceitáveis por razões estatísticas (número muito baixo, pode não ser representativo da amostra), e mais de 300 colônias por placa provavelmente produzirá colônias muito próximas umas das outras para serem distinguidas como unidades formadoras de colônias distintas (CFUs) [77].

Não se verificando um aumento significativo do número de bactérias, não é possível associar este fator à degradação das propriedades mecânicas do material, nem afirmar que o vinagre terá uma ação antisséptica.

A diminuição do número de bactérias, da primeira contagem para a segunda, sugere que ocorreu a perda de água na composição do material, pois a diminuição da temperatura e da humidade (humidade relativa), criam um ambiente menos propício para que os microrganismos cresçam [109].

Tabela 7.12 – Contagem de bactérias da amostra sem vinagre, após 1 mês.

Placas Juta1S/V	Nº de colónias t_0	
Amostra 1	2	(>30)
Amostra 2	4	(>30)
Amostra 3	12	(>30)

Tabela 7.13 – Contagem de bactérias da amostra com vinagre, após 1 mês.

Placas Juta1C/V	Nº de colónias t_0	
Amostra 1	1	(>30)
Amostra 2	1	(>30)
Amostra 3	2	(>30)

Tabela 7.14 – Contagem de bactérias da amostra sem vinagre, após 3 meses.

Placas Juta7S/V	Nº de colónias t_1	
Amostra 1	0	(>30)
Amostra 2	0	(>30)
Amostra 3	0	(>30)

Tabela 7.15 – Contagem de bactérias da amostra com vinagre, após 7 meses.

Placas Juta7C/V	Nº de colónias t_1	
Amostra 1	0	(>30)
Amostra 2	0	(>30)
Amostra 3	0	(>30)

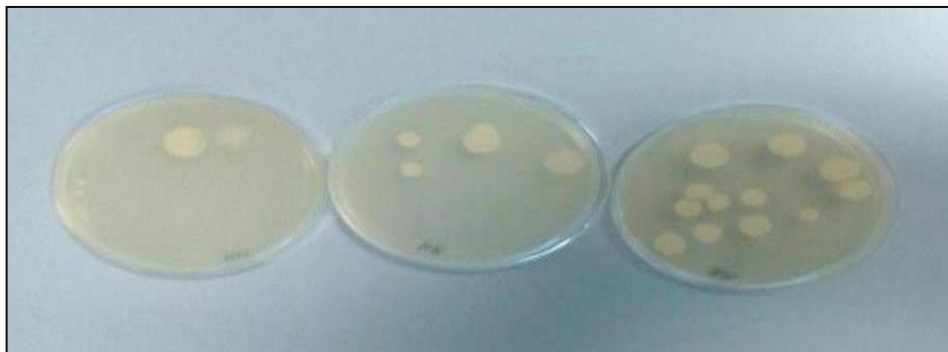


Figura 7.24 – Contagem de bactérias da amostra sem vinagre, após 1 mês.

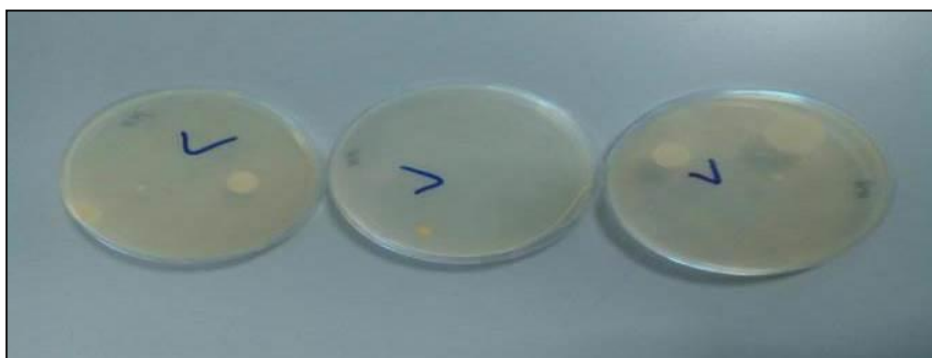


Figura 7.25 – Contagem de bactérias da amostra com vinagre, após 1 mês.



Figura 7.26 – Contagem de bactérias da amostra sem vinagre, após 3 meses.

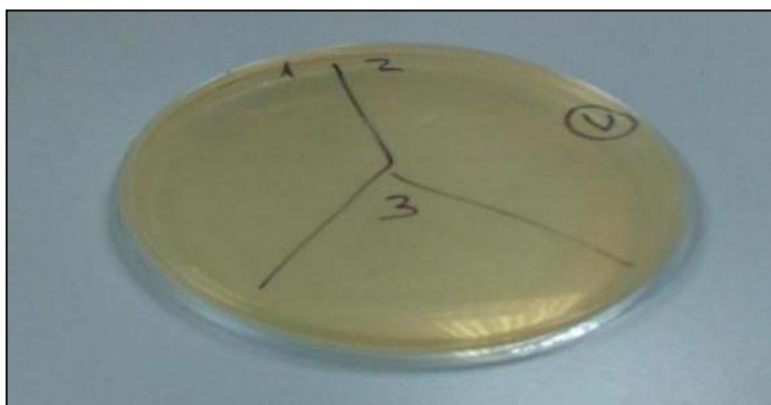


Figura 7.27 – Contagem de bactérias da amostra com vinagre, após 7 meses.

Capítulo 8

Conclusões e Trabalho Futuro

8.1 Satisfação dos objetivos

O objetivo proposto foi concluído. Foi criado um compósito com base em tecnologias apropriadas, sem repercussões para o meio ambiente, utilizando fibra natural de juta e matriz de amido.

Tendo em conta a revisão bibliográfica, estas seriam combinações de materiais exequíveis, existindo imensa informação acerca dos biocompósitos, porém a referenciação dessas aplicações em próteses é limitada ou inexistente. Os ensaios realizados preveem uma possível viabilidade em utilizar este compósito em encaixe de próteses.

De maneira geral, pode-se afirmar que os resultados dos ensaios conduzidos foram satisfatórios. Foi possível investigar algumas características e propriedades dos materiais. Características e propriedades que devem ser conhecidas de maneira a comprovar a viabilidade do material para aplicação em encaixes transtibiais, pois uma prótese é submetida a uma série de ações de carga durante o seu uso [105].

A partir dos resultados dos ensaios realizados entendemos que serão necessárias algumas alterações no método de processamento do material, tais como:

- Aumentar o período de cura, pois verificou-se que esse fator tem grande influência nas propriedades mecânicas do material. Materiais com maior período de cura revelam ter melhor resistência à tração, resistência à flexão e maior módulo de elasticidade.
- Retirar o vinagre da composição da matriz, pois não se verificou uma ação desinfetante, como era esperado; em alguns casos (testes de flexão) as propriedades mecânicas do material eram inferiores quando estes componentes estava presente; e além disso, o objetivo é utilizar o menor número de componentes possível, de forma a facilitar o processo de fabrico e acesso às próteses
 - No caso do protótipo, as fibras estavam todas orientadas na mesma direção, vertical, excetuo em locais de maior esforço. Sendo que a resistência será máxima quando as fibras estiverem orientadas com o esforço (sendo mínima na direção perpendicular), para os ensaios de flexão temos de orientar as fibras nessa direção [44,108].
 - Impossibilidade de avaliar a aderência da matriz à fibra. Se não houver boa aderência

não há uma distribuição de esforços eficiente [44,108].

- Colocar mais camadas de tecido na zona distal do encaixe, evitando/minimizando o deslocamento da peça conectora. E melhorar o design (geometria) da peça conectora, tornando-a mais côncava, de forma a não danificar o encaixe, quando este é submetido a cargas.

Existindo a preocupação sobre a necessidade de fornecer próteses que sejam seguras para o amputado durante a sua utilização, os resultados dos testes realizados ajudarão no desenvolvimento de próteses melhores.

8.2 Trabalho Futuro

Como projeto futuro pretende-se dar continuidade a este experimento inicial.

Pretende-se melhorar as problemáticas verificadas nos primeiros ensaios; estudar as propriedades mecânicas do material (tração, flexão, torsão, impacto, fadiga/cíclicos) quando aplicado num protótipo de encaixe transtibiais, além da repetição do ensaio de compressão [105]; realizar testes que forneçam dados suficientes para prever a vida útil real do material, pois os testes realizados não fornecem essa informação [105]; observar as mudanças ocorridas na superfície do compósito a nível microscópico quando este são sujeitos a cargas e estudar tratamentos que melhorem as propriedades das fibras [108]; encontrar um método de impermeabilização do material; e idealmente, realizar testes laboratoriais adicionais para lidar com a função, desgaste, influências ambientais e atividades do utilizador da prótese como parte do procedimento de avaliação, contudo não há padrões para tais testes [105].

Caso se obtenha um material com as propriedades exigidas, inicia-se o processo da confeção do encaixe transtibial. Também será essencial fabricar os restantes componentes da prótese (pé e tubo conector).

Será necessário analisar a marcha do amputado como forma de avaliação do dispositivo protésico. Existem cinco sistemas de medida, três focam-se nos eventos específicos que constituem o ato de andar - a eletromiografia, a análise do movimento e a plataforma de força -, e os outros dois resumem os efeitos da mecânica da marcha de cada indivíduo, pela medição das características da passada e medição do gasto energético [82].

A eletromiografia dinâmica identifica a intensidade e o período referentes à função muscular. A análise do movimento define a magnitude e a duração da ação articular. E os registros da plataforma de força exibem as demandas funcionais requeridas durante o período de sustentação do peso. Estes sistemas funcionam como técnicas de diagnóstico para os vários aspetos da marcha [82].

Paralelamente, também se efetuará um estudo abrangente das alterações no membro residual e no encaixe, após utilização imediata/prolongada e estática/dinâmica e do nível de conforto do encaixe, através de um teste estático [108].

Futuramente, deseja-se alargar este projeto a outros países onde se verificam carências/desigualdades económicas e um número considerável de amputados, com particular atenção a Angola e Laos, dos países mais afetados pelas minas terrestres. A missão é garantir que a protetização seja acessível a um maior número de pessoas e isso não implique a degradação ambiental. Para isso será necessário criar uma metodologia adequada a cada país.

Referências

- [1] Carvalho, J.A. Amputações de membros inferiores: em busca da plena reabilitação. 2. ed. São Paulo: Manole, 2002.
- [2] Kuzlaric, N., Kuzlaric, K.S. & Kolundzic, I.R. (2007). Prosthetic rehabilitation of persons with lower limb amputations due to tumours, 16, 238 - 243.
- [3] Kistenberg, R.S. (2014). Prosthetic choices for people with leg and arm amputations. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 25 (1), 93 - 115.
- [4] Basu, B., Katti, D.S. & Kumar, A. (2010). *Advanced biomaterials: fundamentals, processing, and applications*. New Jersey: Wiley, 2010, pp. 4 - 8. Disponível em https://books.google.pt/books?id=lqeegAg5jJAC&pg=PR4&lpg=PR4&dq=Advanced+biomaterials:+fundamentals,+processing,+and+applications.+New+Jersey:+Wiley&source=bl&ots=yodZxjmaAn&sig=T8JNBjJe92luSZrkXOpP95_wVy0&hl=en&sa=X&ved=0ahUKEwiF9uS6vtPRAhUDVhQKHcjYBDMQ6AEIRjAF#v=onepage&q=Advanced%20biomaterials%3A%20fundamentals%2C%20processing%2C%20and%20applications.%20New%20Jersey%3A%20Wiley&f=false
- [5] Rihova, B. (1996). Biocompatibility of biomaterials: hemocompatibility, immunocompatibility and biocompatibility of solid polymeric materials and soluble targetable polymeric carriers. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 21, 157 - 176.
- [6] Williams, D.F. (2008). On the mechanisms of biocompatibility. *Biomaterials*, 29 (20), 2941 - 2953.
- [7] Leong, K.W., Mayer, J., Ramakrishna, S. & Wintermantel, E. (2001). Biomedical applications of polymer-composite materials: a review. *Composites Science and Technology*, 61 (9), 1189 - 1224.
- [8] Hirst, L., Neumann, V., Robinson, V. & Sansam, K. (2010). Major lower limb amputation - what, why and how to achieve the best results. *Orthopaedics and Trauma*, 24(4), 276-285.
- [9] Barns, S., Cameron, M., Gibson, J., Lim, S., Scrimgeour, F. & Tressler, J. (2007). The Value of Statistical Life and the Economics of Landmine Clearance in Developing Countries. *World Development*, 35 (3), 512 - 531.
- [10] Burger, H., Jaeger, R.J. & Marincek, C. (2004). Prosthetic device provision to landmine survivors in bosnia and herzegovina: outcomes in 3 ethnic groups. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85 (1), 19 - 28.
- [11] Walsh, N.E. and Walsh, W.S. (2003). Rehabilitation of landmine victims – the ultimate challenge. *Bulletin of the World Health Organization*, 81 (9), 665 - 670
- [12] Altmeyer, S., Bertolotti, L.L., Kemerich, P.D.C., Piovesan, M. & Vorpapel, T.H. (2013). Fibras de vidro: caracterização, disposição final e impactos ambientais

- gerados. *Electronic Journal of Management, Education and Environmental Technology*, 10 (10), 2112 - 2121.
- [13]Maranon, A. & Porras, A. (2012). Development and characterization of a laminate composite material from polylactic acid (PLA) and woven bamboo fabric. *Composites: Part B*, 43, 2782 - 2788.
- [14]Balogiannis, I., Fafoulakis, F., Giannoukas, A.D., Koutsias, S., Mavroforou, A. & Stamatiou, G. (2007). The evolution of lower limb amputation through the ages. Historical note. *International angiology: a journal of the International Union of Angiology*, 26(4), 385 - 9.
- [15]Bojunga, J., Encke, A. & Sachs, M. (1999). Historical evolution of limb amputation. *World Journal of Surgery*, 23(10), 1088 - 93.
- [16]Kasior, I., Nowakowski, A., Pogorzala, A.M. & Stryła, W. (2013). Limb amputations from the ancient times to the present. *Polish orthopaedics and traumatology*, 78, 155 - 66
- [17]Agu, T.C. & Ojiaku, M.E. (2016). The indications for major limb amputations: 8 years retrospective study in a private orthopaedic and trauma centre in the south-east Nigeria. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*, Volume 7 (4), 242 - 247.
- [18]Marshall, C. & Stansby, G. (2008). Amputation. *Surgery (Oxford)*, 26 (1), 21 - 24.
- [19] Hanapiah, F.A., Razak, M.M.A., Tauhid, M.Z. & Yasin, N.F. (2016). Quality of Life among Lower Limb Amputees in Malaysia. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, 222, 450 - 457.
- [20]Brookmeyer, R., Ephraim, P.L., MacKenzie, E.J., Travison, T.G. & Ziegler-Graham, K. (2008). Estimating the Prevalence of Limb Loss in the United States: 2005 to 2050. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 89, 422 - 428.
- [21]Bowker, J.H. (1987). Partial Foot and Syme Amputations: An Overview. *Clinical Prosthetics and Orthotics*, 12 (1), 10 - 13.
- [22]Balogová, A., Bednarčíková, L., Michalíková, M., Rajtúková, V. & Živčák, J. (2014). Biomechanics of Lower Limb Prostheses. *Procedia Engineering*, 96, 382 - 391.
- [23]Anthony, T., Asolati, M., Huerta, S., Modrall, J.G., Neufeld, J., Parker, B. et al., (2006). Transmetatarsal amputation: assessment of current selection criteria. *The American Journal of Surgery*, 192 (5), e8 - e11.
- [24]Richardson, V. & Vozzola, E. (2008). Analysis of a Lower Limb Prosthesis. <http://digitalcommons.wpi.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=1005&context=atrc-projects>
- [25]Ministério da Saúde (2013). *Confeção e manutenção de ortóteses, próteses e meios auxiliares de locomoção*. Brasília:Ministério da Saúde.
- [26]Amadio, A.C., Mochizuki, L., Serrão, J.C., Soares, A.S.O.C., Yamaguti, E. Y. (2009). Biomechanical parameters of gait among transtibial amputees: a review. *Sao Paulo Medical Journal*, 127 (5), 302 - 309.
- [27]Marshall, C. & Stansby, G. (2010). Amputation and rehabilitation. *Surgery (Oxford)*, 28 (6), 284 - 287.
- [28]Bateni, H. & Olney, S.J. (2002). Kinematic and Kinetic Variations of Below-Knee Amputee Gait. *Journal of Prosthetics and Orthotics*, 14 (1), 2 - 12. Disponível em http://www.oandp.org/jpo/library/2002_01_002.asp
- [29]Gómez, P.F. (2007). Amputations, walking and prosthesis development. *Anales de la Real Academia Nacional de Medicina*, 120 (3), 593 - 607.

- [30]Al-razaq, I.R.A., Ibrahim, Y.K. & Resan, K.K. (2016). Design and manufacturing of prosthetic below knee socket by modular socket system. *Journal of Engineering and Development*, 20 (2).
- [31]Tatar, Y. (2010). Body image and its relationship with exercise and sports in Turkish lower-limb amputees who use prosthesis. *Science & Sports*, 25 (6), 312 - 317.
- [32]Dillingham, Ephraim, P., T.R., MacKenzie, E.J., Pezzin, L.E. & Rossbach, P. (2004). Use and Satisfaction With Prosthetic Limb Devices and Related Services. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85, 723 - 9.
- [33]Pedrinelli, A. Tratamento do paciente com amputação. 1. ed. São Paulo: Roca, 2004.
- [34]Boone, D.A., Mak, A.F.T. and Zhang, M. (2001). State-of-the-art research in lower-limb prosthetic biomechanics socket interface: A review. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38 (2), 161 - 174.
- [35]Allothman, O.Y., Jawaid, M. & Salit, M.S. (2017). *Green Biocomposites - Design and Applications*. Suíça: Springer International Publishing
- [36]Mak, A.F.T., Roberts, V.C. & Zhang, M. (1998). Finite element modelling of a residual lower-limb in a prosthetic socket: a survey of the development in the first decade. *Medical Engineering & Physics*, 20, 360 - 373.
- [37]Chena, R., Jina, Y., Plotta, J., Shih, A. & Wensmanc, J. (2015). Additive Manufacturing of Custom Orthoses and Prostheses - A Review. *Procedia CIRP*, 36, 199 - 204.
- [38]Smith, W.F. (1998). *Princípios de Ciências e Engenharia de Materiais*. 3.ed. Lisboa: McGraw-Hill
- [39]Ahmed, P.S., Al-Khazraji, K. & Kadhim, J. (2012). Tensile and Fatigue Characteristics of Lower-Limb Prosthetic Socket Made from Composite Materials. *Proceedings of the 2012 International Conference on Industrial Engineering and Operations Management Istanbul, Turkey, July*, 843 - 852.
- [40]Materiais compósitos (s.d.). Consultado a 1 de junho 2016, em <http://disciplinas.ist.utl.pt/qgeral/mecanica/MatComp.pdf>
- [41]Campos, A.A.R. (2012). Estudo dos Efeitos Ambientais no Comportamento Mecânico de Materiais Compósitos. Dissertação para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Eletromecânica. Departamento de Engenharia Eletromecânica. Faculdade de Engenharia da Universidade da Beira Interior, Covilhã, pp. 2 - 5.
- [42]Milanesa, A.C. (2008). Caracterização de compósitos de matrizes poliméricas reforçadas com fibras de sisal e de vidro. Dissertação para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Mecânica. Faculdade de Engenharia do Campus de Guaratinguetá. Universidade Estadual Paulista, Guaratinguetá, pp. 34 - 38.
- [43]Hossain,R., Islama, A., Vuurea, A. V. & Verpoest, I.(2013).Tensile behavior of environment friendly jute epoxy laminated composite. *Procedia Engineering*, 56, 782 - 788.
- [44]Campbell, F.C. (2010). *Introduction to Composite Materials*. Consultado a 1 de setembro 2017, em http://www.asminternational.org/documents/10192/1849770/05287G_Sample_Chapter.pdf
- [45]Sahari, J. & Sapuan, S.M. (2011). Natural fibre reinforced biodegradable polymer composites. *Reviews on Advanced Materials Science*, 30, 166 - 174.

- [46]Pereira, G.S. (2009). *Materiais e Processos Têxteis*. Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia. Consultado a 20 de dezembro 2016, em <http://www.slideshare.net/Ezilen/materiais-e-processos-txteis>
- [47]Cook, J.G. *Handbook of Textile Fibres. Introduction to a: Natural polymer fibres*. Woodhead Publishing Limited: Cambridge, 2001, pp. 3 - 8.
- [48]Biswas, S. & Mishra, V. (2015), Evaluation of three body abrasive wear behavior of bidirectional jute fiber reinforced epoxy composites. *Journal of industrial textiles*, 44 (5), 781 - 797.
- [49]Newcomb, B.A. (2016). Processing, structure, and properties of carbon fibers. *Composites: Part A*, 91, 262 - 282.
- [50]DuPont (2017). Kevlar Fibers. Consultado a 10 de janeiro 2017, em <http://www.dupont.com/products-and-services/fabrics-fibers-nonwovens/fibers/brands/kevlar/products/dupont-kevlar-fiber.html>
- [51]Ottobock (2016a). 2016 Materials Catalog - Materials Components & Systems. Disponível em <https://professionals.ottobockus.com/media/pdf/2016-Materials-Catalog.pdf>
- [52]Araújo, K.D. et al. (2004). Obtenção de compósitos de poliéster insaturado/ resíduo de fibra de vidro provenientes de indústria da Paraíba. Congresso Brasileiro de Ciência e Tecnologia em Resíduos e Desenvolvimento Sustentável. Consultado a 27 de dezembro 2016, em <https://www.ipen.br/biblioteca/cd/ictr/2004/ARQUIVOS%20PDF/03/03-037.pdf>
- [53]Ambrósio, J.D., Branciforti, M.C., Kobayashi, M., Marinelli, A.L., Monteiro, M.R. & Nobre, A.D. (2008). Desenvolvimento de compósitos poliméricos com fibras vegetais naturais da biodiversidade: uma contribuição para a sustentabilidade amazônica. *Polímeros: Ciência e Tecnologia*, 18 (2), 92 - 99.
- [54]Júnior, J.S., Júnior, N.B. & Hemkemeieri, M. (2014). Aspectos ambientais da substituição de componentes em fibra de vidro por componentes em abs (acrilonitrila butadieno estireno) em uma indústria de produção de carrocerias de ônibus. *Science & Engineering Journal*, 23 (2), 33 - 38.
- [55]Staats, T.B. (1996). The rehabilitation of the amputee in the developing world: a review of the literature. *Prosthetics and Orthotics International*, 20, 45 - 50.
- [56]Bianchi, T., Francis, C., Makki, I., Younes, R. & Zucchetti, M. (2017). A survey of landmine detection using hyperspectral imaging. *ISPRS Journal of Photogrammetry and Remote Sensing*, 124, 40 - 53.
- [57]Pereira, P. M. & Viera, C. S (2015). Use of recycled construction and demolition materials in geotechnical applications: A review. *Resources, Conservation and Recycling*, 103, 192 - 204.
- [58]Gibeop, N., Kim, B. S., Lee, D. W., Prasad, C. V., Song & Toru, F. (2013). Effect of plasma treatment on mechanical properties of jute fiber/poly (lactic acid) biodegradable composites. *Advanced Composite Materials*, 22 (6), 389 - 399.
- [59]Ventura, A.M.F.M. (2009). Os Compósitos e a sua aplicação na Reabilitação de Estruturas metálicas. *Ciência & Tecnologia dos Materiais*, 21 (¾), 10 - 19.
- [60]Haraguchi, S.K., Muniz, E.C., Rubira, A.F. & Silva, R. (2009). Aplicações de fibras lignocelulósicas na química de polímeros e em compósitos. *Química Nova*, 32 (3), 661 - 671.
- [61]Barbieri, J.C. & Rodrigues, I. (2008). A emergência da tecnologia social: revisitando o movimento da tecnologia apropriada como estratégia de desenvolvimento sustentável. *Revista de Administração Pública*, 42 (6), 1069 - 94.

- [62]Zelenika, I. (2011). Barriers to Appropriate Technology Growth in Sustainable Development. *Journal of Sustainable Development*, 4 (6), 12 - 22.
- [63]Buitenhuis, J., Pearce, J.M. & Zelenika, I. Open Design-Based Strategies to Enhance Appropriate Technology Development. NCIIA 14th AnnualConference. MARCH 25-27, 2010, San Francisco.
- [64]Adhiutama, A., Dowaki, K., Sianipar, C.P.M. & Yudoko, G. (2013). Seven Pillars of Survivability: Appropriate Technology with a Human Face. *European Journal of Sustainable Development*, 2 (4), 1 - 18.
- [65]Faria, L.I.L., Gregolin, J.A.R. & Scopel, F. (2003). Tendências tecnológicas do uso do sisal em compósitos a partir da prospecção em documentos de patentes. *Polímeros*, 23 (4), 514 - 520.
- [66]Anand, S.C. & Horrocks, A.R. *Handbook of Textile Fibres*. Woodhead Publishing Limited: Cambridge, 2000, pp. 27 - 384.
- [67]Fibrenamics (2017a). *Fibras Naturais*. Consultado a 2 de janeiro 2017, em <http://www.web.fibrenamics.com/pt/conhecimento/as-fibras/fibras-naturais/>
- [68]Akil, H. M., Johnson, S. & Kang, L. (2016). Mechanical behavior of jute hybrid bio-composites. *Composites Part B*, 91, 83 - 93.
- [69]Ramires, E.C. (2010). *Biocompósitos a partir de matrizes poliméricas baseadas em lignina, tanino e glicoxal reforçadas com fibras naturais*. Dissertação para a obtenção do Grau de Doutor em Ciências (Físico-Química). Instituto de Química de São Carlos. Universidade de São Paulo, São Carlos, pp. 31- 48.
- [70]Gailey, R. & Laferrier, J.Z. (2010). Advances in lower-limb prosthetic technology. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 21 (1), 87 - 110.
- [71]Lee, W. C.C., Zhang, M., Chan, P.P.Y., Boone, D.A. (2006) "Gait Analysis of Low-Cost Flexible-Shank Transtibial Prostheses." *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 14, (3).
- [72]Costerton, J.W. (1999). Introduction to biofilm. *International Journal of Antimicrobial Agents*, 11 (3-4), 217-221.
- [73]Katsikogianni, M. & Missirlis, Y.F. (2004). Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterials and of techniques used in estimating bacteria-material interactions. *European Cells and Materials*, 8, 37 - 57.
- [74]An, Y.H. & Friedman, R.J. (1998). Concise review of mechanisms of bacterial adhesion to biomaterial surfaces. *Journal of Biomedical Materials Research*, 43 (3) 338 - 348.
- [75]Hetrick, E.M. & Schoenfisch, M.H. (2006). Reducing implant-related infections: active release strategies. *Chemical Society Reviews*, 35 (9), 780 - 789.
- [76]Yuehuei H. & Friedman, R. J. (2000). *Handbook of Bacterial Adhesion. Principles, Methods and Applications*. New Jersey: Humana Press.
- [77]Abelho, M. (2013). *Protocolos de Microbiologia Ambiental Parte 1 - Métodos básicos em microbiologia*. Escola Superior Agrária Instituto Politécnico de Coimbra
- [78]Perry, Jacquelin (2005a). *Análise de marcha. Volume 1 Marcha normal*. São Paulo: Manole. 191 p.
- [79]Muscolino, J.E. (2008). *Cinesiologia - O Sistema Esquelético e a Função Muscular*. 1ª Ed. Loures: Lusodidacta
- [80]Perry, Jacquelin (2005b). *Análise de marcha. Volume 2 Marcha patológica*. São Paulo: Manole. 205 p.

- [81] Susana Pinto (2007). A marcha humana em análise. Consultado a 10 de setembro 2017, em https://fenix.tecnico.ulisboa.pt/downloadFile/3779573195361/BM_FML_SEM2_Marcha_SusanaPinto.pdf
- [82] Perry, Jacquelin (2005c). Análise de marcha. Volume 3 sistemas de análise de marcha. São Paulo: Manole. 167 p.
- [83] Silva, L.J. (2011). Estudo experimental e numérico das propriedades mecânicas de compósitos poliméricos laminados com fibras vegetais. Dissertação para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Mecânica. Departamento de Engenharia Mecânica. Universidade Federal de São João del-Rei, São João del-Rei, pp. 73 - 76.
- [84] Donald, A. (2005). Flexure test methods. Consultado a 10 de setembro 2017, em <https://www.compositesworld.com/articles/flexure-test-methods>
- [85] ASTM Standard D 790-03, "Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials," ASTM International, W. Conshohocken, Pa, 2002.
- [86] University of Washington (s.d.) Mechanical properties and performance of materials. Consultado a 20 de setembro 2017, em <http://courses.washington.edu/me354a/chap5.pdf>
- [87] IPS - Instituto de Pesquisas Tecnológicas (2014). Avaliação de biodegradabilidade. Consultado a 29 de dezembro 2016, em http://www.ipt.br/noticias_interna.php?id_noticia=809
- [88] Bouchonneau, N. et al. (2010) - Análise da absorção de água em dois polímeros expandidos vol.20, n.3, pp.181-187
- [89] Ardyananta, H., Badri, R. N. R. L., Kurniawan, D., Nor, F. M. & Zahari, W. Z. W. (2015). Mechanical Properties and Water Absorption Behavior of Polypropylene / Ijuk Fiber Composite by Using Silane Treatment. *Procedia Manufacturing*, 2, 573 - 578.
- [90] Alomayri, T., Assaedi, H., Low, I.M. & Shaikh, F.U.A. (2014). Effect of water absorption on the mechanical properties of cotton fabric-reinforced geopolymer composites. *Journal of Asian Ceramic Societies*, 2 (3), 223-230.
- [91] Lewis, B.A. (2003). Starch. *Encyclopedia of Food and Culture*. Consultado a 24 de maio 2016, em <http://www.encyclopedia.com>
- [92] The Columbia Encyclopedia 6th ed. (2017b). Sugar. Consultado a 2 de janeiro 2017, em <http://www.encyclopedia.com>
- [93] The Columbia Encyclopedia 6th ed. (2016b). Acetic acid. Consultado a 1 de junho 2016, em <http://www.encyclopedia.com>
- [94] Bernut, A., Contreras, W., Cortesia, C., Gómez, K., Jacobs, W.R., Kremer, L., Takiffa, H., Vilchêze, C., Waard, J. (2014). Acetic Acid, the Active Component of Vinegar, Is an Effective Tuberculocidal Disinfectant. *mBio*, 5 (2),
- [95] Gryszkin, A., Kapelko-Zeberska, M. & Zie, T. (2015). Hydrothermal modification of wheat starch. Part 2. Thermal characteristics of pasting and rheological properties of pastes. *Journal of Cereal Science*, 69, 194 - 198.
- [96] Bohuon, P. Briffaz, A., Dufour, D., Gibert, Ricci, J., Toro, G. & Trana, T. (2016) Starch gelatinization and in vitro digestibility behaviour after heat treatment: Comparison between plantain paste and piece of pulp. *Carbohydrate Polymers*, 147, 426 - 435.
- [97] Wikipédia (2016a). Molécula de Amido. Consultado a 30 de maio 2016, em https://pt.wikipedia.org/wiki/%C3%81cido_etanoico

- [98] Lewis, B.A. (2003). Starch. Encyclopedia of Food and Culture. Consultado a 24 de maio 2016, em <http://www.encyclopedia.com>
- [99] Chantaro, Nishinari & Pongsawatmanit, (2013).
- [100] Blanchard, C. L., Farahnaky, A., Kaveh, Z. & Majzoobi, M. (2015). Physical properties of pregelatinized and granular cold water swelling maize starches in presence of acetic acid. *Food Hydrocolloids*, 51, 375 - 382.
- [101] Wikipédia (2016b). Ácido etanoico. Consultado a 30 de maio 2016, em https://pt.wikipedia.org/wiki/%C3%81cido_etanoico
- [102] The Columbia Encyclopedia 6th ed. (2016a). Jute. Consultado a 1 de junho 2016, em <http://www.encyclopedia.com>
- [103] Santos, P. & Vasconcelos, Y. (2009). Quais são os tipos de fibras naturais? *Revista Vida Simples*. Consultado a 20 de maio 2016, em http://planetasustentavel.abril.com.br/noticia/desenvolvimento/conteudo_469312.sht
- [104] Natália, L.J. (2014). Comportamento á fratura em modo I de compósitos de matriz polimérica, reforçados com fibras de juta. Dissertação para a obtenção do Grau de Mestre em Engenharia Mecânica. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Porto.
- [105] ISO 10328. Prosthetics – Structural testing of lowerlimb prostheses – Requirements and test methods. Ed: ISO, 2006.
- [106] ASTM Standard D 3039/D 3039M - 00. Standard Test Method for Tensile Properties of Polymer Matrix Composite Materials. West Conshohocken. Ed:ASTM, 2002.
- [107] ASTM Standard D 570 - 98. Standard Test Method for Water Absorption of Plastics. West Conshohocken. Ed: ASTM, 2008.
- [108] Irawana, A.P, Reksoprodjob, A.H.S, Soemardib, Widjajalaksmic, T.P.K (2011). Tensile and Flexural Strength of Ramie Fiber Reinforced Epoxy Composites for Socket Prosthesis Application. *International Journal of Mechanical and Materials Engineering*, Vol.6 No.1, 46-50
- [109] Tang, J.W. (2006). The effect of environmental parameters on the survival of airborne infectious agents. *Journal of The Royal Society Interface*, 6, S737-S746.