



Caracterização de termoplásticos para a produção de implantes traqueobrônquicos

Mestrado em Engenharia para Fabricação Digital Direta

Margarida Esteves Reis

Leiria, setembro de 2023



Caracterização de termoplásticos para a produção de implantes traqueobrônquicos

Mestrado em Engenharia para Fabricação Digital Direta

Margarida Esteves Reis

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

Leiria, setembro de 2023

Originalidade e Direitos de Autor

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

Reproduções parciais deste documento serão autorizadas na condição de que seja mencionado a Autora e feita referência ao ciclo de estudos no âmbito do qual o mesmo foi realizado, a saber, Curso de Mestrado em Engenharia para Fabricação Digital Direta, no ano letivo 2022/2023, da Escola Superior de Tecnologia e Gestão do Instituto Politécnico de Leiria, Portugal, e, bem assim, à data das provas públicas que visaram a avaliação destes trabalhos.

Agradecimentos

Este projeto foi desenvolvido no âmbito de uma bolsa de investigação apoiado financeiramente pelo Projeto SaFe: Desenvolvimento e fabrico de implantes traqueobrônquicos (SI I&DT, POCI-01-0247-FEDER-039713) no âmbito do Portugal 2020, cofinanciado pelo FEDER (Fundo Europeu de Desenvolvimento Regional) no âmbito do POCI (Programa Operacional Competitividade e Internacionalização).

Assim termino este meu percurso académico de muito trabalho, dedicação e aprendizagem. Quero deixar por isso uma palavra de agradecimento a todas as pessoas que contribuíram direta ou indiretamente para que esta fase terminasse da melhor forma.

Agradecer à Engenheira Fernanda Carvalho por todo o apoio e disponibilidade que demonstrou para comigo.

Agradecer aos meus orientadores pela partilha de conhecimentos fundamental para a realização deste projeto, e ao meu coordenador de curso Joel Vasco por todo o acompanhamento, disponibilidade e dedicação ao longo destes 2 anos.

Por fim, mas não por último, agradecer ao meu namorado e à minha família pela compreensão e paciência que sempre demonstraram e transmitiram nos momentos mais complicados. Por nunca me terem deixado desistir e por me terem ajudado a ultrapassar todas as adversidades que fui encontrado ao longo deste caminho. Sem o vosso apoio este percurso não tinha sido possível.

Resumo

Atualmente, devido a doenças e traumas como a estenose e a traqueomalácia, que levam ao colapso da traqueia dos pacientes, existe a constante necessidade de melhorar substancialmente a sua qualidade de vida. O fabrico aditivo é cada vez mais utilizado nas mais variadas indústrias incluindo a indústria médica e é utilizado para produzir dispositivos médicos tais como implantes. Assim, a incessante evolução das tecnologias de fabrico aditivo tem vindo a apresentar soluções sofisticadas e adaptadas às necessidades da população portadoras desta condição. Apesar da existência de vários implantes com vários tipos de materiais ainda existe uma taxa de insucesso e falta de informação que deve ser colmatada.

Deste modo, o objetivo deste projeto passa pela caracterização de dois termoplásticos PLA e o ABS médico de modo a verificar se são adequados para projetar e produzir implantes traqueobrônquicos. A tecnologia de Modelação por Deposição Fundida (FDM) será também analisada, uma vez que o processo de fabricação e os parâmetros utilizados influenciam as propriedades mecânicas dos materiais.

Os resultados demonstram que ambos os materiais são indicados para a produção de implantes traqueobrônquicos, contudo o PLA apresenta melhores propriedades mecânicas quando impressos através da fabricação aditiva.

Palavras-chave: Traqueia, Implantes Traqueobrônquicos, Fabrico Aditivo, Termoplásticos

Abstract

Currently, due to diseases and traumas such as stenosis and tracheomalacia, which lead to the collapse of patients' trachea, there is a constant need to substantially improve their quality of life. Additive manufacturing is increasingly used in a variety of industries including the medical industry and is used to produce medical devices such as implants. Thus, the incessant evolution of additive manufacturing technologies has been providing sophisticated solutions adapted to the needs of the population with this condition. Despite the existence of several implants with different types of materials, there is still a failure rate and lack of information that must be addressed.

Therefore, the aim of this project is to characterize two thermoplastics, PLA and Medical-Grade ABS, to determine if they are suitable for designing and producing tracheobronchial implants. The Fused Deposition Modelling (FDM) technology will also be analysed, as the manufacturing process and parameters used influence the mechanical properties of the materials.

The results demonstrate that both materials are indicated to produce tracheobronchial implants, however PLA presents better mechanical properties when printed through additive manufacturing.

Keywords: Trachea, Tracheobronchial Implants, Additive Manufacturing, Thermoplastics.

Índice

Originalidade e Direitos de Autor	i
Agradecimentos	ii
Resumo	iii
Abstract	iv
Lista de Figuras	vi
Lista de tabelas	viii
Lista de siglas	ix
1. Introdução	2
2. Revisão da Literatura.....	4
2.1. Traqueia	4
2.1.1. Anatomia e Fisiologia.....	4
2.1.2. Propriedades Mecânicas	6
2.1.1. Obstrução das vias aéreas	7
2.2. Implantes Traqueobrônquicos	8
2.2.1. Tipos de Implantes	9
2.2.2. Materiais utilizados na produção de implantes.....	12
2.2.3. Tecnologias para a produção de implantes.....	18
3. Métodos e Materiais	24
3.1. Materiais.....	24
3.2. Métodos	25
3.2.1. Ensaio de Compressão.....	26
3.2.2. Ensaio de Dureza Shore.....	29
3.2.3. Ensaio de Abrasão	31
4. Discussão de Resultados.....	33
4.1.1. Ensaio de Compressão.....	33
4.1.1. Ensaio de Dureza Shore.....	39
4.1.1. Ensaio de Abrasão	42
5. Conclusões	46
5.1.1. Trabalhos Futuros	47
Referências Bibliográficas	48
Anexos.....	55

Lista de Figuras

Figura 1 – Estrutura e composição da traqueia [6].	5
Figura 2 – Mecanismo do sistema respiratório. O ar entra para dentro e fora dos pulmões através de gradientes de pressão [6].	6
Figura 3 – As regiões internas da traqueia estão sujeitas à compressão, enquanto as regiões externas à tração [6].	7
Figura 4 – Obstrução das vias aéreas. Da esquerda para a direita: carcinoma intrínseco, compressão tumoral e uma combinação de ambos [7].	8
Figura 5 - Implantes de silicone de Dumon com vários formatos. Adaptado de [14,15,16].	10
Figura 6 – Implante metálico Ultraflex [18].	11
Figura 7 – Esquema dos tipos de Biopolímeros. Adaptado de [22].	14
Figura 8 – Imagens do Microscópio Eletrónico de Varrimento (MEV) da superfície externa de filmes à base de PCL (a), PLA (b) e PLGA (c) com matrizes de microcâmaras [31].	16
Figura 9 – Representação esquemática do processo de FDM [40].	19
Figura 10 – Representação esquemática do processo de SLS [40].	20
Figura 11 – Representação esquemática do processo de SLA [40].	21
Figura 12 – Representação esquemática do processo de DLP [40].	22
Figura 13 – Representação esquemática do processo de bioimpressão [40].	23
Figura 14 – Impressora 3D Prusa [56].	25
Figura 15 – Imagem do software Prusa Slicer	26
Figura 16 – Representação gráfica da curva obtida no ensaio de compressão [58].	28
Figura 17 – Efeito barril que ocorre em ensaios de compressão. [60].	28
Figura 18 – Equipamento utilizado para o ensaio de compressão.	29
Figura 19 – Equipamento utilizado para o ensaio de dureza Shore D.	30
Figura 20 – Equipamento para a realização do ensaio de abrasão.	32
Figura 21 – Esquema da realização do ensaio de abrasão [64].	32
Figura 22 – Provetes de PLA antes do início do ensaio de compressão.	35
Figura 23 – Provetes de PLA após a realização do ensaio de compressão.	35
Figura 24 – Curva força-deformação do provete 4 de PLA e ABS médico após o ensaio de compressão.	36
Figura 25 – Curva força-deslocamento do provete 4 de PLA e ABS médico após o ensaio de compressão.	37

Figura 26 – Curva tensão-deformação do provete 4 de PLA após o ensaio de compressão.....	38
Figura 27 - Valores obtidos no ensaio de dureza Shore D para o PLA – Orientação 1.....	40
Figura 28 - Valores obtidos para o ensaio de dureza Shore D para o PLA – Orientação 2.	40
Figura 29 - Valores obtidos para o ensaio de dureza Shore D para o ABS médico – Orientação 1.	41
Figura 30 - Valores obtidos para o ensaio de dureza Shore D para o ABS médico – Orientação 2.	41
Figura 31 - Provetes de PLA utilizados para a realização do ensaio de abrasão	42
Figura 32 - Valores do desgaste dos provetes obtidos no ensaio de abrasão para o PLA.....	44
Figura 33 – Valores do desgaste dos provetes obtidos no ensaio de abrasão para o ABS médico.	44
Figura 34 – Taxa de desgaste nos provetes de PLA.	45
Figura 35 – Taxa de desgaste nos provetes de ABS médico.	45

Lista de tabelas

Tabela 1 – Diferenças entre implantes de silicone e implantes metálicos autoexpansíveis. Adaptado de:[17]	11
Tabela 2 – Propriedades do material PLA do fornecedor Prusa Polymers by Josef Prusa e do ABS médico do fornecedor Spectrum Filaments [54,55].	24
Tabela 3 – Valores obtidos na pesagem inicial e final dos provetes no ensaio de compressão para o PLA. ...	33
Tabela 4 – Valores obtidos na pesagem inicial e final dos provetes no ensaio de compressão para o ABS médico.	33
Tabela 5 – Valores obtidos na medição do comprimento dos provetes no ensaio de compressão para o PLA.	34
Tabela 6 – Valores obtidos na medição do comprimento dos provetes no ensaio de compressão para o ABS médico.	34
Tabela 7 – Valores obtidos do módulo de elasticidade para os provetes de PLA e ABS médico.	39
Tabela 8 – Resultados do desgaste obtido nos provetes de PLA.	43
Tabela 9 – Resultados do desgaste obtido nos provetes de ABS médico.	43

Lista de siglas

3D	Tridimensional
ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno
CAD	Desenho Assistido por Computador
DLP	Processamento de Luz Digital
DMD	Dispositivo Digital de Microespelhos
ESTG	Escola Superior de Tecnologia e Gestão
FA	Fabricação Aditiva
FDA	Administração de Alimentos e Medicamentos
FDM	Modelação por Deposição Fundida
HCR	Silicone de Alta Consistência
LCD	Display de Cristal Líquido
LSR	Silicone líquido
MEV	Microscópio Eletrónico de Varrimento
PCL	Policaprolactona
PLA	Ácido Polilático
PLGA	Ácido Lático-co-glicólico
RM	Ressonância Magnética
RTV	Silicone de Vulcanização à Temperatura Ambiente
SLA	Estereolitografia
SLS	Sinterização Seletiva a Laser
STL	STereoLitography
TAC	Tomografia Axial Computadorizada
UV	Ultravioleta

1. Introdução

O conceito de Fabricação Digital Direta é a denominação dada às várias tecnologias que permitem a produção de produtos a partir da informação que se encontra num formato digital, através de processos de Fabrico Aditivo (FA). Ao contrário dos processos de fabrico subtrativos que removem material de blocos até obter a forma pretendida, o fabrico aditivo baseia-se no método de adição, ou seja, sobrepondo camadas de material umas sobre outras, existindo diversas tecnologias e materiais para o fazer. A utilização das tecnologias de FA no setor médico têm sido cada vez mais recorrentes, com a criação de dispositivos médicos e implantes, permitindo assim a obtenção de várias soluções eficazes para os vários problemas e desafios deste setor [1].

A traqueia é um tubo fibrocartilaginoso de 10 a 11 cm de comprimento que permite a passagem de oxigénio para dentro e fora dos pulmões. Atualmente, existem diversas doenças, tais como a traqueomalácia que se caracteriza pela flacidez da cartilagem da traqueia, a traqueobroncomalácia que se caracteriza pela flacidez da traqueia e dos brônquios, e ainda a estenose que leva ao estreitamento traqueal e por consequência à dificuldade respiratória, sendo necessário assim fornecer soluções eficazes na luta contra estas doenças. Existem vários implantes disponíveis no mercado, com vários tipos de materiais, contudo estes ainda apresentam grandes taxas de insucesso tais como migração, formação de tecido fibroso entre outros [2].

Nos últimos anos, devido ao aumento destas patologias, vários processos e materiais têm sido utilizados na produção de implantes traqueobrônquicos. São vários os avanços que têm existido nesta área levando ao desenvolvimento de implantes através de dados imagiológicos, simulação numérica e da impressão tridimensional (3D) apresenta inúmeras vantagens [1].

Assim, este projeto tem como objetivo caracterizar materiais termoplásticos indicados para a produção de implantes traqueobrônquicos, com foco na impressão de modelos geométricos com recurso a uma impressora 3D e posterior caracterização através de ensaios mecânicos (ensaio de compressão, dureza e abrasão). Esta caracterização vai ao encontro das propriedades e funções da traqueia.

O projeto encontra-se organizado em cinco capítulos, sendo que o Capítulo 1 apresenta a introdução ao projeto e os respectivos objetivos. O Capítulo 2 retrata uma revisão da literatura ao nível da traqueia, com ênfase na sua anatomia, os tipos de implantes disponíveis no mercado e os materiais mais utilizados bem como uma revisão do funcionamento de cada tecnologia disponível para a produção dos mesmos. No Capítulo 3 é apresentada a metodologia do trabalho, onde se aborda os materiais utilizados na produção dos modelos geométricos, os parâmetros utilizados na impressão, a geometria dos modelos e os ensaios mecânicos necessários para a caracterização dos materiais termoplásticos. No Capítulo 4 são apresentados os resultados obtidos nos diferentes ensaios realizados e a respetiva discussão. Por fim, no Capítulo 5 são descritas as conclusões bem como as considerações para trabalhos futuros.

2. Revisão da Literatura

2.1. Traqueia

O sistema respiratório é um dos sistemas fundamentais do ser humano, uma vez que este fornece ao organismo oxigénio que entra no sangue e circula para todas as células do corpo. Ajuda ainda a remover o dióxido de carbono (produzido pelas células durante todo o processo de produção de energia), regula o pH sanguíneo, permite produzir sons e produz mediadores químicos. O sistema respiratório permite prevenir doenças, apresentando mecanismos para proteger o organismo contra substâncias e agentes patogénicos.

Anatomicamente, o sistema respiratório pode ser dividido em duas zonas: trato superior, que diz respeito aos órgãos que se encontram fora do tórax (nariz, faringe e laringe) e trato inferior relativamente aos órgãos que se localizam no interior do tórax, como é o caso da traqueia, brônquios, ducto alveolar e alvéolos. Quanto à sua funcionalidade, o sistema respiratório pode ser dividido em zona condutora com a passagem do ar do nariz aos bronquíolos, e em zona respiratória, onde ocorre as trocas gasosas dentro dos pulmões [3,4].

2.1.1. Anatomia e Fisiologia

A traqueia é um tubo fibrocartilaginoso de 10 a 11 cm de comprimento e aproximadamente 1,8 cm de diâmetro (sendo estes valores variáveis durante a inspiração e expiração), com uma estrutura em forma de ‘U’, composta por cartilagem hialina nas paredes anterior e lateral. Esta é formada por uma série de anéis cartilagosos incompletos em forma de ‘C’, geralmente cerca de 16 a 20 anéis, unidos entre si por um ligamento anular e músculo liso, que permitem que a via aérea se mantenha sempre aberta. No seu interior, o lúmen é revestido por tecido epitelial que é essencial para prevenir infeções. A cartilagem, o músculo liso e os ligamentos são componentes estruturais anisotrópicos que permitem a extensão e rigidez da traqueia (Figura 1) [5,6].

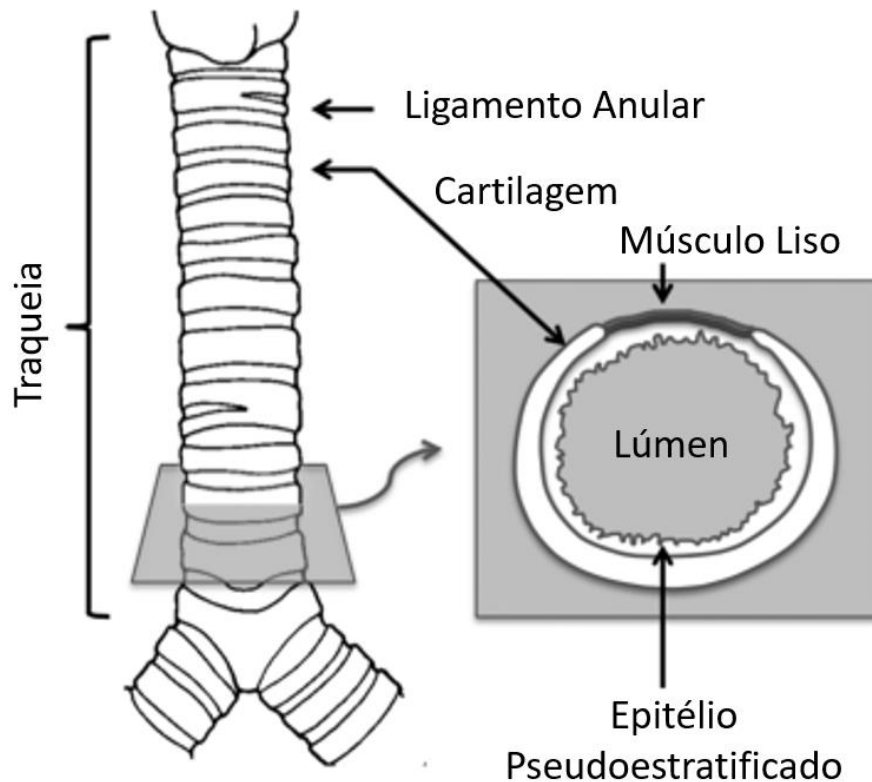


Figura 1 – Estrutura e composição da traqueia [6].

Sendo a principal função da traqueia, possibilitar a passagem de oxigênio e outros gases, para dentro e fora do pulmão, de modo a chegar aos alvéolos, esta tem origem na laringe e divide-se nos brônquios principais, esquerdo e direito, na qual o ponto de junção é denominado de carina. Após os brônquios principais, estes dividem-se em brônquios secundários e terciários. A traqueia, os brônquios principais, secundários e terciários constituem a via aérea central. Normalmente, a nível de comprimento traqueia é maior nos homens do que nas mulheres [5,7].

Durante a respiração, ocorre uma diferença de pressão entre os pulmões e o exterior. Na inspiração, é necessária uma pressão negativa sobre a cavidade Intra pleural de modo que o ar entre nos pulmões, que ocorre, devido à musculatura e expansão do tórax. O diafragma contrai, diminuindo a pressão na cavidade torácica, levando à expansão dos pulmões e diminuindo a pressão no seu interior. Na expiração, os músculos do tórax relaxam e a pressão aumenta. O diafragma relaxa, aumentando a pressão nos pulmões, levando o ar a ser expulso. Esta expulsão de ar, ocorre para evitar um colapso pulmonar e para preservar o volume pulmonar (Figura 2) [6,7].

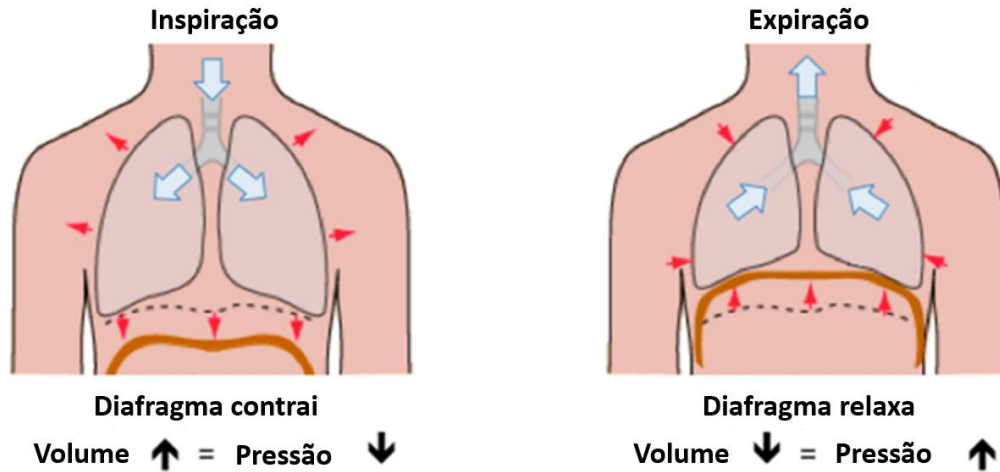


Figura 2 – Mecanismo do sistema respiratório. O ar entra para dentro e sai dos pulmões através de gradientes de pressão [6].

2.1.2. Propriedades Mecânicas

A cartilagem, como referido anteriormente, desempenha um dos papéis mais importantes na estabilidade mecânica da traqueia, uma vez que permite que esta se mantenha aberta e evite que ocorra o colapso aquando pressões negativas do sistema respiratório. Devido a diferentes condições patológicas, pode ocorrer danificação da traqueia pelo que é necessário obter um conhecimento adequado das propriedades mecânicas dos tecidos traqueais [8].

O músculo traqueal (músculo liso), permite a que ocorra alterações no diâmetro da traqueia sendo composto por células pseudoestratificadas colunares e caliciformes ciliadas. Este músculo auxilia na abertura repentina da traqueia quando ocorre um refluxo de tosse ou asma. A contração do músculo permite a prevenção da compressão e aumenta o fluxo de ar máximo durante a respiração profunda e esforçada. O músculo traqueal apresenta propriedades mecânicas altamente lineares e é considerado, na maior parte das vezes, como um material hiperelástico (material não linear que apresenta uma resposta elástica instantânea para grandes deformações).

Os ligamentos que conectam os anéis de cartilagem (ligamento anular), são constituídos por colagénio do tipo I e permitem de forma fácil mudanças no comprimento da traqueia. Num adulto, esta pode se estender até 20% enquanto no recém-nascido pode ir até 46%.

Os anéis que compõem a traqueia são compostos por cartilagem hialina. Apresentam colagénio tipo II, III, V, VI e X que variam entre as margens e o centro do anel. Estes são responsáveis, como referido inicialmente, por manter a traqueia aberta enquanto ocorre pressão durante a respiração. Nos adultos, estes anéis apresentam um módulo de elasticidade de 1 a 20 MPa. A traqueia apresenta propriedades elásticas, possibilitando a deformação sob tensão ou compressão e ainda a capacidade de voltar à sua forma original quando a carga é removida. As propriedades mecânicas de compressão e tração são de extrema importância para o desempenho da cartilagem traqueal, pois estes são carregados de tal forma que a flexão origina cargas de tração nas regiões externas dos anéis e cargas compressivas nas regiões internas (Figura 3) [6, 9].

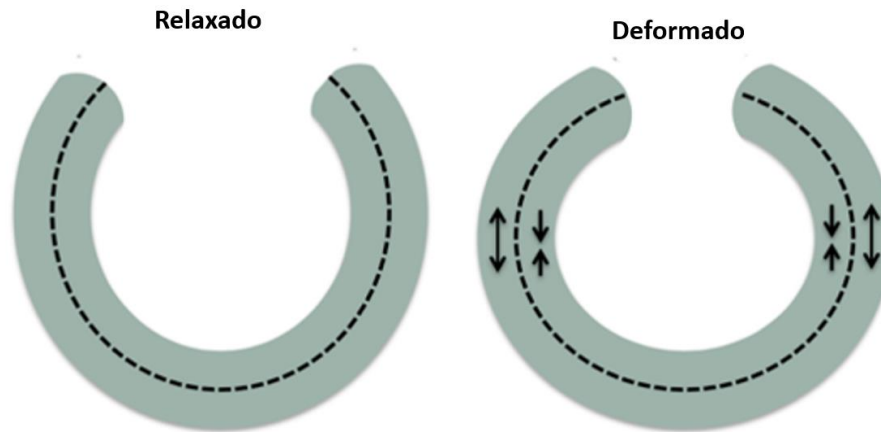


Figura 3 – As regiões internas da traqueia estão sujeitas à compressão, enquanto as regiões externas à tração [6].

Estudo numéricos indicam que uma traqueia humana saudável é submetida a níveis máximos de tensão de 3,3 kPa de tensão durante a inspiração e 5,25 kPa de compressão durante a expiração. Quando ocorre um episódio de tosse, estes valores aumentam para 6 kPa e 7,25 kPa respetivamente [9].

2.1.1. Obstrução das vias aéreas

A obstrução das vias aéreas que podem ocorrer na traqueia, brônquios principais ou brônquios terciários, e que levam ao entupimento de mais de 50% é chamada de obstrução das vias aéreas centrais (Figura 4). Este bloqueio pode estar associado ao crescimento de carcinomas intrínsecos, compressão tumoral extrínseca ou uma combinação de ambos.



Figura 4 – Obstrução das vias aéreas. Da esquerda para a direita: carcinoma intrínseco, compressão tumoral e uma combinação de ambos [7].

Para além dos tumores, também a estenose traqueal e a traqueomalácia são algumas das causas mais comuns que levam a danos traqueais. A estenose traqueal é um estreitamento das vias aéreas que podem potencialmente levar à obstrução completa que consequentemente leva à interrupção da ventilação. Esta condição pode ser congénita ou pode desenvolver-se mais tarde devido a estruturas vizinhas que comprimem a traqueia, acúmulo de tecido de granulação ou edema por trauma, infeção ou hemorragia. A traqueomalácia é uma fraqueza congénita ou adquirida que ocorre a partir do enfraquecimento da cartilagem provocando um colapso anterior ou de um enfraquecimento membranoso que colapsa posteriormente. Se a fraqueza se estender para os brônquios, é denominada traqueobroncomalácia [5,7].

A reparação eficaz de danos traqueais é uma necessidade clínica que requer soluções. A intervenção cirúrgica é o tratamento mais adequado para ocorrência benigna. Contudo para problemas malignos existem outros tratamentos como é o caso da colocação de implantes. Este irá depender das características anatómicas da via aérea obstruída e será necessário que cubra toda a área da obstrução e recupere o fluxo de ar quando está totalmente expandido [7].

2.2.Implantes Traqueobrônquicos

No final do século XIX, começaram a ser desenvolvidos os primeiros implantes para as vias aéreas, sendo estes constituídos por materiais metálicos. Em 1960, William W. Montgomery criou um implante com um formato de ‘T’, ficando conhecido como Tubo-T de Montgomery. Gianturco Z-stent e Wallstent, produziram em 1980 os primeiros implantes metálicos expansíveis de aço inoxidável, contudo estes apresentavam vários problemas e

limitações relacionados com as propriedades mecânicas desfavoráveis. Por volta de 1900, Jean François Dumon, desenvolveu um implante de silicone com um perfil biomecânico benéfico que tem sido utilizado até aos dias de hoje [10].

Os implantes ou stents traqueobrônquicos são estruturas tubulares, produzidas com diversos materiais, cujo objetivo é devolver a função respiratória normal do paciente, impulsionando as regiões estreitas da traqueia de modo a auxiliar no suporte e recuperação da mesma. Estes devem replicar a anatomia e fisiologia da traqueia, ser de fácil colocação e remoção, de baixo custo, apresentar estabilidade, ser possível de customização, apresentar um diâmetro que lhe permita manter a posição, ser flexível e resistente e ainda possibilitar a eliminação de secreções [10].

Nos últimos anos vários processos e materiais têm sido utilizados na produção de implantes traqueobrônquicos. Apesar de ainda não existir um implante que consiga replicar totalmente a traqueia e as suas propriedades como a estabilidade, a força, a biocompatibilidade e a resistência à migração, vários são os avanços que têm existido nesta área permitindo o desenvolvimento de diferentes tipos de implantes [11,12]

2.2.1. Tipos de Implantes

A escolha de um implante passa não só pelo material utilizado no mesmo, mas também pela doença, anatomia e situação clínica do paciente. Os implantes para a traqueia podem ser classificados em três tipos sendo eles os de silicones, metal ou híbridos [11].

O silicone é um polímero sintético que tem sido amplamente utilizado ao longo dos anos em aplicações biomédicas. Os implantes de silicones apresentam firmeza, estabilidade a altas temperaturas e são flexíveis pelo que podem ser facilmente moldados. Por vezes, estes podem ser reforçados com fibras de poliamida, carbono ou polipropileno de modo a obter propriedades mecânicas mais favoráveis. A nível de vantagens estes podem apresentar diferentes durezas, resistir às forças de compressão extrínsecas, e ainda ser personalizados tendo várias formas, tamanhos e diferentes diâmetros. Além disso, este tipo de implante pode ser facilmente reposicionado e removido, sempre que necessário, apresentando-se assim como uma vantagem e desvantagem uma vez que são necessárias intervenções cirúrgicas. Como desvantagem principal, o implante de silicone tem um elevado nível de migração, levando a que este fique fora da sua posição. Pode originar ainda o crescimento de tecido de granulação e o crescimento de bactérias [11].

Os implantes de silicone são os mais indicados para a grande maioria das patologias clínicas sejam elas malignas ou benignas, ao contrário dos implantes metálicos que devem ser evitados em doenças benignas, devido à migração e ao tecido de granulação. Atualmente, o implante de silicone mais utilizado é o implante de Dumon que se pode apresentar em formato ‘Y’, ou em formato tubular (Figura 5) [12, 13].

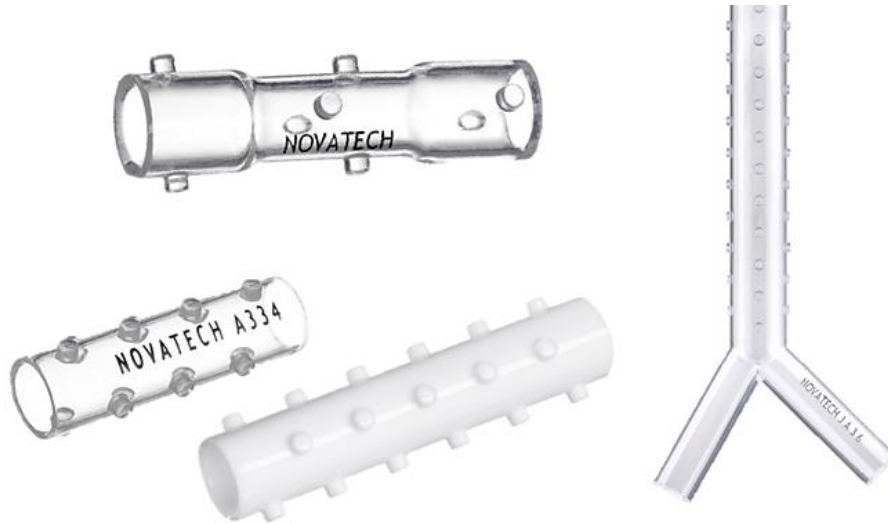


Figura 5 - Implantes de silicone de Dumon com vários formatos. Adaptado de [14,15,16].

Os implantes metálicos podem ser classificados em dois tipos sendo eles autoexpansíveis e de diâmetro fixo (necessitam de um balão para proceder à expansão). Estes podem ainda ser divididos em cobertos e descobertos. Os implantes metálicos descobertos, são atualmente muito pouco usados, uma vez que são difíceis de remover e o tecido de granulação ou tumor pode crescer através dos orifícios do implante [11].

Quando comparados com os implantes de silicone, os implantes metálicos têm uma melhor proporção de diâmetro interno para externo que resulta numa área de lúmen maior, deixando-o mais livre, são radiopacos, ou seja, permitem a sua identificação em raios-X e têm uma possibilidade menor de migração. Além disso, os implantes metálicos apresentam ainda como vantagem a possibilidade de serem inseridos com anestesia local e sedativos através da broncoscopia flexível [11, 12].

Na tabela I é possível observar as diferenças entre algumas características dos implantes de silicone e dos implantes metálicos autoexpansíveis.

Tabela 1 – Diferenças entre implantes de silicone e implantes metálicos autoexpansíveis. Adaptado de:[17]

Tipo de Stent	Silicone	Metálico autoexpansível
Infeção	Maior probabilidade	Menor probabilidade
Obstrução de muco	Maior probabilidade	Menor probabilidade
Custo	Acessível	Caro
Mecânica de implantação	Broncoscopia rígida	Nem sempre é necessária broncoscopia rígida.
Dimensionamento	Ajustável	Fixo

Atualmente, os implantes metálicos são feitos de ligas, mais propriamente de nitinol (liga de titânio e níquel). O nitinol é um biomaterial superelástico que permite grandes deformações em tamanho e forma. Implantes produzidos com este material têm memória de forma, diminuindo assim o risco de perfuração das vias aéreas, porque não mudam de comprimento após a expansão e são flexíveis o suficiente para poderem mudar de forma com a tosse. Um dos implantes metálicos mais utilizados é o implante Ultraflex, composto por nitinol, podendo ter ou não uma cobertura de poliuretano de modo a evitar o crescimento interno de tecido de granulação ou tumor e apresenta memória de forma (Figura 6) [10,11].



Figura 6 – Implante metálico Ultraflex [18].

Uma vez que, tanto os implantes metálicos como os implantes de silicone apresentam desvantagens, surge os implantes híbridos com a junção das vantagens destes dois tipos de implantes. Estes são produzidos com ligas metálicas e polímeros, tais como Poliuretano, Politetrafluoretileno e silicone. Um exemplo de implante híbrido é o implante Polyflex. Este é autoexpansível e produzido por uma malha de arame de fibra de poliéster revestida por silicone tendo como objetivo tratar estenoses benignas refratárias, estenoses esofágicas malignas e fístulas [11].

Apesar de estes três tipos de implantes serem os mais conhecidos e utilizados, todos eles apresentam vantagens e desvantagens nas suas utilizações. Por isso, cada vez mais têm existido estudos e desenvolvimentos na criação de novos implantes. Das inovações existentes surgem os implantes com capacidade de libertação de fármacos (inibem a formação de granulação), implantes com novos designs, implantes com revestimentos hidrofílicos na superfície interna, implantes radiopacos, implantes bio absorvíveis/biodegradáveis e implantes produzidos e impressos através das tecnologias de fabricação aditiva [11, 19].

A nível de implantes produzidos através das tecnologias de FA, estes podem ser personalizados para cada paciente. Através da impressão 3D é possível obter um implante com todos os detalhes e características como o formato, diâmetros e comprimentos da anatomia do paciente. Numa primeira fase, recorre-se a uma Tomografia Axial Computadorizada (TAC) e a uma broncoscopia de forma a poder desenhar o implante com as dimensões e características corretas do paciente. Seguidamente através de um programa de desenho assistido por computador (CAD), produz-se o modelo 3D que origina a informação necessária para poder ser impressa na impressora 3D. Teoricamente, os implantes produzidos através de fabricação aditiva, são considerados implantes ideais [12, 20].

2.2.2. Materiais utilizados na produção de implantes

Os biomateriais são utilizados para a produção de implantes que irão repor ou otimizar, de modo parcial ou total, a função de tecidos ou órgãos disfuncionais ou ausentes. Estes têm contribuído significativamente para avanços na medicina moderna principalmente em procedimentos clínicos que utilizam biomateriais para restaurar ou substituir órgãos e/ou tecidos lesados; em sistemas para assistência cirúrgica; dispositivos para a realização de exames; sistemas de libertação controlada de fármacos; em implantes temporários ou

permanentes e nas mais diversas áreas da medicina como a odontologia, ortopedia e oftalmologia [21].

Os biomateriais podem ser divididos em quatro grupos de materiais: polímeros, metais, cerâmicas e compósitos. Estes devem ser biocompatíveis, ou seja, devem atender ao requisito de funcionalidade para o qual foram projetados. Não devem produzir qualquer resposta biológica adversa local ou sistêmica, isto é o material deve ser não tóxico, não carcinogênico, não antigênico e não mutagênico. Em aplicações sanguíneas, devem também ser não-trombogênico [21,22].

As propriedades dos materiais definem o seu comportamento quando sujeitos a cargas e condições externas, através da sua capacidade de resistir a esforços e condições na qual ele se encontra. Para os biomateriais, muitas propriedades são importantes para o desempenho do material implantado, como as propriedades mecânicas, físicas, químicas e biológicas, além da importância do processamento em que o material foi submetido na fabricação.

Ao utilizar-se as técnicas de FA, apesar de todas terem o mesmo princípio, os materiais utilizados nas diferentes tecnologias são diferentes pelas condições de processamento dos materiais. Atualmente os materiais disponíveis e mais utilizados para a fabricação de implantes traqueobrônquicos apresentam-se na forma de polímeros e metais. Assim, dependendo do dispositivo a ser utilizado para a fabricação aditiva, deve-se adequar a técnica e o equipamento para obter uma melhor resposta.

Relativamente aos polímeros, estes podem ser naturais e sintéticos, sendo que os polímeros sintéticos podem ainda ser classificados como elastómeros, termoendurecíveis e termoplásticos (Figura 7). Os elastómeros são materiais constituídos por uma rede macromolecular com uma baixa densidade de reticulações. Os polímeros termoendurecíveis formam ligações químicas irreversíveis durante o processo de cura, o que por consequência, quando submetidos a calor, estes mantêm a sua forma permanecendo sólidos [23]. Os polímeros termoplásticos são formados por cadeias moleculares lineares e processáveis por fusão. Estes apresentam capacidade de amolecimento no aquecimento e endurecimento no arrefecimento, sendo que as suas propriedades não sofrem alteração durante todo o processo. Os termoplásticos podem ser utilizados numa ampla gama de aplicações devido à sua rigidez, alta resistência, estabilidade a altas temperaturas, leveza, durabilidade e ao seu baixo custo. Os termoplásticos ao solidificarem podem assumir uma estrutura amorfa ou

semicristalino, dependendo das moléculas se arranjam aleatoriamente ou se alinham relativamente umas às outras, formando regiões de ordem tridimensional [24].

No que se refere às propriedades térmicas, quando aquecidos os termoplásticos podem alterar as configurações de cadeia polimérica em um estado de borracha ou vítreo. Todos os polímeros contêm uma temperatura na qual a configuração muda de um estado rígido ou vítreo para um estado de borracha ou flexível. A temperatura na qual ocorre é chamada de temperatura de “Transição Vítreo” (Tg), em que abaixo dessa temperatura, o material apresenta um comportamento vítreo e rígido e acima desta, encontra-se com um comportamento flexível e de borracha [25].

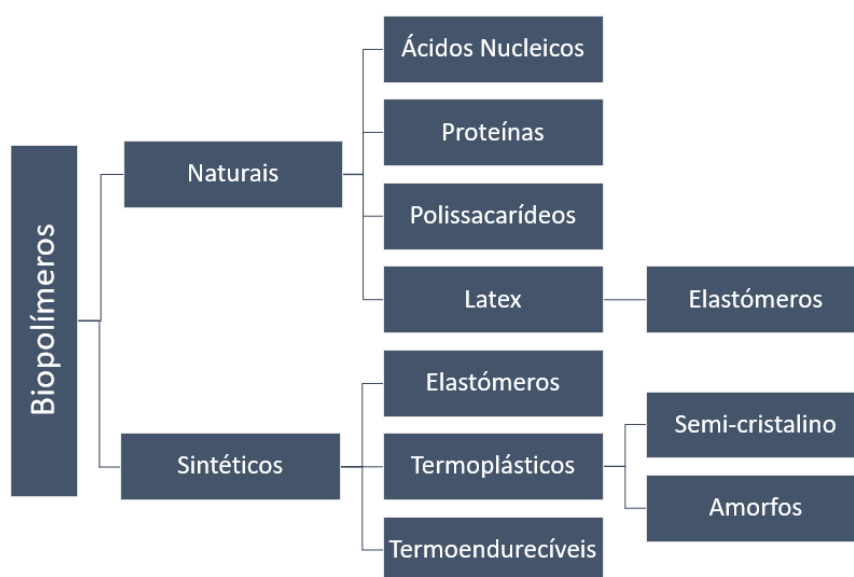


Figura 7 – Esquema dos tipos de Biopolímeros. Adaptado de [22].

No que diz respeito aos termoplásticos, a Policaprolactona (PCL) e o Ácido Polilático (PLA) têm sido dos materiais mais utilizados em aplicações médicas devido às suas propriedades mecânicas.

O PCL é um termoplástico semicristalino alifático extremamente resistente. É biocompatível, não tóxico, biodegradável e apresenta boas propriedades mecânicas, para além de apresentar uma taxa de degradação lenta que permite ser utilizado no tecido ósseo, em implantes e no transporte de fármacos [26]. A Policaprolactona possui uma temperatura de transição vítrea de -60°C e uma temperatura de fusão que varia entre os 59°C e os 64°C . Devido à sua alta cristalinidade e ser altamente hidrofóbico, este polímero tem uma menor biodegradação. É amplamente conhecido e utilizado em implantes de longo prazo, uma vez

que como referido, apresenta taxas de degradação lentas (degradação completa demora 3 a 4 anos), quando comparadas com as do PLA. Uma vez que o PCL tem um ponto de fusão relativamente baixo, isto permite-lhe uma grande maleabilidade, capacidade de impressão 3D, modelação a quente e memória de forma, podendo ainda ser facilmente processado por procedimentos convencionais [27,28].

O PLA é um poliéster termoplástico alifático biodegradável e devido à sua biocompatibilidade e biodegradabilidade, é utilizado em inúmeras aplicações biomédicas como implantes, excertos ósseos e dispositivos de fixação de fraturas para cicatrização de tensões e ligamentos de modo a substituir dispositivos à base de metal [29]. Estes polímeros apresentam como vantagens boas taxas de degradação, biocompatibilidade e estabilidade térmica, contudo apresenta baixa resistência e hidrofobicidade [26]. No que diz respeito a propriedades térmicas, no estado sólido, o PLA pode ser um polímero amorfo ou semicristalino. Este apresenta uma temperatura de fusão de sensivelmente 160°C e uma Tg aproximadamente entre os 55°C e os 66°C. Em relação à degradação, o PLA apresenta uma degradação ambientalmente mais segura o que o torna um bom material para ser utilizado em vários campos médicos. Os filamentos de PLA são bastantes utilizados nos processos de impressão 3D, contudo apresentam algumas desvantagens como baixa tenacidade e alongamento de rutura inferior a 10% [29,30].

Embora na literatura exista um maior número de trabalhos realizados com a Policaprolactona, também o PLA tem sido cada vez mais investigado. Nesse sentido, serão apresentados dois estudos onde estes polímeros foram utilizados para a produção de implantes traqueobrônquicos.

Sindeeva (2021), analisou a criação de revestimentos para implantes traqueobrônquicos com a finalidade de reduzir a formação de tecido de granulação. Para isso utilizou filmes à base de PLA, PCL e de copolímero ácido lático-co-glicólico (PLGA), com matrizes de microcâmaras carregadas, com o objetivo de libertar fármacos de forma controlada (Figura 8). Com a administração destes fármacos é possível que estes reduzam e retenham o crescimento excessivo de tecido de granulação que leva a efeitos colaterais a longo prazo. Após a avaliação destes três polímeros foi possível identificar que o PCL e o PLA são os mais resistentes a danos mecânicos quando associados a dispositivos de libertação de medicamentos. O PLA foi o polímero que reteve um composto terapêutico de baixo peso molecular enquanto o PLGA apresentou uma degradação mais rápida. O filme à

base de PCL foi o mais estável ao longo do tempo o que levou ao bloqueio da saída de líquido da mucosa traqueal e o aumento de inflamação no local. Assim, este estudo propõe a possibilidade de polímeros com uma carga terapêutica, aprovados pela Administração de Alimentos e Medicamentos (FDA), dos Estados Unidos, sejam utilizados para dispositivos médicos tais como implantes [31].

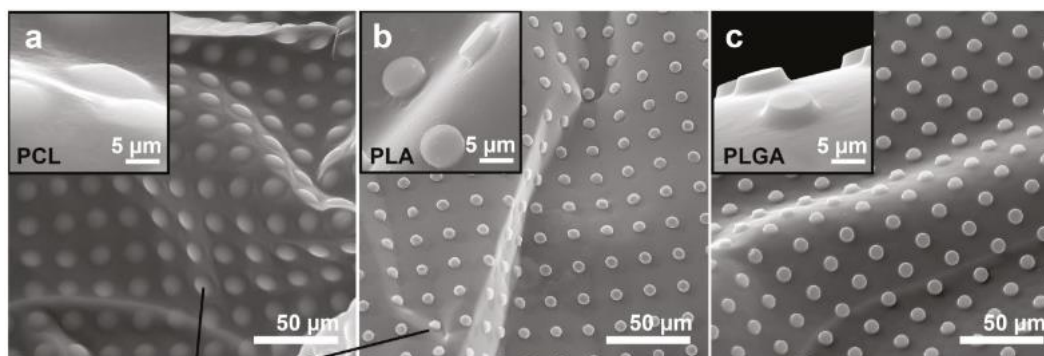


Figura 8 – Imagens do Microscópio Eletrônico de Varrimento (MEV) da superfície externa de filmes à base de PCL (a), PLA (b) e PLGA (c) com matrizes de microcâmaras [31].

Zhao (2022), aborda o processo de criação de um implante traqueobrônquico com um design inspirado na natureza (implante biomimético) e produzido através de PCL com memória de forma. Este implante foi desenvolvido com o objetivo deste se adaptar às condições da traqueia de modo a manter a abertura da mesma de forma mais eficaz. A utilização de PCL com memória de forma deve-se à capacidade de este poder voltar à sua forma inicial após uma deformação. Foi então produzido um compósito de PCL com nanopartículas de Fe_3O_4 que demonstrou que “*as excelentes propriedades mecânicas, o desempenho minimamente invasivo do implante e as propriedades biológicas*” permitem a aplicação em implantes traqueais, demonstrado assim que o PCL é um bom material para ser utilizado [32].

Além do PLA e do PCL também o Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS), tem sido utilizado em algumas aplicações médicas. Este polímero termoplástico amorfo que, tal como o nome indica, é formado por três monómeros e tem uma temperatura de transição vítrea entre os 90 °C e os 105 °C e uma temperatura de fusão entre os 200 °C e os 250 °C. Apresenta ainda características como alta rigidez, boa resistência ao impacto, bom isolante e ainda resistência à deformação. Além disso é um polímero mecanicamente forte, durável e estável ao longo do tempo. O ABS é utilizado na indústria médica em dispositivos médicos, dispositivos de auto injeção, como é o caso da caneta de insulina, e ainda em implantes de menor dimensão [33,34].

Relativamente aos elastómeros, o silicone de grau médico é bastante utilizado na fabricação de dispositivos médicos, implantes, próteses e tratamento de feridas. Este silicone apresenta propriedades como a resistência ao calor, estabilidade química e térmica, resistência ao desgaste, transparência e permeabilidade a gases. Este é ainda macio ao toque pelo que quando aplicado sob ou sobre a pele, consegue transmitir conforto aos pacientes e ainda hidrofóbico tornando-o num material eficaz para instrumentos cirúrgicos uma vez que repele água e bactérias. No entanto, apresenta também desvantagens, como o seu elevado custo devido ao alto nível de pureza e aos testes de biocompatibilidade realizados. Os silicones médicos podem ser classificados em três tipos sendo eles o de alta consistência (HCR), silicone líquido (LSR) e o silicone de vulcanização à temperatura ambiente (RTV) [35,36].

O HCR é um silicone com uma elevada concentração de polímero sólido, tornando-se mais denso e menos viscoso quando comparado com os restantes silicones líquidos. Este é mais utilizado em processos de modelação por compressão e apresenta boas propriedades de resistência a altas temperaturas e durabilidade. Normalmente este tipo de silicone é utilizado em aplicações médicas que requerem resistência, durabilidade e estabilidade a longo prazo. O silicone de alta consistência pode suportar temperaturas entre os -50°C e os 250°C sem que as suas propriedades se degradem [35].

O LSR é um tipo de silicone médico conhecido como borracha de silicone líquida. Este é um tipo de silicone com uma mistura de dois componentes e curado à temperatura ambiente ou através de processos de vulcanização. Possui uma excelente biocompatibilidade e é utilizado em diversas aplicações médicas, mais propriamente em próteses, cateteres, válvulas e dispositivos médicos, contudo por apresentar um valor mais elevado, este pode se tornar uma desvantagem para algumas aplicações [35,36].

O RTV pode ser dividido em duas categorias sendo estas de um (RTV1) e dois componentes (RTV2). O RTV1 é curado quando exposto à humidade do ar e o RTV2 possui dois componentes que quando misturados são curados. Normalmente este tipo de silicone é o mais indicado para revestimentos protéticos, inserções ortopédicas e palmilhas para sapatos. Estes apresentam biocompatibilidade e ainda a vantagem de ser um silicone que permite dar ao paciente conforto [37].

Por vezes, de modo a reforçar o silicone, são adicionados outros materiais como é o caso das nanopartículas. As nanopartículas de grafeno, são um dos exemplos que ajudam a

melhorar a condutividade térmica e a nano sílica que leva a um aumento da resistência à tração e ao aumento da dureza. Também de modo a melhorar as propriedades antibacterianas, os polímeros podem ser modificados com a adição de nanopartículas de prata, zinco ou cobre. Contudo, esta incorporação afeta a estrutura e o mecanismo de degradação pelo que estas alterações podem levar a resíduos de desgaste levando à realização de cirurgias para a retirada dos mesmos [37].

2.2.3. Tecnologias para a produção de implantes

A fabricação aditiva, surgiu no final dos anos 80, como uma tecnologia de produção, a partir de modelos CAD 3D, camada por camada, num processo onde não existem restrições geométricas em comparação com os processos de fabricação convencionais [36]. A FA é um conjunto de tecnologias que permitem obter componentes físicos a partir de modelos desenhados por computador ou pela conversão de dados digitais provenientes de scanners 3D. O princípio de fabricação baseia-se no método de adição, ou seja, sobrepondo camadas de material umas sobre outras, existindo diversas tecnologias e materiais para o fazer. O fabrico aditivo é cada vez mais utilizado na área médica devido às diversas vantagens que fornece como o desenvolvimento acelerado de produtos, implantes personalizados mais acessíveis, novas oportunidades com materiais biocompatíveis e a simplificação de procedimentos [39]. No que diz respeito à produção de implantes traqueobrônquicos são várias as tecnologias que têm permitido a sua produção como é o caso da Modelação por Deposição Fundida (FDM), Sinterização Seletiva a Laser (SLS), Estereolitografia (SLA), Processamento de Luz Digital (DLP), Eletrospinning e Bioimpressão 3D [40].

A Modelação por Deposição Fundida (do inglês: Fused Deposition Modeling – FDM), também conhecida por Fabricação de Filamento Fundido (FFF) é um processo de extrusão que envolve o aquecimento do material de construção utilizando como matéria-prima materiais termoplásticos (Figura 9). Na FDM, um termoplástico é aquecido até ao seu ponto de fusão e depositado sobre a forma de filamento numa plataforma móvel. Ao ser depositado arrefece e solidifica, dando possibilidade de depositar as camadas seguintes [41]. Relativamente a propriedades, estas podem ser controladas através da espessura do filamento, o preenchimento interno, o tamanho dos poros bem como o design do scaffold. Apesar de ser uma tecnologia barata, com uma grande diversidade de materiais disponíveis e peças com boas propriedades mecânicas esta apresenta uma resolução e qualidade de

impressão mais baixas quando comparadas com outras tecnologias de fabrico aditivo e ainda é considerado um dos processos mais lentos [40, 42].

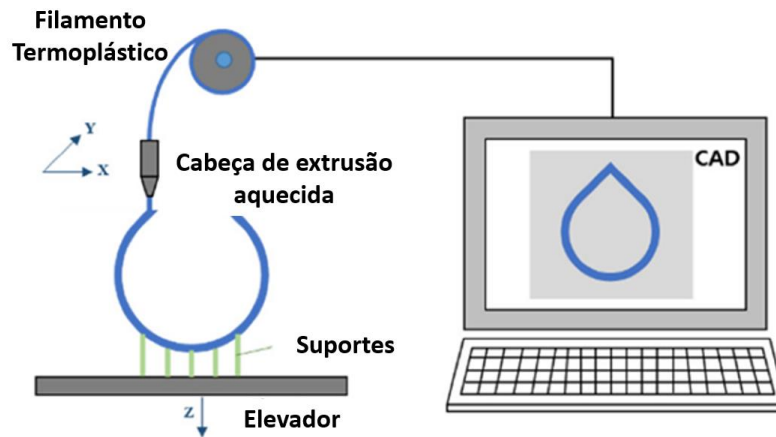


Figura 9 – Representação esquemática do processo de FDM [40].

A sinterização seletiva por laser é uma tecnologia de impressão 3D que utiliza lasers de alta potência para obter modelos físicos, camada a camada, utilizando para o efeito, materiais em pó (Figura 10). O pó é processado num ambiente inerte (no caso dos metais) e termicamente controlado, no interior de uma câmara de processamento atingindo uma temperatura próxima da transição vítrea ou fusão por ação de um laser emitindo radiação infravermelha. Uma camada de material em pó é depositada na zona de construção por intermédio de um rolo de nivelamento. O feixe de laser varre cada camada de pó. O pó não irradiado serve de apoio à camada seguinte evitando possíveis deslocamentos do protótipo. Após a sinterização de uma camada a plataforma onde o modelo é construído desce a uma distância igual à espessura da camada seguinte e é colocada uma nova camada de material em pó pelo rolo, repetindo-se o processo. Uma vez que este processo utiliza energia térmica a altas temperaturas, é complicado utilizar células e biomoléculas neste processo, sendo que a resolução do scaffold não é alta devido ao tamanho do pó [40,42]. No que diz respeito a vantagens deste processo, estas passam pela possibilidade de empilhamento de várias peças para fabricação, obtenção de peças de elevada resistência mecânica e térmica e não necessita de procedimentos de pós-cura nem de suportes. Ao nível de desvantagens, as peças produzidas são porosas, apresentam fraco acabamento superficial e elevado tempo de aquecimento e arrefecimento da câmara de construção, atribuindo mais tempo ao processo de produção [43].

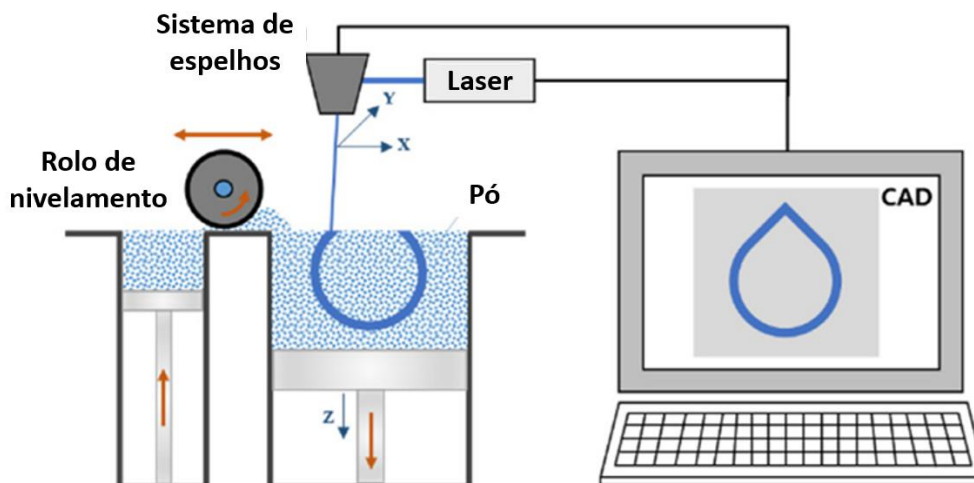


Figura 10 – Representação esquemática do processo de SLS [40].

A estereolitografia é uma tecnologia baseada na fotopolimerização de resinas líquidas com recurso a uma fonte de luz ultravioleta (UV), permitindo produzir peças com precisão e detalhes em microescala (Figura 11) [42, 44]. As resinas utilizadas nos processos são epoxídicas e podem incorporar cargas metálicas ou cerâmicas para melhorar o desempenho dos seus produtos. No funcionamento do processo de impressão, é gerado um feixe de laser UV, com comprimento de onda 325 nm aproximadamente, que atua sobre a superfície resina fotossensível contida dentro do recipiente. O feixe de laser orientado sobre a resina através de um sistema de espelhos galvanométricos, polimerizando secções 2D. O material polimerizado está assente numa plataforma que vai descendo, permitindo a construção em altura do objeto [45]. Este processo quando comparado com outros, consegue obter uma grande precisão devido à alta resolução da projeção do laser e é reduzida espessura da camada. Apesar de ser dos processos mais utilizados na produção de modelos biomédicos por apresentar materiais com boas características e propriedades interessantes na área médica, também apresenta limitações que podem influenciar a peça final. De modo a resistir à força de gravidade e à ação da plataforma de impressão, é necessário adicionar ao modelo em construção apoios e suportes, havendo a necessidade de remover os mesmos após o fim da produção, bem como os excessos de resina. Para melhorar as propriedades físicas e mecânicas das peças produzidas, as mesmas são sujeitas a um processo de pós-cura. Para além disso, as resinas são mais frágeis e limitadas em relação ao material e cor e podem não ser compatíveis com algumas aplicações médicas [40].

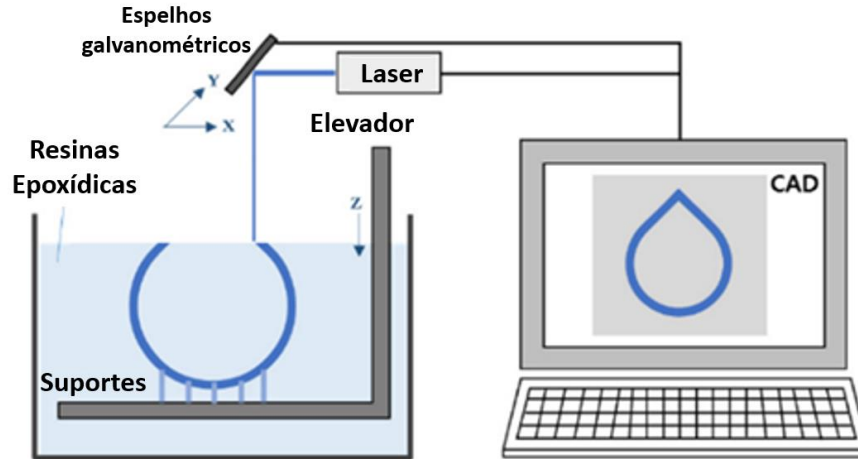


Figura 11 – Representação esquemática do processo de SLA [40].

O processo de DLP foi desenvolvido na época de 80, com base na tecnologia de projeção de imagem, sendo que atualmente é bastante utilizada em várias indústrias, entre elas, a médica [46]. Este método de impressão passa por curar seletivamente resinas fotossensíveis líquidas, camada a camada até ser criado um modelo final em 3D [47]. O processo de DLP baseia-se numa tecnologia ótica de processamento de fontes de luz em materiais fotossensíveis (Figura 12). No que toca à construção do modelo, a luz é articulada por um display de cristal líquido (LCD) ou por um dispositivo digital de microespelhos (DMD), onde os espelhos se movem a fim de controlar e direcionar a luz que é projetada na resina fotossensível [46,48]. Cada um desses espelhos gira independentemente e representa um pixel de um padrão de imagem binário do modelo na resina líquida, que oferece informação específica para a construção de cada camada individualmente que depois solidifica à medida que a plataforma se movimenta para cima e para baixo. A principal vantagem da impressão DLP é a alta precisão que esta oferece, contudo apresenta limitações no que diz respeito a dimensões, não sendo possível imprimir modelos de grandes dimensões. Este método difere do SLA no que toca à fonte de luz. Enquanto o SLA utiliza um espelho para refletir a fonte de laser, o DLP usa o projetor de luz digital que irá influenciar a resolução de camada. O DLP apresenta ainda a vantagem de ter uma produção mais rápida que o SLA, uma vez que cada camada impressa é completamente e imediatamente exposta à luz de cura projetada da tela digital [47].

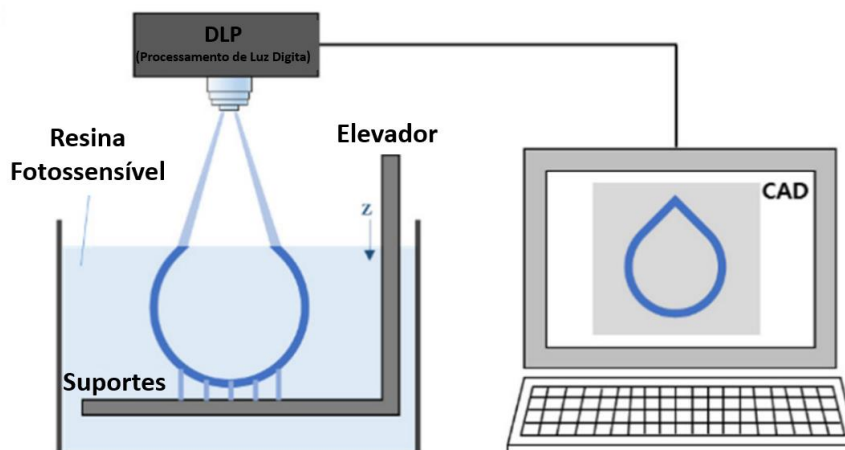


Figura 12 – Representação esquemática do processo de DLP [40].

A eletrofiação é um processo de produção de fibras com espessuras, que podem ir desde micro a nanômetros, a partir de uma solução polimérica utilizando para tal forças electroestáticas. Para que ocorra a produção de fibras eletrofiadas, é necessário que haja uma alta tensão de corrente contínua e um solvente para dissolver o polímero. A solução do polímero encontra-se conectada à fonte de alta tensão e quando esta é descarregada através do bocal por meio de uma força externa, move-se a uma taxa de fluxo constante em direção ao coletor ligado à polaridade oposta. As fibras contínuas são armazenadas e empilhadas num coletor. Tanto as dimensões, como o alinhamento, porosidade e composição química podem ser personalizadas dependendo da sua aplicação final. É possível fabricar fibras de vários tamanhos, ao controlar a tensão aplicada, solvente, concentração de polímero e quantidade de emissão. A vantagem desta tecnologia prende-se com o facto de ser possível utilizar vários polímeros à temperatura ambiente [40, 49].

A bioimpressão 3D é um processo que ocorre em três fases, sendo a primeira o pré-processamento (Figura 13). Nesta etapa, é realizado o planeamento para a produção de tecidos bioimpressos, sendo necessário imagens provenientes de TAC's e Ressonâncias Magnéticas (RM), de modo a analisar a estrutura do tecido alvo bem como programas para traduzir os dados imagiológicos de modo que a bioimpressora consiga fazer a impressão camada a camada. Seguidamente, ocorre a construção e fabricação dos tecidos, na qual é necessário escolher o método de impressão adequado, biotintas e células estaminais. Por fim, o pós-processamento, na maioria das vezes ocorre no interior de um bioreator, contudo estes ainda não conseguem recriar o ambiente *in vivo* para muitos tipos de tecido o que leva a uma perda de viabilidade do tecido durante o período de maturação [40,50].

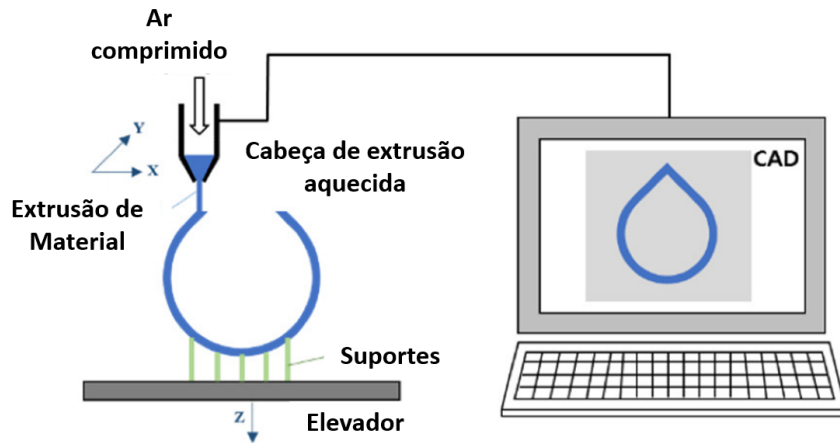


Figura 13 – Representação esquemática do processo de bioimpressão [40].

A Bioextrusão é um processo de bioimpressão baseado na extrusão e apresenta uma grande variedade de materiais que podem ser processados, tais como polímeros termoplásticos e elastômeros. Enquanto o processo FDM utiliza o material na forma de filamento, a bioextrusão pode processar material em várias formas como *pellets*, ou pós. Este processo é o mais adequado para produzir estruturas biocompatíveis e biodegradáveis como scaffolds [40, 51].

Um dos equipamentos que consegue produzir scaffolds duros e macios através de uma ampla gama de biomateriais é a impressora 3D- Bioplotter da EnvisionTEC. Este sistema de extrusão foi projetado para biopolímeros e utiliza agulhas plásticas ou metálicas para fazer a extrusão de material. É indicado para ser utilizado em engenharia de tecidos, uma vez que biomateriais vivos e não vivos podem ser incorporados no processo de fabricação. Esta impressora consegue processar tanto polímeros de baixa temperatura (silicones), como polímeros de alta temperatura (termoplásticos) [52].

3. Métodos e Materiais

De modo a produzir implantes traqueobrônquicos estes devem passar por vários ensaios e testes de modo a verificar se estes conseguem apresentar as mesmas características e propriedades da traqueia. A traqueia é uma estrutura que responde a diversos movimentos como a rotação do pescoço, relaxamento e contração devido à mucosa e tecido cartilaginoso. Por isso, é necessário realizar ensaios mecânicos de modo a verificar se os implantes conseguem reproduzir as propriedades e funções da traqueia [53]. Assim, neste capítulo serão apresentados os materiais utilizados, o método de fabricação dos provetes e os ensaios mecânicos utilizados para a realização do procedimento experimental.

3.1. Materiais

Na produção dos provetes foram utilizados dois tipos de materiais em forma de filamento, o PLA e o ABS médico como materiais de construção provenientes do fornecedor da impressora Prusa e do fornecedor Spectrum Industrial respetivamente.

O PLA é um polímero que apresenta boas taxas de degradação, biocompatibilidade e estabilidade térmica, contudo tem baixa resistência e hidrofobicidade enquanto o ABS é biocompatível, apresenta alta durabilidade, é não tóxico e resistente ao impacto. Na tabela 2 é possível observar, respetivamente, as características e propriedades de ambos os materiais que irão ser utilizados na impressão dos provetes [54,55].

Tabela 2 – Propriedades do material PLA do fornecedor Prusa Polymers by Josef Prusa e do ABS médico do fornecedor Spectrum Filaments [54,55].

Propriedades do Material		
	PLA	ABS médico
Densidade (g/cm³)	1,24	1,06
Índice de Fluidéz (g/10min)	11	18
Tensão de cedência (MPa)	51 ± 3	47
Módulo de elasticidade (MPa)	2300 ± 100	2450
Extensão na fratura (%)	2.9 ± 0,3	2500
Módulo de flexão (MPa)	3100	16
Diâmetro do filamento (mm)	1,75 ± 0,02	1,75

3.2.Métodos

Para a impressão dos provetes utilizou-se a máquina de prototipagem rápida Prusa I3 MK3S (Figura 14) que se encontra disponível no laboratório de Prototipagem Rápida e Engenharia Inversa do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Superior de Tecnologia e Gestão (ESTG) do Instituto Politécnico de Leiria. Inicialmente, o objetivo seria utilizar a 3D-Bioplottter para realizar a produção de provetes, mas devido a uma avaria não foi possível a realização do mesmo.



Figura 14 – Impressora 3D Prusa [56].

A criação dos provetes envolve determinados passos sequenciais: criação dos modelos 3D em CAD, conversão dos mesmos para um formato compatível com a FA (ficheiro STL – StereoLitography) que depois é fatiado pelo software que controla o equipamento de fabricação aditiva para a criação das camadas, construção física do modelo camada a camada no equipamento e por fim os acabamentos.

Assim, inicialmente procedeu-se à criação dos provetes no software CAD SolidWorks, onde dependendo do ensaio mecânico e respetiva norma, a geometria dos mesmos apresentou diversas formas. Estes modelos foram então exportados em ficheiro STL para posteriormente serem importados no software da Prusa. No software da impressora (Figura 15) – Prusa Slicer - para cada impressão de provetes, foi necessário colocar a informação necessária relativamente ao tipo de filamento utilizado, a espessura da camada e o preenchimento do provete.

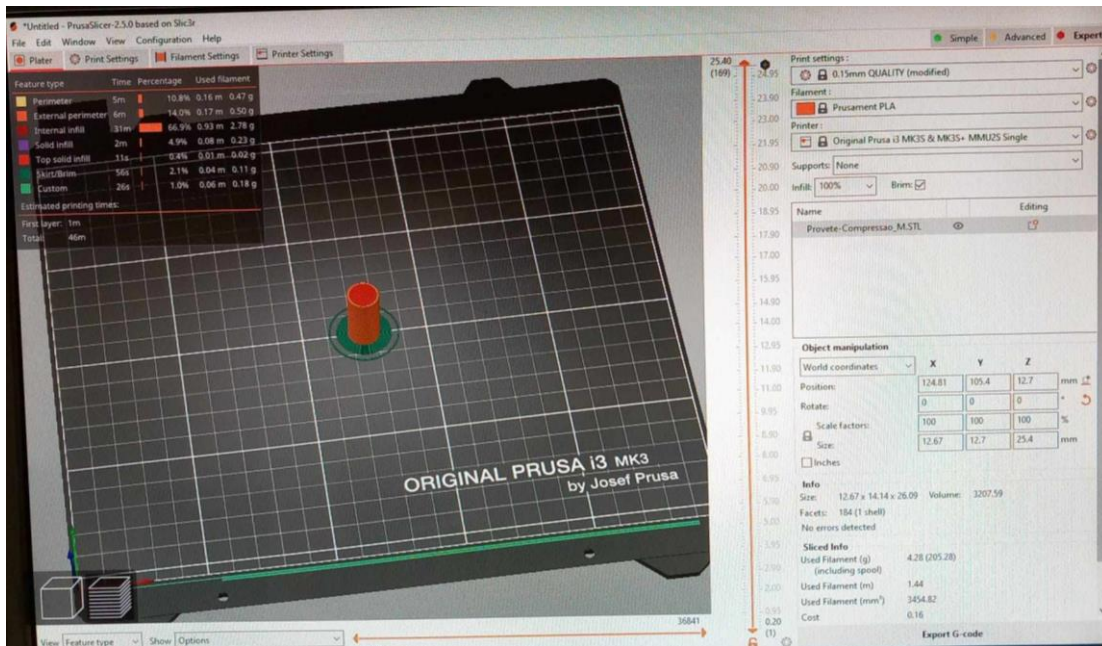


Figura 15 – Imagem do software Prusa Slicer

Foi utilizado um preenchimento a 100% e retilíneo. Este tipo de preenchimento imprime uma camada numa direção e a camada seguinte numa direção diferente, permitindo assim que não se acumule material nas cruces de impressão do filamento. Relativamente à espessura entre camadas optou-se por 0,15mm. Todos os provetes impressos não necessitaram de suportes.

No total foram produzidos cerca de 24 provetes e realizados 3 ensaios mecânicos diferentes no total (ensaio de abrasão, ensaio de compressão e ensaio de dureza Shore):

- 6 Provetes de PLA para o ensaio de abrasão construídos ao alto, segundo o eixo-Z;
- 6 Provetes de PLA para o ensaio de compressão construídos ao alto, segundo o eixo-Z;
- 6 Provetes de ABS médico para o ensaio de abrasão construídos ao alto, segundo o eixo-Z;
- 6 Provetes de ABS médico para o ensaio de compressão construídos ao alto segundo o eixo-Z.

Todos os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Materiais da ESTG.

3.2.1. Ensaio de Compressão

A traqueia é um órgão que apresenta flexibilidade e capacidade de se adaptar a mudanças de posição do pescoço e do tronco, contudo como referido no capítulo da revisão

da literatura, pode existir situações onde ocorra compressão devido a tumores, doenças inflamatórias ou até mesmo compressões externas como é o caso do estrangulamento [7].

O ensaio de compressão consiste na aplicação de uma força uniaxial, de distribuição uniforme, num provete, até ocorrer rotura do material. Neste ensaio um provete é comprimido entre dois pratos planos bem lubrificadas e à medida que este é realizado é possível obter um gráfico tensão-deformação, sendo que a tensão (σ) é dada pela equação 1 e a deformação (ε) pela equação 2, onde F é a carga exercida na amostra (N), A é a área de secção transversal (mm^2), ΔL representa o alongamento da amostra (mm) e L é o comprimento inicial da amostra (mm).

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1)$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (2)$$

Assim, através do gráfico obtido (Figura 16), é possível obter várias propriedades e informações importantes como a tensão de rotura (tensão máxima atingida durante o ensaio de compressão), o módulo de Young ($E =$ módulo de elasticidade) (equação 3) e a tensão de cedência que representa o ponto de transição entre o domínio elástico e o domínio plástico [57].

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (3)$$

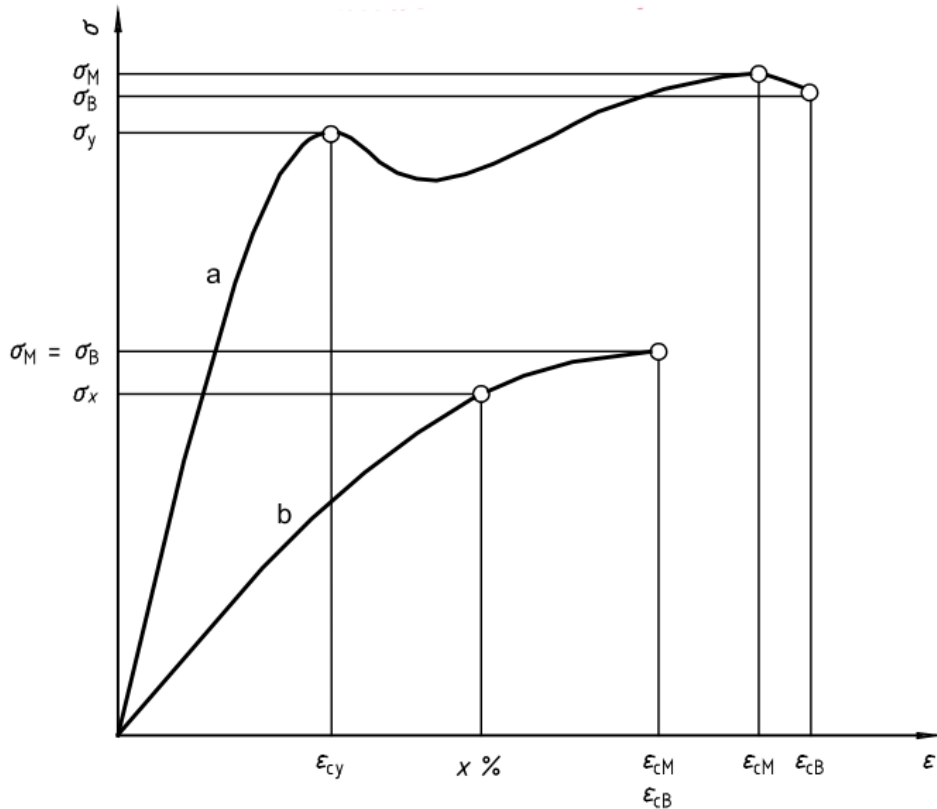


Figura 16 – Representação gráfica da curva obtida no ensaio de compressão [58].

O ensaio de compressão apresenta algumas dificuldades como é o caso de um fenómeno denominado de ‘Efeito Barril’, onde ocorre uma curvatura na superfície lateral do provete (Figura 17). Este ocorre devido ao constrangimento (atrito) do deslizamento lateral do material que faz com que a deformação plástica não seja homogénea [59].

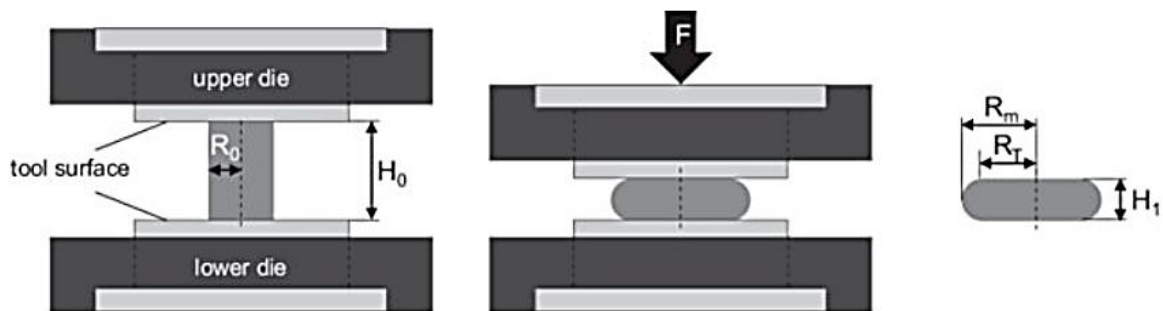


Figura 17 – Efeito barril que ocorre em ensaios de compressão. [60].

Para este ensaio seguiu-se a norma ASTM D695 – Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics, onde o provete deve ser cilíndrico com dimensões

de aproximadamente 25,4 mm de comprimento e 12.7 mm de diâmetro [57]. O equipamento utilizado foi a máquina de ensaios ZWICK Z100 (Figura 18) com uma célula de carga de 100 kN onde se realizou o ensaio a uma velocidade de 5mm/min e fez-se a paragem aos 60% de deformação [57].

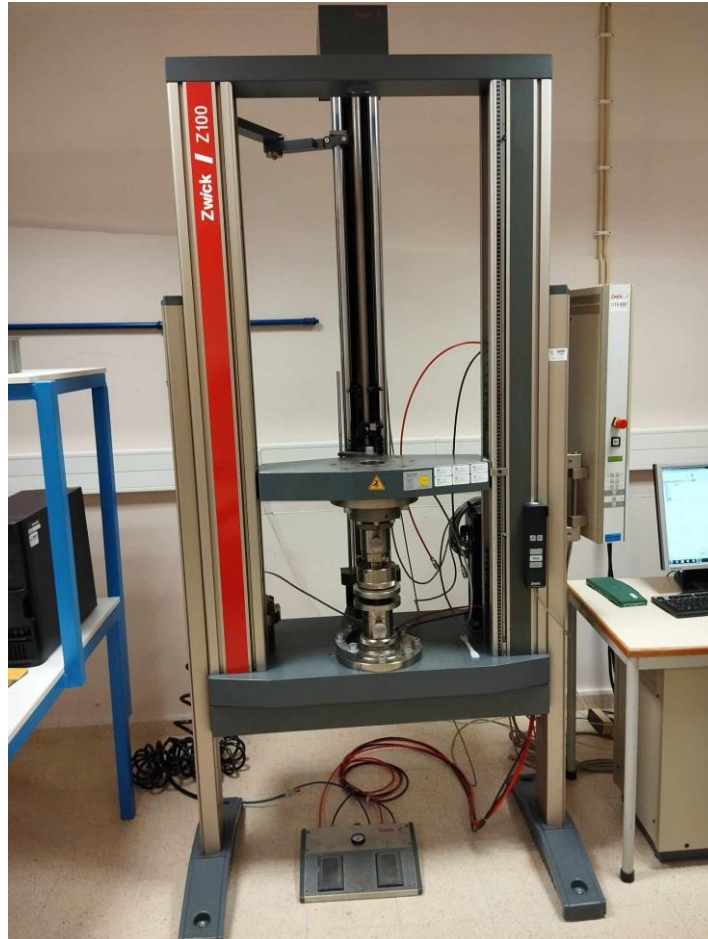


Figura 18 – Equipamento utilizado para o ensaio de compressão.

3.2.2. Ensaio de Dureza Shore

Os implantes traqueobrônquicos devem apresentar uma dureza adequada, uma vez que implantes muito rígidos podem causar danos no tecido circundante, abrasão e inflamação e implantes muito moles podem não conseguir manter o seu formato ou função.

O ensaio de dureza Shore é um ensaio que permite determinar a dureza superficial de elastómeros ou polímeros, contudo não pode ser utilizada para prever a resistência ao desgaste ou outra propriedade mecânica. Este ensaio tem como objetivo avaliar a resistência relativa à indentação uma vez que os materiais utilizados apresentam uma grande resiliência e por isso uma grande capacidade para absorver a energia e de se adaptar à deformação.

Existem várias escalas de dureza, no entanto a escala Shore A e Shore D são as mais utilizadas. Enquanto o ensaio de dureza Shore A mede a dureza de polímeros, borrachas, elastómeros, materiais sintéticos macios, feltro e couro, ou seja, materiais considerados “macios”, o ensaio de dureza Shore D mede a dureza de materiais sintéticos, plásticos rígidos e termoendurecíveis, ou seja, materiais considerados mais “rígidos” [61].

Uma vez que os materiais utilizados são considerados materiais rígidos realizou-se o ensaio de dureza Shore D, onde se seguiu a norma ASTM D2240 – Standard Test Method for Rubber Property Durometer Hardness, para a medição da dureza. Os provetes utilizados foram os mesmos do ensaio de compressão, sendo que o ensaio de dureza foi realizado primeiramente [61].

Neste ensaio utilizou-se um equipamento da BAREISS para fazer a indentação no provete (Figura 19) com uma célula de carga de 5kN. Inicialmente colocou-se o provete alinhado em x e em y, de modo que fique centrado nas duas direções. De seguida aplicou-se uma força constante durante 15 segundos onde se fez a leitura de valores aos 0 segundos e aos 15 segundos. Cada provete analisado foi medido nas duas faces (na base que ficou em contacto com a base de construção – Orientação 1 e na oposta – Orientação 2).



Figura 19 – Equipamento utilizado para o ensaio de dureza Shore D.

3.2.3. Ensaio de Abrasão

A abrasão na traqueia ocorre quando esta sofre irritações ou lesões devido a infecções respiratórias, traumatismos ou intubações traqueais que levam a sintomas como tosse, dor de garganta e dificuldade em respirar. Por isso, importa saber a resistência dos materiais analisados para perceber se estes são os mais indicados para a produção de implantes traqueais [62].

O ensaio de abrasão consiste no desgaste por abrasão de forma a determinar a taxa de desgaste a que um material está sujeito. Neste ensaio, a resistência à abrasão é medida deslocando um provete pela superfície de um material abrasivo, num tambor giratório. Para a realização desta técnica, deve-se seguir a norma ISO 4649 – Rubber, Vulcanized or Thermoplastic – Determination of abrasion resistance using a rotating cylindrical drum device.

Este ensaio apresenta dois métodos, o método A e o método B, na qual o método A apresenta o provete sem estar em rotação enquanto no método B o provete encontra-se em rotação para além do tambor. Estes resultados podem ser apresentados como uma perda de volume relativa [63].

Para a realização deste ensaio recorreu-se ao método A na qual usou-se o equipamento com uma carga de 10kN apresentado na figura 20. Este equipamento apresenta um tambor giratório com um diâmetro de 150 mm, uma velocidade de 40 rotações por minuto e uma folha abrasiva (180 a 220 mg) que se movimenta sobre o material, percorrendo uma distância de 40 000 mm de cada vez (Figura 21). Inicialmente faz-se a pesagem do provete, numa balança de precisão, antes de iniciar o ensaio. Seguidamente coloca-se o provete no porta-amostras que se desloca horizontalmente pela folha abrasiva, enquanto o tambor faz a rotação. Após terminado o ensaio limpa-se o provete e a folha abrasiva de modo a retirar pequenos fragmentos que possam ter ficado, procede-se novamente à pesagem do provete e se assim entender-se repete-se o mesmo procedimento. Neste caso, para cada provete fez-se cinco passagens pela folha abrasiva.



Figura 20 – Equipamento para a realização do ensaio de abrasão.

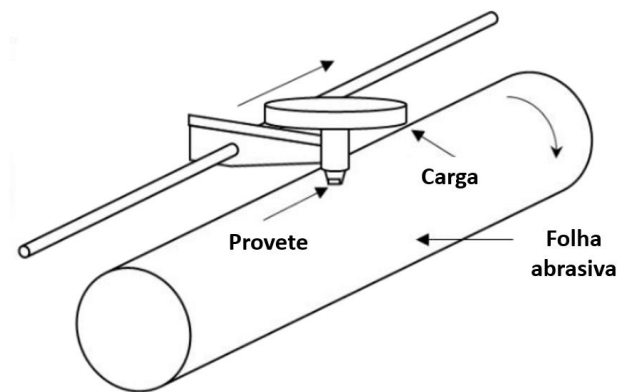


Figura 21 – Esquema da realização do ensaio de abrasão [64].

Para determinar a taxa de desgaste (WR) de cada material recorre-se às equações 4 e 5, onde ΔV é o coeficiente de desgaste, Δm onde corresponde à perda de massa do provete, ρ é a densidade e S a distância percorrida [64].

$$\Delta V = \frac{\Delta m}{\rho} \text{ (mm}^3\text{)} \quad (4)$$

$$WR = \frac{\Delta V}{S} \text{ (mm}^3\text{/m)} \quad (5)$$

No que diz respeito às dimensões dos provetes, estes devem ter um formato cilíndrico, com um diâmetro de aproximadamente 15,8 mm e uma altura inicial de 10 mm [63].

4. Discussão de Resultados

Neste capítulo irão ser apresentados e discutidos todos os resultados obtidos nos ensaios mecânicos realizados. O principal objetivo deste estudo foi investigar as propriedades do PLA e ABS médico de modo a perceber se estes apresentam boas propriedades mecânicas para serem utilizados na produção de implantes traqueobrônquicos. Assim, todos os ensaios foram concebidos tendo em conta as funções e propriedades da traqueia.

4.1.1. Ensaio de Compressão

Nos ensaios de compressão, primeiramente analisaram-se os valores obtidos nas pesagens de cada provete e respetivos comprimentos antes e após a realização do ensaio. Nas tabelas 3 e 4, verifica-se que a massa dos provetes, no início e fim do ensaio, é praticamente igual, não apresentando diferenças significativas, tanto para o PLA como para o ABS médico. Estes resultados vão ao encontro do esperado uma vez que neste tipo de ensaio os provetes são submetidos a cargas que apenas causam deformação, e por isso, não existe ganho nem perda de material.

Tabela 3 – Valores obtidos na pesagem inicial e final dos provetes no ensaio de compressão para o PLA.

	Massa Inicial (g)	Massa Final (g)	Diferença (g)
Provete 1	3,6348	3,6345	0,0003
Provete 2	3,6500	3,6500	0,0000
Provete 3	3,6277	3,6275	0,0002
Provete 4	3,6561	3,6561	0,0000
Provete 5	3,6544	3,6542	0,0002
Provete 6	3,6410	3,6409	0,0001

Tabela 4 – Valores obtidos na pesagem inicial e final dos provetes no ensaio de compressão para o ABS médico.

	Massa Inicial (g)	Massa Final (g)	Diferença (g)
Provete 1	3,0605	3,0604	0,0001
Provete 2	3,1351	3,1350	0,0001
Provete 3	3,1407	3,1407	0,0000
Provete 4	3,0707	3,0706	0,0001
Provete 5	3,1448	3,1449	0,0001

Provete 6	3,0746	3,0744	0,0002
------------------	--------	--------	--------

Relativamente ao comprimento dos provetes, observou-se uma diferença significativa entre o comprimento inicial e o comprimento resultante após a realização do ensaio. Tanto o PLA como o ABS médico sofreram uma redução de comprimento de aproximadamente 54% e 54,7% respetivamente (Tabela 5 e 6).

Tabela 5 – Valores obtidos na medição do comprimento dos provetes no ensaio de compressão para o PLA.

	Comprimento inicial (mm)	Comprimento final (mm)	Diferença (%)
Provete 1	25,4	11,7	54,0
Provete 2	25,4	11,8	53,5
Provete 3	25,4	11,7	54,0
Provete 4	25,4	11,6	54,3
Provete 5	25,4	11,7	54,0
Provete 6	25,4	11,7	54,0
Média	-	-	54,0

Tabela 6 – Valores obtidos na medição do comprimento dos provetes no ensaio de compressão para o ABS médico.

	Comprimento inicial (mm)	Comprimento final (mm)	Diferença (%)
Provete 1	25,4	11,5	54,7
Provete 2	25,4	11,5	54,7
Provete 3	25,4	11,6	54,3
Provete 4	25,4	11,5	54,7
Provete 5	25,4	11,4	55,1
Provete 6	25,4	11,5	54,7
Média	-	-	54,7

A redução de comprimento observada deve-se essencialmente à ocorrência do efeito barril que os provetes, de ambos os materiais, sofreram durante o ensaio de compressão. Tal como a Figura 22 ilustra, inicialmente todos os provetes apresentavam comprimentos idênticos, ao contrário da figura 23 que demonstra a deformação ocorrida.

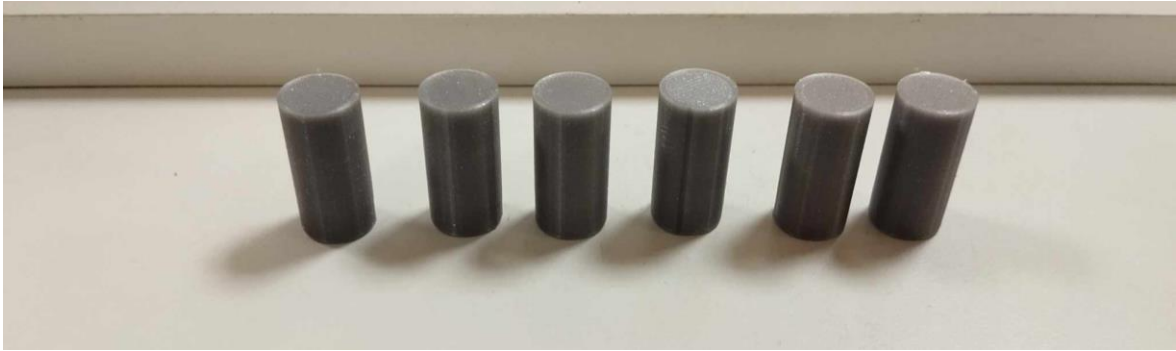


Figura 22 – Provetes de PLA antes do início do ensaio de compressão.



Figura 23 – Provetes de PLA após a realização do ensaio de compressão.

Uma das razões pelo qual pode ter ocorrido este fenómeno deve-se ao facto de os provetes terem sido produzidos pelo processo de impressão 3D. Este pode resultar em estruturas que afetam a resistência e a deformação do material, assim como a orientação das camadas. Dependendo da orientação pode existir camadas mais resistentes à compressão do que outras, o que contribui para este efeito. Também a geometria do provete poderá influenciar o acontecimento do efeito barril. Consoante a relação diâmetro/altura do provete utilizado, este efeito pode ser mais ou menos pronunciado.

Com a realização deste ensaio, obtiveram-se três tipos de gráficos sendo eles as curvas de força-deformação, força-deslocamento e tensão-deformação, para cada um dos provetes analisados de PLA e ABS médico.

Relativamente às curvas força-deformação, este gráfico relaciona a deformação percentual do provete com a respetiva força aplicada pela máquina. No caso do PLA, o gráfico evolui de forma acentuada até atingir aproximadamente os 8500 N, sendo esta a força necessária para o material transitar do regime elástico para o regime plástico. Após o ponto de cedência existe uma ligeira diminuição e posterior estabilização da força necessária para

deformar o material. Aos 40% de deformação, a força necessária para continuar a deformar o provete incrementa seguindo um comportamento exponencial até atingir os 60% de deformação (limite imposto à máquina) para os quais se obteve uma força máxima de aproximadamente 12 500 N (Figura 24) (Anexo I).

Para o ABS médico, a curva também evolui de forma acentuada até atingir aproximadamente os 6200 N, contudo continua a progredir de forma linear até cerca de 40% de deformação com uma força de aproximadamente 9000 N. Seguidamente incrementa de forma exponencial até atingir os 60% de deformação com uma força máxima de aproximadamente 13 200 N (Figura 24) (Anexo II).

Tanto o PLA como o ABS médico apresentam comportamento dúctil pelo que têm a capacidade de se deformar sem que haja rotura.

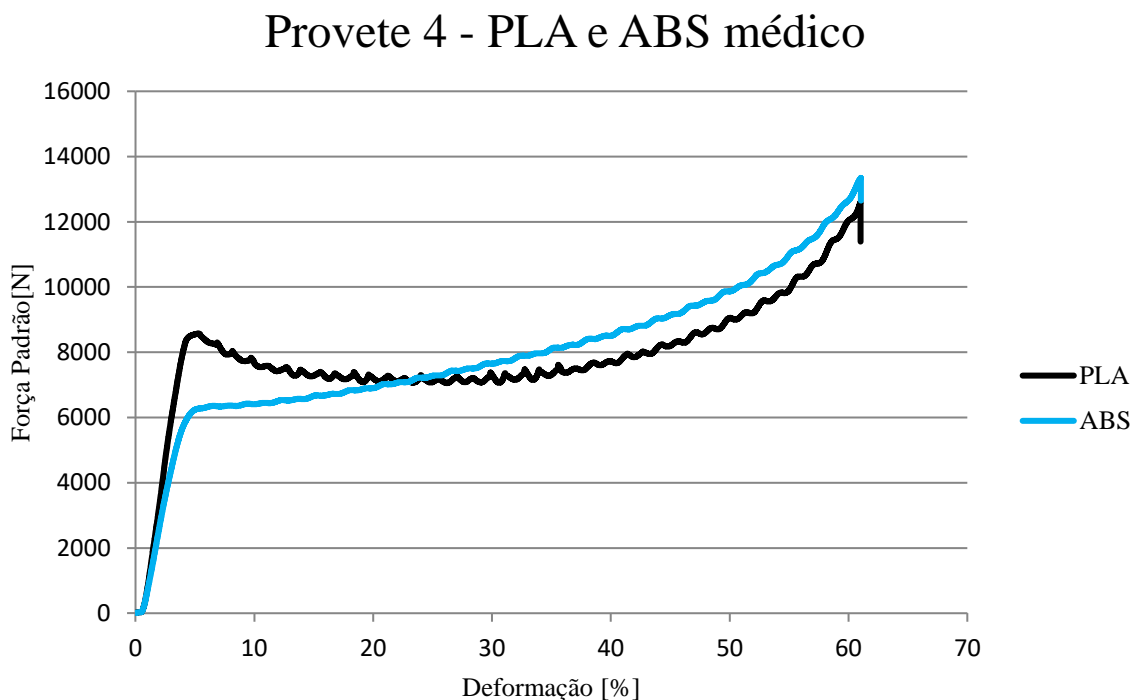


Figura 24 – Curva força-deformação do provete 4 de PLA e ABS médico após o ensaio de compressão.

Quanto às curvas força-deslocamento (Figuras 25) (Anexos 3 e 4), estas são idênticas às curvas anteriores, contudo estas fazem referências aos valores estabilizados do equipamento, sendo que nas curvas anteriores os valores são referentes aos valores obtidos diretamente da máquina. Verificou-se assim que à medida que a carga de compressão é aplicada a força aumenta linearmente com o deslocamento inicial. Os gráficos indicam que o PLA suporta forças até aproximadamente os 8500 N sendo este o limite entre o domínio da deformação elástica e plástica. Até este valor de força, o provete retorna à sua forma original e ao ultrapassar o mesmo irá verificar-se uma deformação permanente. Para o ABS, o valor é aproximadamente de 6200 N. Uma vez que não ocorre rotura, torna-se impossível a observação do ponto de rotura do material e respetiva força aplicada nesse mesmo ponto. Pelos gráficos, observa-se que a curva com maior declive requer forças mais altas e, portanto, menos deformação, enquanto uma curva com menor declive irá obter mais deformação.

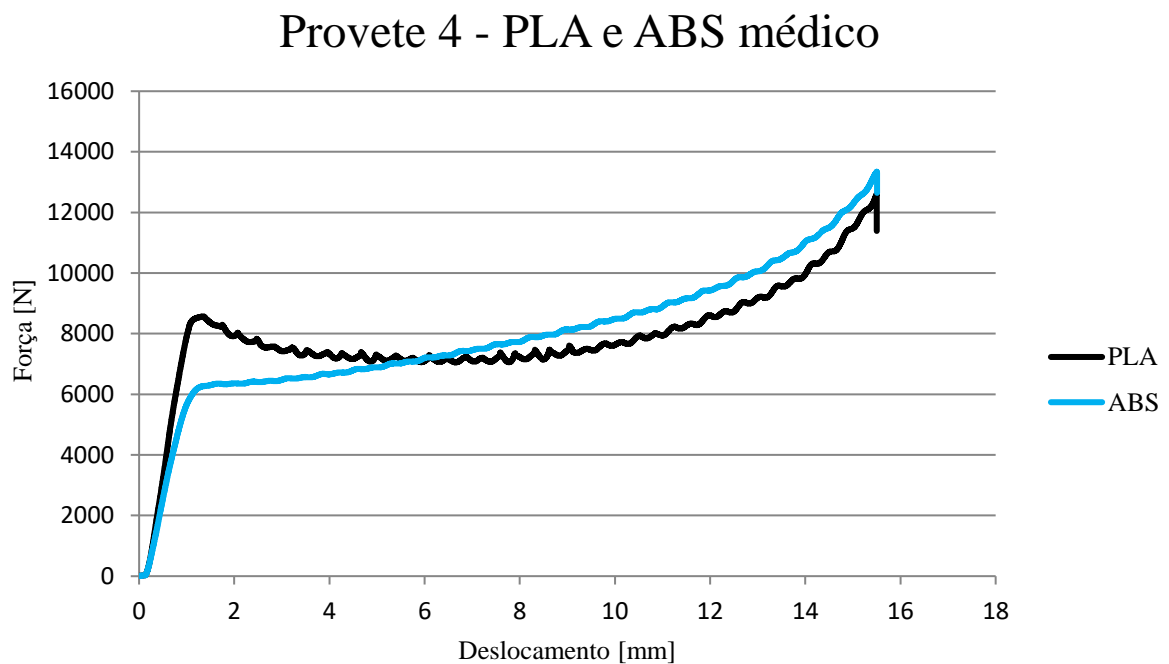


Figura 25 – Curva força-deslocamento do provete 4 de PLA e ABS médico após o ensaio de compressão.

Por fim, nas curvas de tensão-deformação, estas mais uma vez são idênticas para ambos os materiais. A tensão foi obtida através da força pela área do provete e a deformação pelo comprimento do provete. É possível observar pelos gráficos que existe uma relação linear entre a deformação e a tensão nos primeiros 0,01 mm/mm de deformação. Para o PLA a tensão de cedência ocorre entre os 65 MPa e os 70 MPa e para a mesma deformação, o ABS médico apresenta uma tensão entre 50 e os 60 MPa (Figuras 26) (Anexos 5 e 6). Tendo em conta a literatura, um material com uma tensão de cedência mais elevada apresenta mais resistência a deformações, pelo que podem suportar cargas mais elevadas antes de se deformarem plasticamente. Através dos gráficos é possível afirmar que o PLA consegue suportar mais carga que o ABS.

Esta diferença de valores entre o obtido e o teórico deve-se ao facto de os provetes analisados terem sido impressos em FDM e, portanto, o preenchimento dos mesmos pode influenciar a tensão de cedência. Um preenchimento mais fechado resulta numa estrutura mais sólida e, por consequência, a tensão de cedência apresenta um valor elevado.

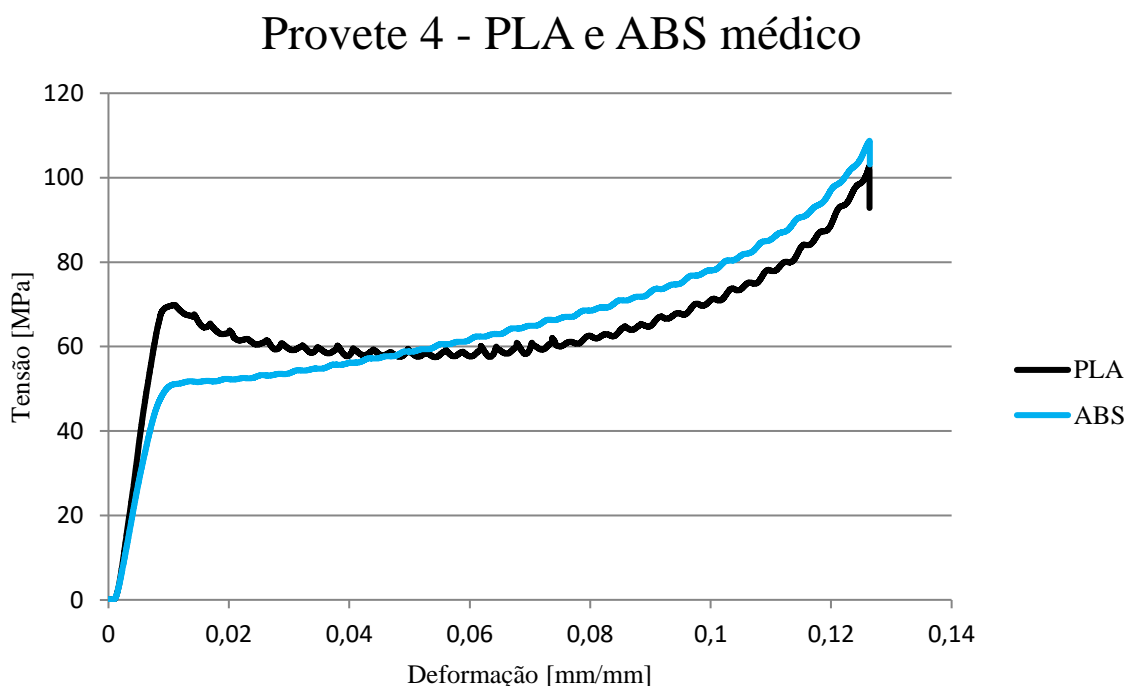


Figura 26 – Curva tensão-deformação do provete 4 de PLA após o ensaio de compressão.

Através das curvas de tensão-deformação foi possível também calcular o módulo de elasticidade para os diferentes materiais. A tabela 7 apresenta os valores obtidos para o módulo de Young onde é possível verificar que em relação ao PLA, estes valores encontram-se bastante próximos do valor teórico fornecido. Contudo para o ABS médico os valores obtidos encontram-se mais afastados daquilo que seria o esperado. Na impressão 3D, a deposição de camadas sucessivas de material pode influenciar o módulo de elasticidade uma vez que uma melhor adesão leva a uma estrutura mais coesa e por isso a propriedades mecânicas mais próximas dos valores esperados. Normalmente o PLA tende a ter uma melhor adesão entre camadas pelo que é esperado que os valores sejam semelhantes ao contrário do ABS médico.

Tabela 7 – Valores obtidos do módulo de elasticidade para os provetes de PLA e ABS médico.

	PLA	ABS Médico
Provete 1	1994,6 MPa	1516,8 MPa
Provete 2	2131,6 MPa	1656,1 MPa
Provete 3	2137,4 MPa	1674,1 MPa
Provete 4	2151,9 MPa	1534,8 MPa
Provete 5	2173,2 MPa	1627,8 MPa
Provete 6	2165,2 MPa	1534,3 MPa
Média	2125,65 MPa	1590,65 MPa

4.1.1. Ensaio de Dureza Shore

Neste ensaio foram analisados valores para as duas orientações referidos anteriormente nos métodos. De acordo com o fornecedor do filamento de PLA, o valor teórico obtido para o ensaio de dureza Shore D é de 81. Segundo os resultados obtidos para este material, verificou-se que para a orientação 1, obtiveram-se uma dureza média de 75,6 e um desvio-padrão de 1,0328 aos 0 segundos de medição e uma dureza média de 74,3 e um desvio padrão de 1,0328 aos 15 segunda medição (Figura 27). Na orientação 2 observou-se que aos 0 segundos de medição obtiveram-se uma dureza média de 75 e um desvio-padrão de 0,8944 e aos 15 segundos de medição obtiveram-se uma dureza média de 73,75 e um desvio padrão de 0,8216 (Figura 28).

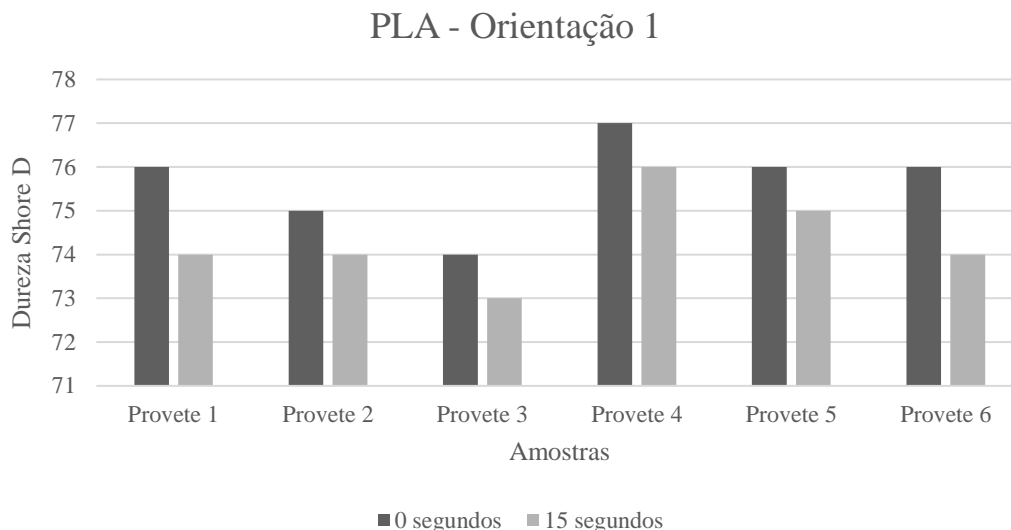


Figura 27 - Valores obtidos no ensaio de dureza Shore D para o PLA – Orientação 1.

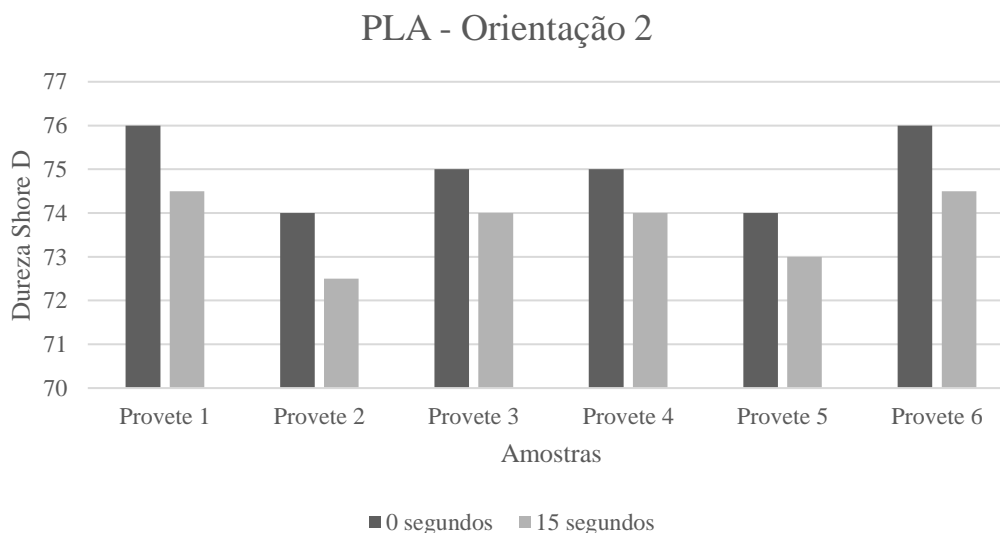


Figura 28 - Valores obtidos para o ensaio de dureza Shore D para o PLA – Orientação 2.

Relativamente ao ABS médico, segundo o fornecedor, este material foi ensaiado por dureza de indentação esférica obtendo um valor de 120 N/mm^2 , não sendo possível comparar com os resultados obtidos no ensaio de dureza Shore D. Contudo, para o ABS genérico o valor teórico típico de dureza Shore D encontra-se entre os 75 a 85. Desta forma, no ensaio de dureza realizado, para a orientação 1, aos 0 segundos de medição obtiveram-se uma dureza média de 74,5 e um desvio-padrão de 1 enquanto aos 15 segundos obtiveram-se 73,41 e um desvio-padrão de 0,80104 (Figura 29). Para a orientação 2, verificaram-se uma dureza-média de 72,25 e um desvio-padrão de 1 aos 0 segundos de medição e aos 15 segundos de medição uma dureza média de 71 e um desvio-padrão de 1,1143 (Figura 30).

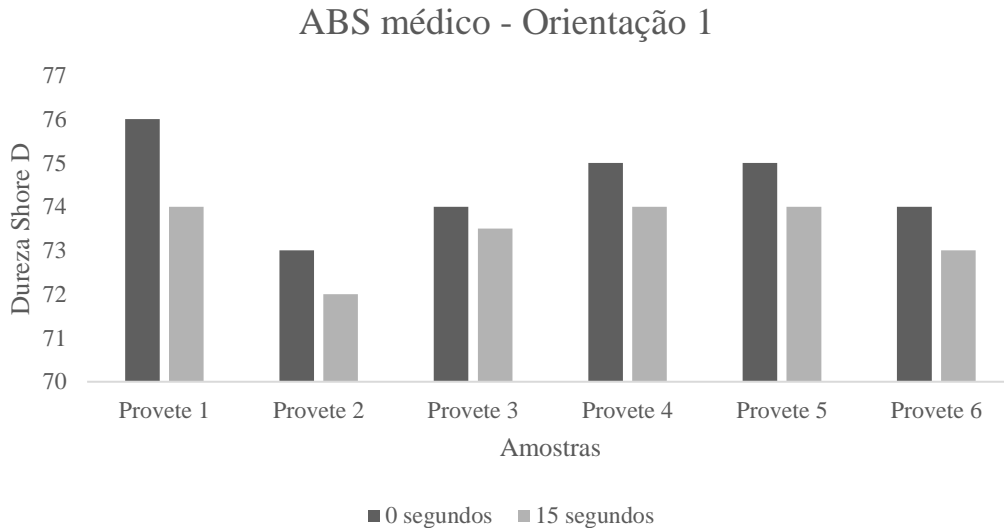


Figura 29 - Valores obtidos para o ensaio de dureza Shore D para o ABS médico – Orientação 1.

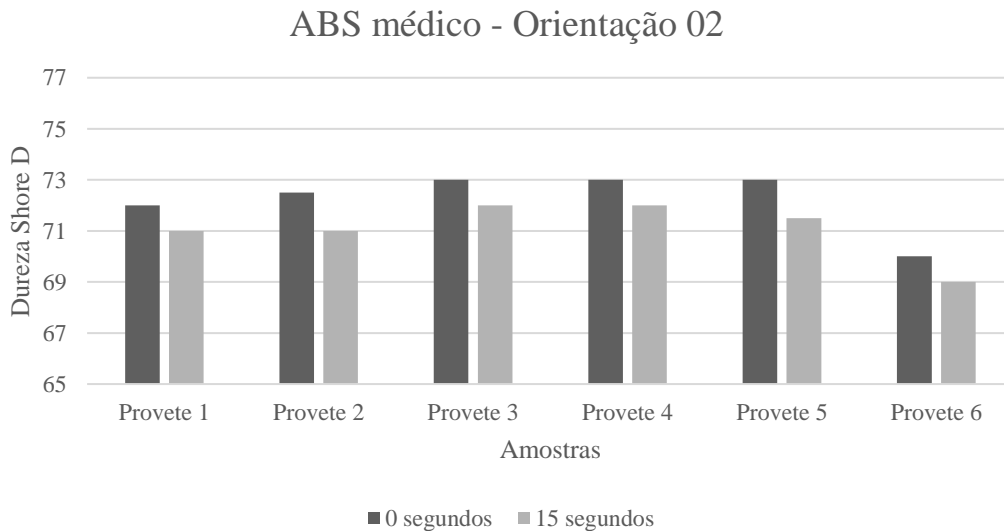


Figura 30 - Valores obtidos para o ensaio de dureza Shore D para o ABS médico – Orientação 2.

Segundo os resultados obtidos, os valores de dureza foram inferiores quando comparados com os valores teóricos. A porosidade dos provetes, apresenta ser uma razão, uma vez que estes foram impressos através da tecnologia FDM. Apesar de apresentarem um preenchimento de 100%, o processo de impressão pode originar porosidade interna devido à formação de bolhas de ar, tornando assim o material menos denso e por consequência mais macio.

A razão para existir uma diferença de valores entre as orientações deve-se ao arrefecimento do material, uma vez que as áreas que arrefecem mais rápido tornam-se mais rígidas. Durante a impressão os provetes estão sujeitos a um arrefecimento irregular, visto

que a primeira camada depositada arrefece primeiro que a última. Assim confirma-se que a orientação 1 (base que esteve em contacto com a base de construção) apresenta a face com maior dureza que a face oposta.

Verificou-se ainda uma diferença de resultados entre provetes, visto que o método de colocação do provete na base para sofrer a indentação é instável, pelo que por vezes o indentedor não se encontra ao centro do provete.

Ao observar-se o comportamento de ambos os materiais durante o ensaio, verifica-se que o PLA apresenta uma dureza ligeiramente superior ao ABS médico, contudo não é uma diferença muito significativa.

4.1.1. Ensaio de Abrasão

No ensaio de abrasão, os provetes foram colocados na máquina de modo que a última camada construída durante o processo de impressão fosse a que estivesse em contacto com a folha abrasiva (Figura 31).



Figura 31 - Provetes de PLA utilizados para a realização do ensaio de abrasão

No que diz respeito ao PLA, a análise indica que todos os provetes sofreram aproximadamente o mesmo desgaste. Após todos os provetes terem feito cinco passagens pelo tambor, obtiveram-se os resultados apresentados na tabela 8. Observa-se que o provete 6 foi o que sofreu maior desgaste (8,20%) e o provete 4 foi o que sofreu menor desgaste (5,10%).

Tabela 8 – Resultados do desgaste obtido nos provetes de PLA.

	Massa Inicial (g)	Massa Final (g)	Desgaste (%)
Provete 1	2,2428	2,1041	6,19
Provete 2	2,2160	2,0858	5,87
Provete 3	2,2457	2,1088	6,10
Provete 4	2,2237	2,1101	5,10
Provete 5	2,300	2,1137	8,10
Provete 6	2,300	2,1113	8,20
Média	-	-	6,59

O provete 6 apresentou o maior desgaste após a primeira passagem na folha abrasiva, ou seja, ao fim dos 40 000 milímetros, sofreu uma perda de 4,13% quando comparado com os outros provetes que sofreram perdas menores. O provete 4 foi o que sofreu menores perdas entre as passagens, pelo que é o que apresenta menor desgaste (Anexo VII).

Relativamente ao ABS, constatou-se que, tal como demonstra a tabela 9 o provete 4 foi o que apresentou maior desgaste (19,90%) enquanto o provete 6 foi o que apresentou menor desgaste (17,91%). Ao analisar-se todos os 6 provetes de ABS, verifica-se que todos apresentaram um desgaste semelhante (Anexo VIII).

Tabela 9 – Resultados do desgaste obtido nos provetes de ABS médico.

	Massa Inicial (g)	Massa Final (g)	Desgaste (%)
Provete 1	1,9191	1,5435	19,57
Provete 2	1,9304	1,5772	18,30
Provete 3	1,9375	1,5882	18,03
Provete 4	1,9055	1,5264	19,90
Provete 5	1,9263	1,5779	18,09
Provete 6	1,9330	1,5869	17,91
Média	-	-	18,63

Segundo as tabelas 9 e 10 e os gráficos representados nas figuras 32 e 33, verifica-se que a média do desgaste nos provetes após cinco passagens no tambor é muito menor no PLA, com um desgaste médio de 0,1374 gramas, do que no ABS médico com 0,3587 gramas.

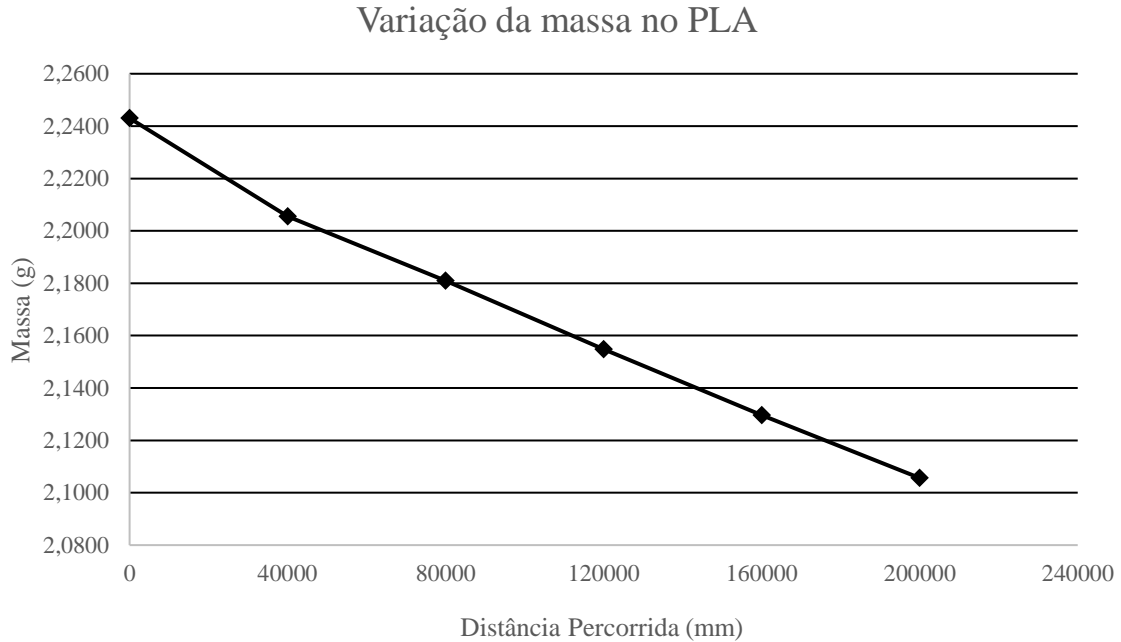


Figura 32 - Valores do desgaste dos provetes obtidos no ensaio de abrasão para o PLA.

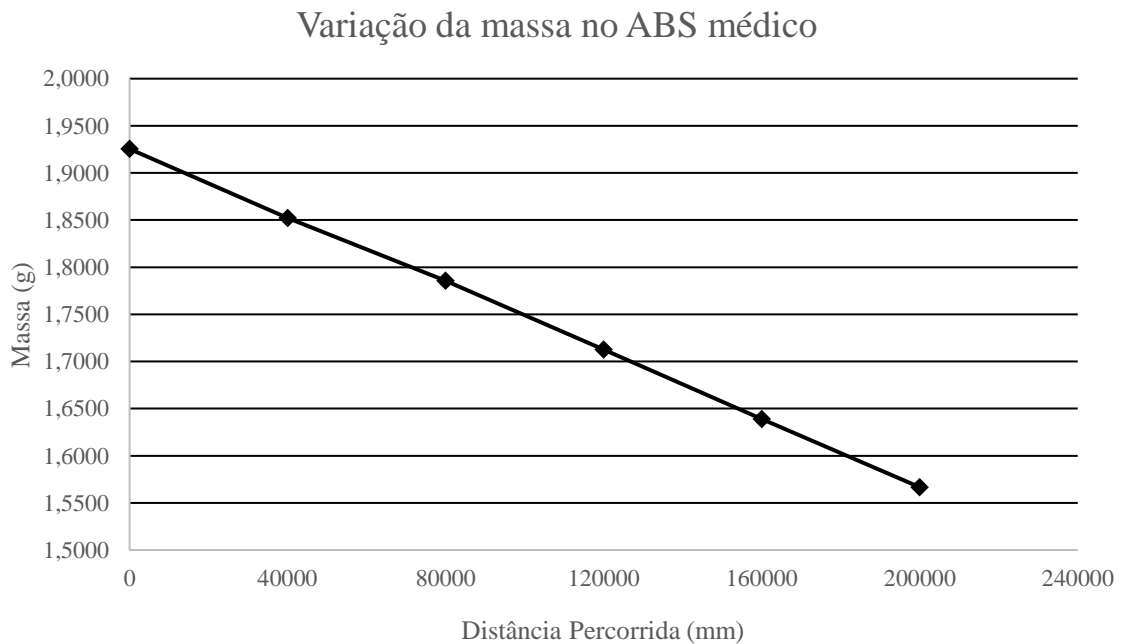


Figura 33 – Valores do desgaste dos provetes obtidos no ensaio de abrasão para o ABS médico.

Relativamente às taxas de desgaste calculadas (Figuras 34 e 35), os resultados demonstram que os provetes de PLA apresentam uma taxa de desgaste mais estável do que o ABS médico. Em relação ao PLA, o provete com maior taxa de desgaste é o provete 6 com cerca de 3,9183 mm³/m, enquanto no ABS médico foi o provete 4 com 9,5018 mm³/m. Relativamente ao provete com menor taxa de desgaste, no PLA foi o provete 4 com 2,439838 e no ABS médico foi o provete 6 com 8,5695 mm³/m.

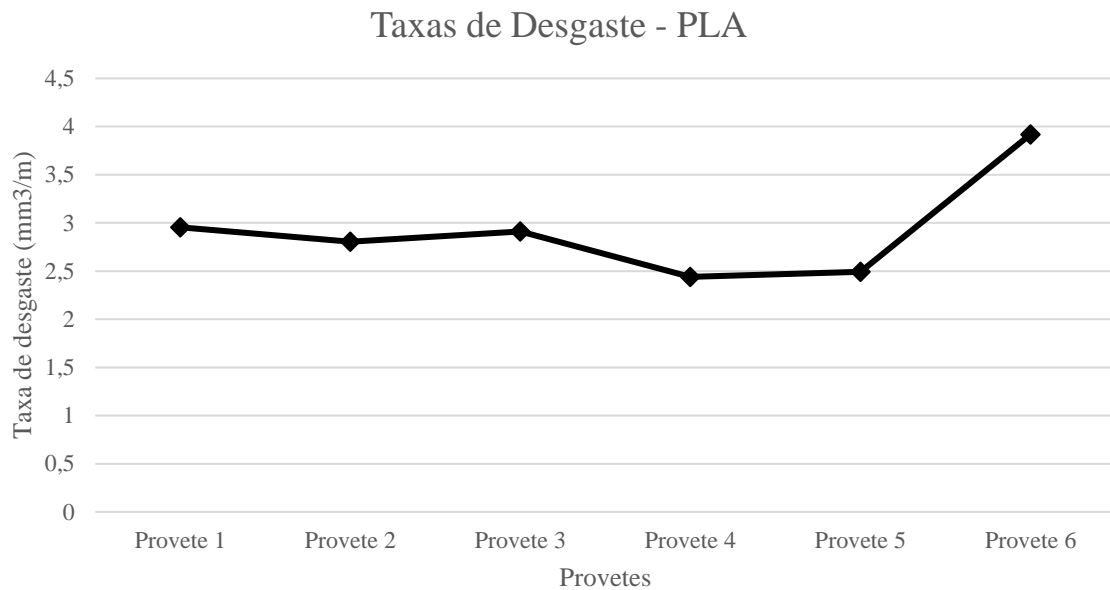


Figura 34 – Taxa de desgaste nos provetes de PLA.

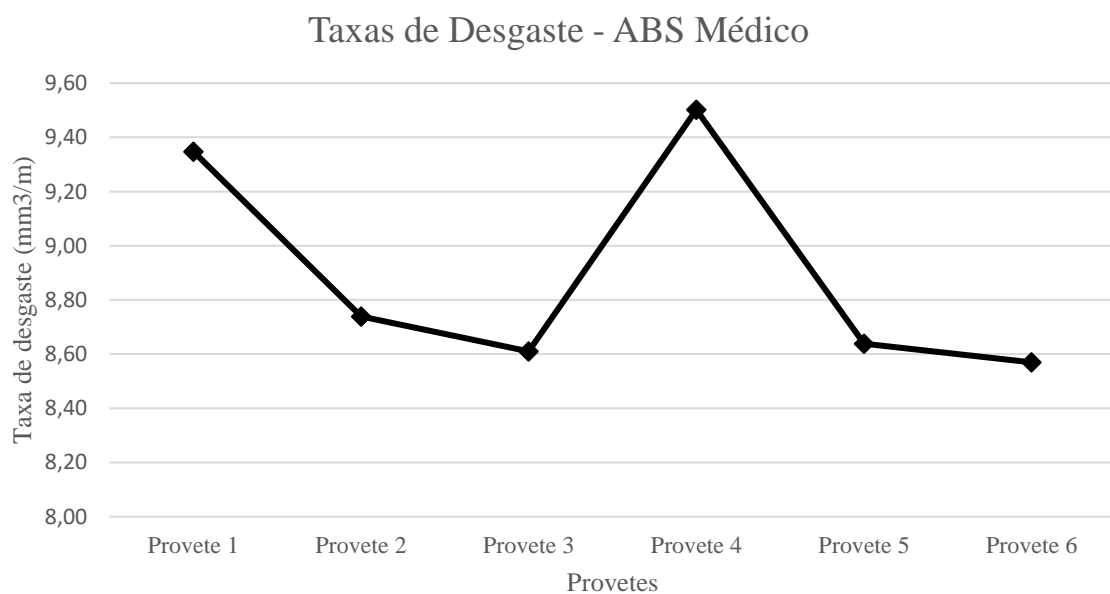


Figura 35 – Taxa de desgaste nos provetes de ABS médico.

5. Conclusões

A indústria 4.0 tem cada vez mais evoluído no sentido de colmatar problemas, principalmente na indústria médica. O desenvolvimento de implantes traqueobrônquicos, através das tecnologias de fabricação aditiva demonstram apresentar vantagens, não só pela personalização dos mesmos, tendo em conta a anatomia e a condição do paciente, mas também pela quantidade de materiais disponíveis, e pela capacidade de produzir de forma rápida e eficiente. Os estudos sobre o processo de FDM têm vindo a crescer devido à sua precisão e capacidade de permitir um maior controlo sobre os parâmetros utilizados.

Ao longo deste trabalho, foram avaliados dois polímeros termoplásticos (PLA e ABS médico) através da impressão de modelos (Impressão 3D) e da realização de vários ensaios mecânicos. O estudo das propriedades físicas e mecânicas é de extrema importância pois o seu conhecimento permite obter uma seleção de parâmetros confirmando se estes são os melhores materiais para a realização e produção de implantes.

Com este estudo foi possível verificar que os parâmetros utilizados durante o processo de impressão irão influenciar as propriedades mecânicas dos materiais e por consequência os implantes poderão ter melhores ou piores propriedades.

Em relação ao ensaio de compressão foi possível verificar que uma vez que o PLA apresenta uma tensão de cedência mais elevada significa que este é mais resistente à deformação plástica. Logo quando comparado com o ABS, um implante de PLA suporta cargas mais altas antes de sofrer deformação e por isso se estiver sujeito a tumores ou outros fenómenos que comprimem a traqueia, este é o material mais indicado.

No que diz respeito ao ensaio de abrasão, verificou-se que o PLA é mais resistente ao desgaste, pelo que seria o mais indicado para a produção de implantes. Quando comparado com o ABS, o PLA consegue resistir de melhor forma a fenómenos como a tosse ou irritações, uma vez que não sofre tanto desgaste.

Relativamente ao ensaio de dureza, uma vez que ambos os materiais apresentam valores idênticos e são considerados de dureza intermédia, podemos afirmar que qualquer um destes materiais seria indicado para a produção de implantes traqueobrônquicos. Contudo, é importante salientar que o ensaio demonstrou que o processo de impressão de fabricação

aditiva pode levar a que o implante seja poroso e rígido pelo que é necessário arranjar soluções de modo que a dureza e o preenchimento do implante seja uniforme.

Assim, é possível demonstrar que ambos os materiais avaliados têm boas características para serem utilizados na produção de implantes traqueobrônquicos. No entanto, neste caso, o PLA apresente ligeiramente melhores resultados e por conseguintes melhores propriedades mecânicas, não deixando de salientar que o ABS também apresenta condições para tal.

5.1.1. Trabalhos Futuros

Para trabalhos futuros, seria interessante a utilização de uma impressora de bioextrusão, tal como a 3D Bioplotter, uma vez que permite utilizar não só termoplásticos, mas também elastómeros e ainda células, pelo que fazia sentido estudar e fazer uma comparação entre os vários materiais. Além disso, dentro dos ensaios mecânicos poder-se-ia ainda avaliar ensaios de relaxação de tensões e de fluência. O comportamento de fluência é bastante importante na previsão de falhas de componentes estruturais, e o ensaio de relaxação de tensões permitia-nos verificar como os materiais se comportam sob uma tensão constante ao longo do tempo.

Referências Bibliográficas

- [1] – M. Salmi, “Additive manufacturing processes in medical applications,” *Materials*, vol. 14, no. 1. MDPI AG, pp. 1–16, Jan. 01, 2021. doi: 10.3390/ma14010191.
- [2] – M. Freitas (2022, 18 novembro). SaFe: Desenvolvimento e fabrico de implantes traqueobrônquicos. Disponível em: https://www.compete2020.gov.pt/noticias/detalhe/Newsletter_SaFe_39713
- [3] – A. Patwa and A. Shah, “Anatomy and physiology of respiratory system relevant to anaesthesia,” *Indian J. Anaesth.*, vol. 59, no. 9, p. 533, Sep. 2015, doi: 10.4103/0019-5049.165849.
- [4] – A. Bell (2023, 13 março). How does the respiratory system work? Disponível em: <https://www.medicalnewstoday.com/articles/respiratory-system>
- [5] – R. P. Downey and N. S. Samra (2023, 05 maio). Anatomy, Thorax, Tracheobronchial Tree. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK556044/>.
- [6] – E.M. Boazak and D.T. Auguste, “Trachea Mechanics for Tissue Engineering Design”, *ACS Biomaterials Science and Engineering*, vol. 4, no. 4. American Chemical Society, pp. 1272-1284, Apr.09, 2018, doi: 10.1021/acsbiomaterials.7b00738.
- [7] – S.M.J. van Beelen, “Computational Fluid Dynamics for Personalized Airway Stents”, M.S. thesis. University of Twente & NKI-AVL. Disponível em: <http://essay.utwente.nl/93080/>
- [8] – F. Safshekan, M. Tafazzoli-Shadpour, M. Abdouss, M. B. Shadmehr, and F. Ghorbani, “Investigation of the mechanical properties of the human tracheal cartilage,” *Tanaffos*, vol. 16, no. 2, pp. 107–114, 2017.
- [9] – A. Ratnovsky, N. Regev, S. Wald, M. Kramer, and S. Naftali, “Mechanical properties of different airway stents,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 37, no. 4, pp. 408–415, Apr. 2015, doi: 10.1016/j.medengphy.2015.02.008.
- [10] – L. Liu, J. Kong, and C. George, “Recent advances in airway stenting,” *Shanghai Chest*, vol. 4, 2020, doi: 10.21037/shc.2019.11.02.

- [11] – E. Folch and C. Keyes, “Airway stents,” *Ann. Cardiothorac. Surg.*, vol. 7, no. 2, pp. 273–283, 2018, doi: 10.21037/acs.2018.03.08.
- [12] – N. Guibert, H. Saka, and H. Dutau, “Airway stenting: Technological advancements and its role in interventional pulmonology,” *Respirology*, vol. 25, no. 9, pp. 953–962, 2020, doi: 10.1111/resp.13801.
- [13] – H. Dutau, F. Maldonado, S. Laroumagne, and P. Astoul, “Silicone stents, the rigid bronchoscope, and the standard of care in central airway stenosis,” *Curr. Respir. Care Rep.*, vol. 1, no. 1, pp. 46–53, 2012, doi: 10.1007/s13665-011-0003-8.
- [14] – Boston Medical Products Inc (2023, 18 julho). DUMON™ BD Bronchial Stent. <https://bosmed.com/interventional-pulmonology/tracheobronxanetm-dumontm-tracheal-and-bronchial-stents/bronchial-stent>
- [15] – Boston Medical Products Inc (2023, 18 julho). DUMON™ ST Hourglass Stent. <https://bosmed.com/interventional-pulmonology/tracheobronxanetm-dumontm-tracheal-and-bronchial-stents/hourglass-stent>
- [16] – Boston Medical Products Inc (2023, 18 julho). DUMON™ Y Bifurcation Stent. <https://bosmed.com/interventional-pulmonology/tracheobronxanetm-dumontm-tracheal-and-bronchial-stents/bifurcation-stent>
- [17] – A. H. Alraiyes, S. K. Avasarala, M. S. Machuzak, and T. R. Gildea, “3D printing for airway disease,” *AME Med. J.*, vol. 4, pp. 2–9, 2019, doi: 10.21037/amj.2019.01.05.
- [18] – Boston Scientific Advancing science for life™ (2023, 18 julho). Ultraflex™ Tracheobronchial StentSystem. bossci.com/en-US/products/stents--pulmonary/Ultraflex_Tracheobronchial_Stent.html
- [19] – H. S. Jung *et al.*, “The mechanical characteristics and performance evaluation of a newly developed silicone airway stent (GINA stent),” *Sci. Rep.*, vol. 11, no. 1, pp. 1–9, 2021, doi: 10.1038/s41598-021-87142-w.
- [20] – S. Tian, H. Huang, Z. Hu, Y. Dong, and C. Bai, “A narrative review of progress in airway stents,” *J. Thorac. Dis.*, vol. 14, no. 5, pp. 1674–1683, 2022, doi: 10.21037/jtd-21-1871.

- [21] – S. C. S. Resende, “Aplicações dos Biomateriais em Ortopedia”, Dissertação de Mestrado, Universidade Fernando Pessoa, Faculdade de Ciências da Saúde, Porto, 2014.
- [22] – T. S. O. Ruivo, “Estudo Mecânico de Componentes Produzidos por SLS”, Projeto de Mestrado, Instituto Politécnico de Leiria, Escola Superior de Tecnologia e Gestão, Leiria 2019.
- [23] – M. E. Grigore, “Methods of recycling, properties and applications of recycled thermoplastic polymers,” *Recycling*, vol. 2, no. 4. MDPI AG, 2017, doi: 10.3390/recycling2040024.
- [24] – S. Saleh Alghamdi, S. John, N. Roy Choudhury, and N. K. Dutta, “polymers Additive Manufacturing of Polymer Materials: Progress, Promise and Challenges,” 2021, doi: 10.3390/polym13.
- [25] – J. P. Greene, “Microstructures of Polymers,” *Automot. Plast. Compos.*, pp. 27–37, Jan. 2021, doi: 10.1016/B978-0-12-818008-2.00009-X.
- [26] – M. S. B. Reddy, D. Ponnamma, R. Choudhary, and K. K. Sadasivuni, “A comparative review of natural and synthetic biopolymer composite scaffolds,” *Polymers*, vol. 13, no. 7. MDPI AG, Apr. 01, 2021, doi: 10.3390/polym13071105.
- [27] – C. K. Arakawa and C. A. DeForest, “Polymer Design and Development,” in *Biology and Engineering of Stem Cell Niches*, Elsevier Inc., 2017, pp. 295–314.
- [28] – R. M. Mohamed and K. Yusoh, “A Review on the Recent Research of Polycaprolactone (PCL),” *Adv. Mater. Res.*, vol. 1134, pp. 249–255, Dec. 2015, doi: 10.4028/www.scientific.net/amr.1134.249.
- [29] – E. H. Baran and H. Yildirim Erbil, “Surface modification of 3d printed pla objects by fused deposition modeling: A review,” *Colloids and Interfaces*, vol. 3, no. 2. MDPI AG, 2019, doi: 10.3390/colloids3020043.
- [30] – S. Farah, D. G. Anderson, and R. Langer, “Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications — A comprehensive review,” *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol. 107. Elsevier B.V., pp. 367–392, Dec. 15, 2016, doi: 10.1016/j.addr.2016.06.012.

- [31] – O. A. Sindeeva *et al.*, “Patterned drug-eluting coatings for tracheal stents based on pla, plga, and pcl for the granulation formation reduction: In vivo studies,” *Pharmaceutics*, vol. 13, no. 9, pp. 1–14, 2021, doi: 10.3390/pharmaceutics13091437.
- [32] – W. Zhao, Z. Huang, L. Liu, W. Wang, J. Leng, and Y. Liu, “Bionic design and performance research of tracheal stent based on shape memory polycaprolactone,” *Compos. Sci. Technol.*, vol. 229, p. 109671, Oct. 2022, doi: 10.1016/J.COMPSCITECH.2022.109671.
- [33] – M. Ziabka, M. Dziadek, and K. Pielichowska, “Surface and structural properties of medical acrylonitrile butadiene styrene modified with silver nanoparticles,” *Polymers (Basel)*, vol. 12, no. 1, p. 12010197, 2020, doi: 10.3390/polym12010197.
- [34] – R. Pugliese, B. Beltrami, S. Regondi, and C. Lunetta, “Polymeric biomaterials for 3D printing in medicine: An overview,” *Ann. 3D Print. Med.*, vol. 2, p. 100011, Jun. 2021, doi: 10.1016/j.stlm.2021.100011.
- [35] – H. (2023, 18 julho). Mastering the Art of Silicone: A Guide to Choosing the Right Grade for Your Needs. <https://www.newtopsilicone.com/mastering-the-art-of-silicone-a-guide-to-choosing-the-right-grade-for-your-needs/#:~:text=In%20the%20healthcare%20industry%2C%20HCR,for%20use%20in%20medical%20applications.>
- [36] –M. McLaren (2023, 18 julho). Is the medical-grade silicone the most versatile material in med tech? <https://www.medicaldevice-network.com/sponsored/is-medical-grade-silicone-the-most-versatile-material-in-med-tech/>
- [37] – Z. Morad Hasely *et al.*, “Design and fabrication of silicone-silica nanocomposites airway stent,” *Front. Mater.*, vol. 10, no. May, pp. 1–9, 2023, doi: 10.3389/fmats.2023.1114981.
- [38] – J. Tuomi *et al.*, “A novel classification and online platform for planning and documentation of medical applications of additive manufacturing,” *Surg. Innov.*, vol. 21, no. 6, pp. 553–559, 2014, doi: 10.1177/1553350614524838.
- [39] – M. Salmi, “Additive manufacturing processes in medical applications,” *Materials*, vol. 14, no. 1. MDPI AG, pp. 1–16, Jan. 01, 2021. doi: 10.3390/ma14010191.

- [40] – H. Y. Lee and J. W. Lee, “Current Status and Future Outlook of Additive Manufacturing Technologies for the Reconstruction of the Trachea,” *J. Funct. Biomater.*, vol. 14, no. 4, 2023, doi: 10.3390/jfb14040196.
- [41] – K. Tappa and U. Jammalamadaka, “Novel biomaterials used in medical 3D printing techniques,” *Journal of Functional Biomaterials*, vol. 9, no. 1. MDPI AG, Feb. 07, 2018, doi: 10.3390/jfb9010017.
- [42] – Q. Peng, Z. Tang, O. Liu, and Z. Peng, “Rapid prototyping-assisted maxillofacial reconstruction,” *Ann. Med.*, vol. 47, no. 3, pp. 186–208, 2015, doi: 10.3109/07853890.2015.1007520.
- [43] – E. Wojciechowski *et al.*, “Feasibility of designing, manufacturing and delivering 3D printed ankle-foot orthoses: A systematic review,” *Journal of Foot and Ankle Research*, vol. 12, no. 1. BioMed Central Ltd., Feb. 07, 2019, doi: 10.1186/s13047-019-0321-6.
- [44] – S. A. Skoog, P. L. Goering, and R. J. Narayan, “Stereolithography in tissue engineering,” *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, vol. 25, no. 3, pp. 845–856, 2014, doi: 10.1007/s10856-013-5107-y.
- [45] – S. Nayar, S. Bhuminathan, and W. Bhat, “Rapid prototyping and stereolithography in dentistry,” *J. Pharm. Bioallied Sci.*, vol. 7, no. April, pp. S216–S219, 2015, doi: 10.4103/0975-7406.155913.
- [46] – J. Zhang, Q. Hu, and S. Wang, “Digital light processing based 3D printing for medical applications,” *Int J Bioprint*, vol. 6, no. 1, pp. 1–16, 2020, doi: 10.18063/ijb.v6i1.1-16.
- [47] – J. Lai, C. Wang, and M. Wang, “3D printing in biomedical engineering: Processes, materials, and applications,” *Applied Physics Reviews*, vol. 8, no. 2. American Institute of Physics Inc., Jun. 01, 2021, doi: 10.1063/5.0024177.
- [48] – D. Xue, J. Zhang, Y. Wang, and D. Mei, “Digital Light Processing-Based 3D Printing of Cell-Seeding Hydrogel Scaffolds with Regionally Varied Stiffness,” *ACS Biomater. Sci. Eng.*, vol. 5, no. 9, pp. 4825–4833, Sep. 2019, doi: 10.1021/acsbomaterials.9b00696.
- [49] – J. A. Smith and E. Mele, “Electrospinning and Additive Manufacturing: Adding Three-Dimensionality to Electrospun Scaffolds for Tissue Engineering,” *Front. Bioeng. Biotechnol.*, vol. 9, no. November, pp. 1–7, 2021, doi: 10.3389/fbioe.2021.674738.

- [50] – E. S. Bishop *et al.*, “3-D bioprinting technologies in tissue engineering and regenerative medicine: Current and future trends,” *Genes Dis.*, vol. 4, no. 4, pp. 185–195, 2017, doi: 10.1016/j.gendis.2017.10.002.
- [51] – A. R. Calore, R. Sinha, J. Harings, K. V. Bernaerts, C. Mota, and L. Moroni, “Additive Manufacturing Using Melt Extruded Thermoplastics for Tissue Engineering,” *Methods Mol. Biol.*, vol. 2147, pp. 75–99, 2021, doi: 10.1007/978-1-0716-0611-7_7.
- [52] – 3DSMAN (2023, 08 maio). EnvisionTEC:3D-Biplotter. Acedido a 08 maio de 2023. <https://3dsman.com/envisiontec-3d-biplotter/>
- [53] – ScienceDirect (2023, 25 julho). Trachealis Muscle – an overview. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/topics/veterinary-science-and-veterinary-medicine/trachealis-muscle#:~:text=A%20band%20of%20smooth%20muscle,the%20trachea%20becomes%20more%20rigid.>
- [54] – PRUSA POLYMERS by JOSEF PRUSA (2023, 05 agosto). “Technical datasheet Prusament PLA”. Disponível em: <https://www.prusa3d.com/product/prusament-pla-galaxy-silver-1kg/>
- [55] – Spectrum Filaments (2023, 05 agosto). “Technical Datasheet ABS Medical”. Disponível em: <https://spectrumfilaments.com/en/filament/abs-medical/>
- [56] – PRUSA POLYMERS by JOSEF PRUSA (2023, 8 maio). Original Prusa i3 MK3S+. Disponível em: <https://www.prusa3d.com/product/original-prusa-i3-mk3s-3d-printer-kit/>
- [57] – Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics, ASTM D695, 2015.
- [58] – Plastics – Determination of compressive properties, ISO 604, 2002.
- [59] – A. J. V. L. Gregório, “Ensaio de Impacto e Elevadas Velocidades de Deformação”, Dissertação de Mestrado, Instituto Superior Técnico de Lisboa, Lisboa, 2017.
- [60] – S. F. Jahn et al. (Jan. 2015) Acesso: 10 agosto 2023. [Imagem online]. Disponível em: https://www.researchgate.net/publication/281370162_Tribological_impact_of_the_finishing_technology_onto_meso-

_and_microforming_processes/figures?lo=1&fbclid=IwAR1LPrzwwWcUnD5SC9nXoPwTds8pvCZY1QLtThAMy4oj9fHpSR5hFRQfm9U

[61] – Standard Test Method for Rubber Property – Durometer Hardness, ASTM D2240, 2015.

[62] – L. M. Santiago-Rosado et al. (2023, 10 agosto), Tracheal Trauma. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK500015/>

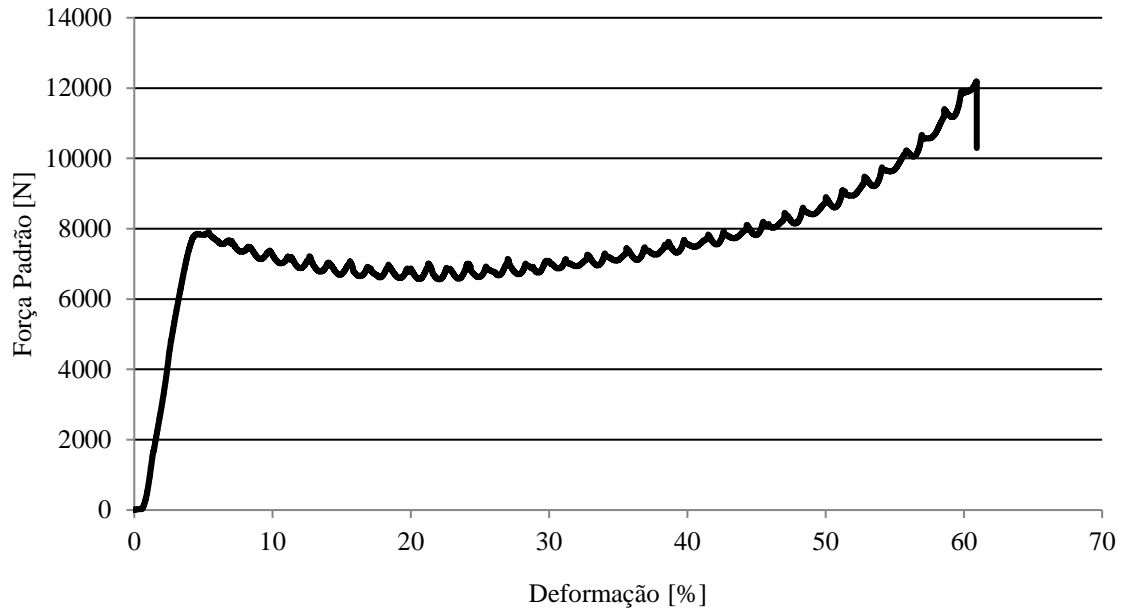
[63] – Rubber, vulcanize dor thermoplastics – Determination of abrasion resistance using a rotating cylindrical drum device, ISO 4649, 2010.

[64] – F. Hakami, “Tribology Study on Elastomers”, Phd thesis, Curtin University, 2018.

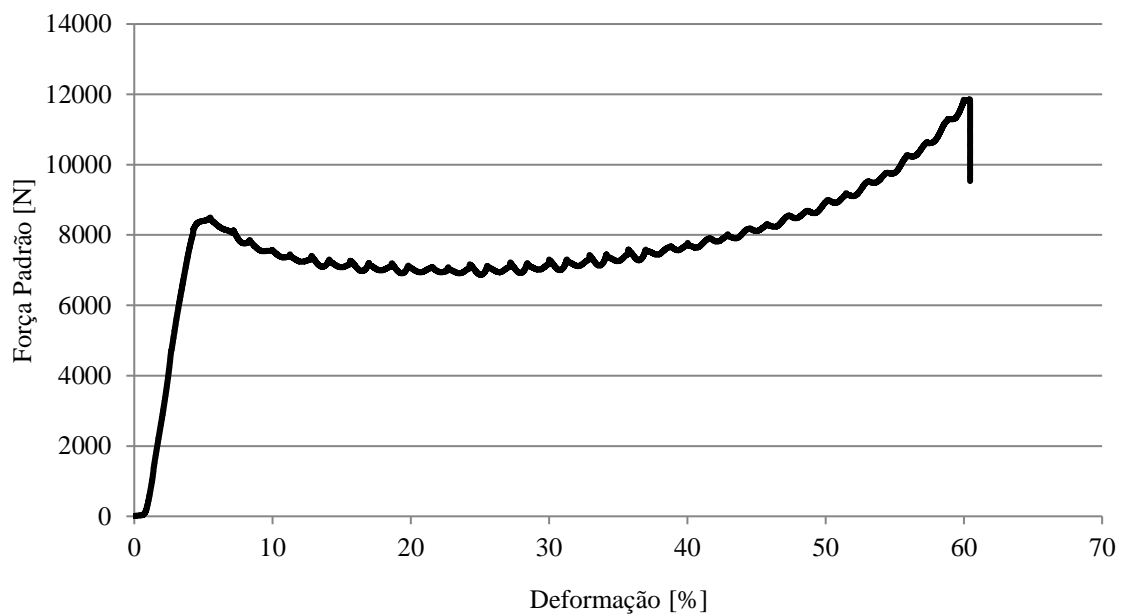
Anexos

ANEXO I – Curvas força-deformação de PLA obtidas após o ensaio de compressão.

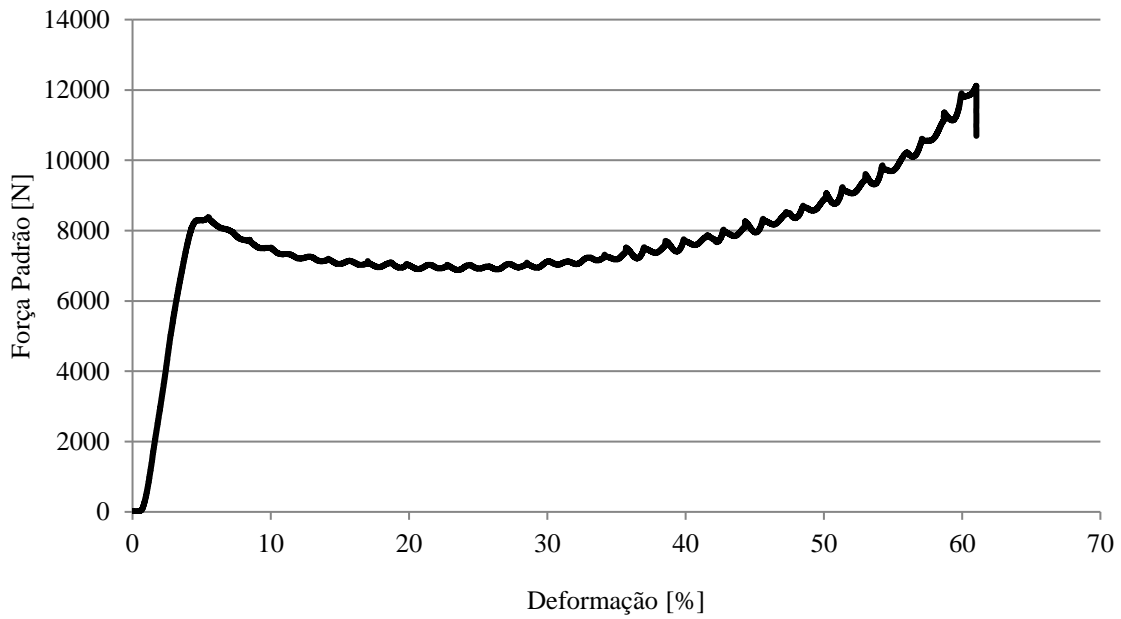
Provete 1 - PLA



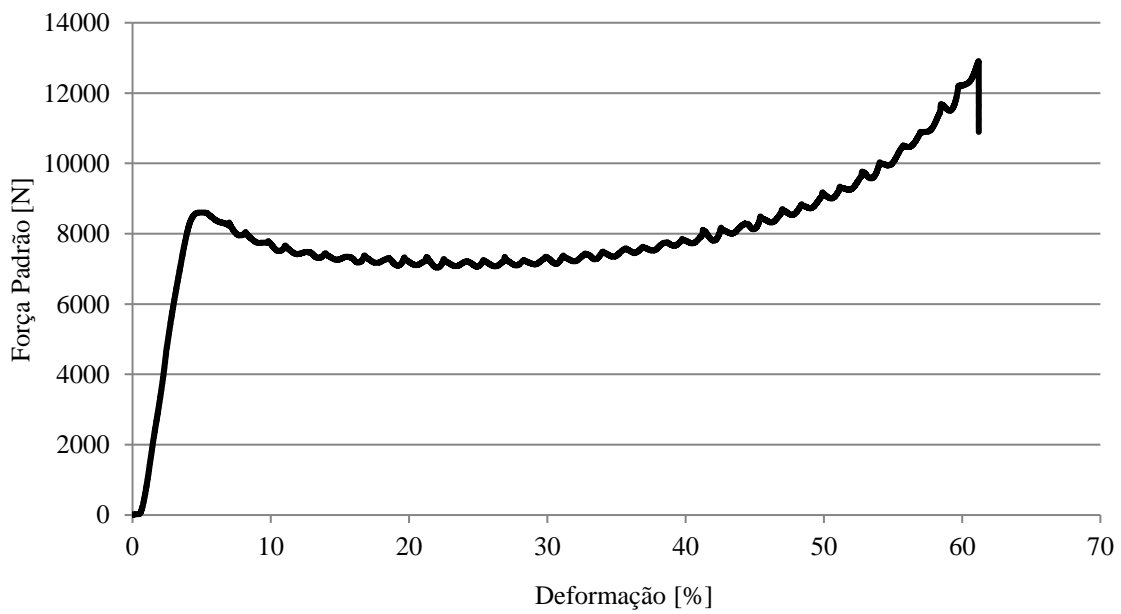
Provete 2 - PLA



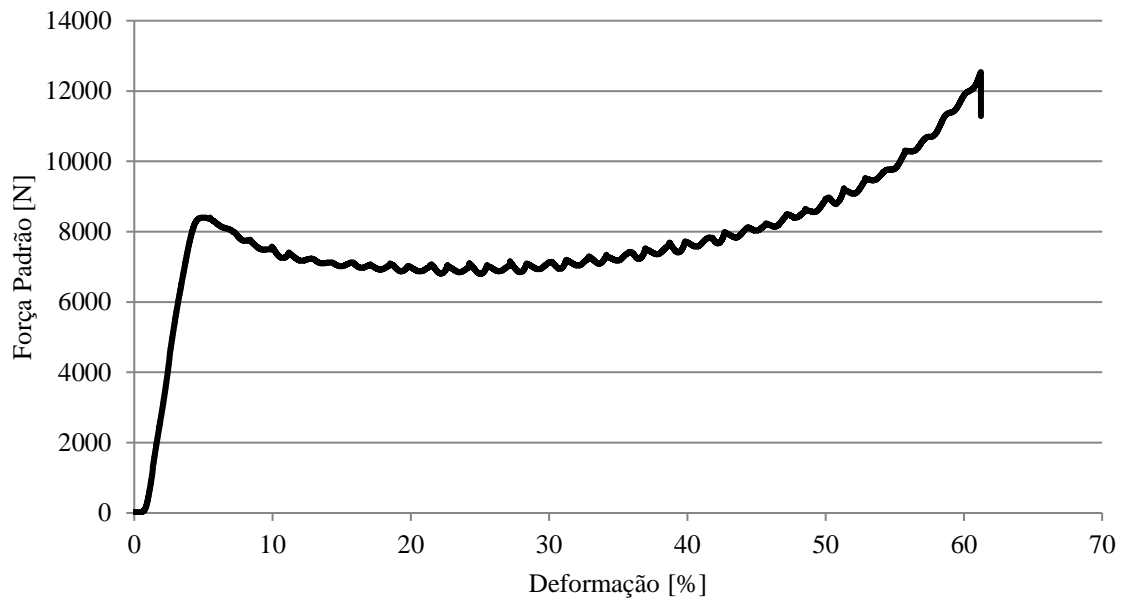
Provete 3 - PLA



Provete 5 - PLA

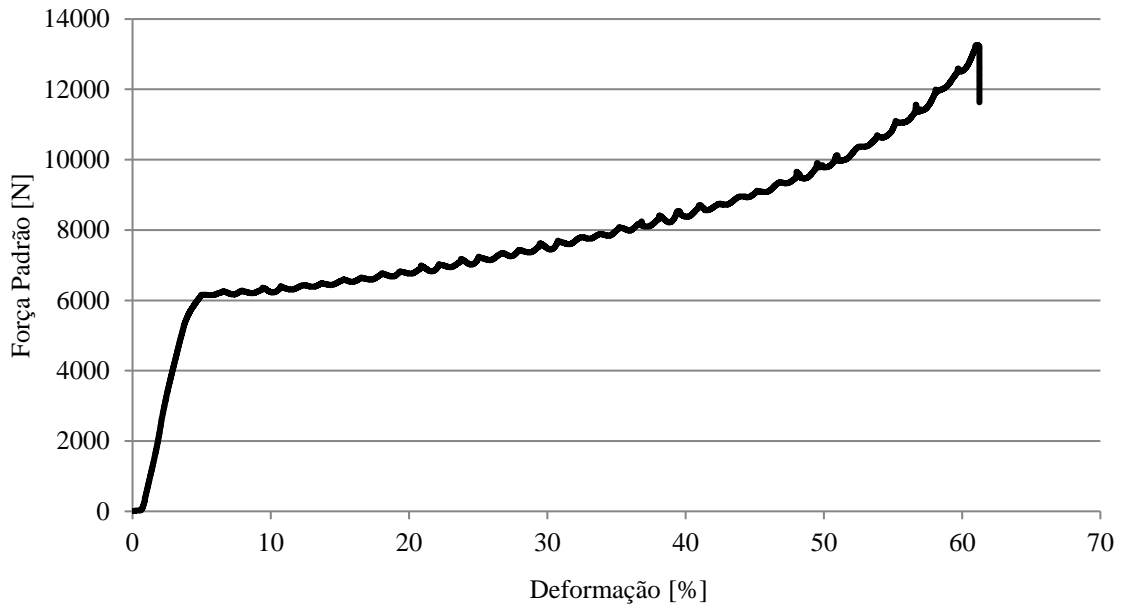


Provete 6 - PLA

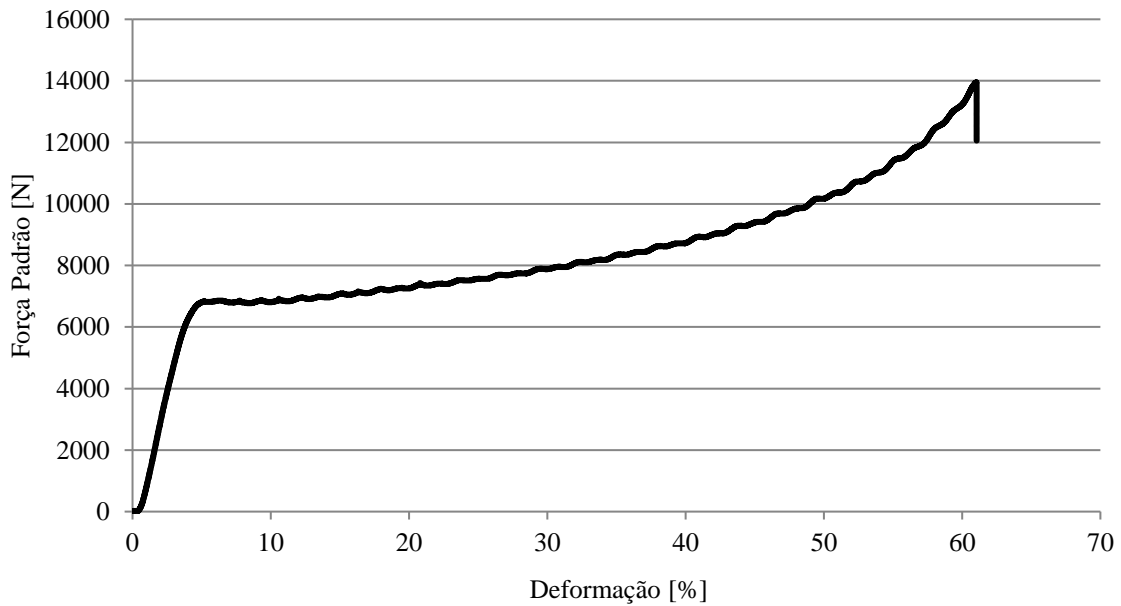


ANEXO II – Curvas força-deformação de ABS médico obtidas após o ensaio de compressão.

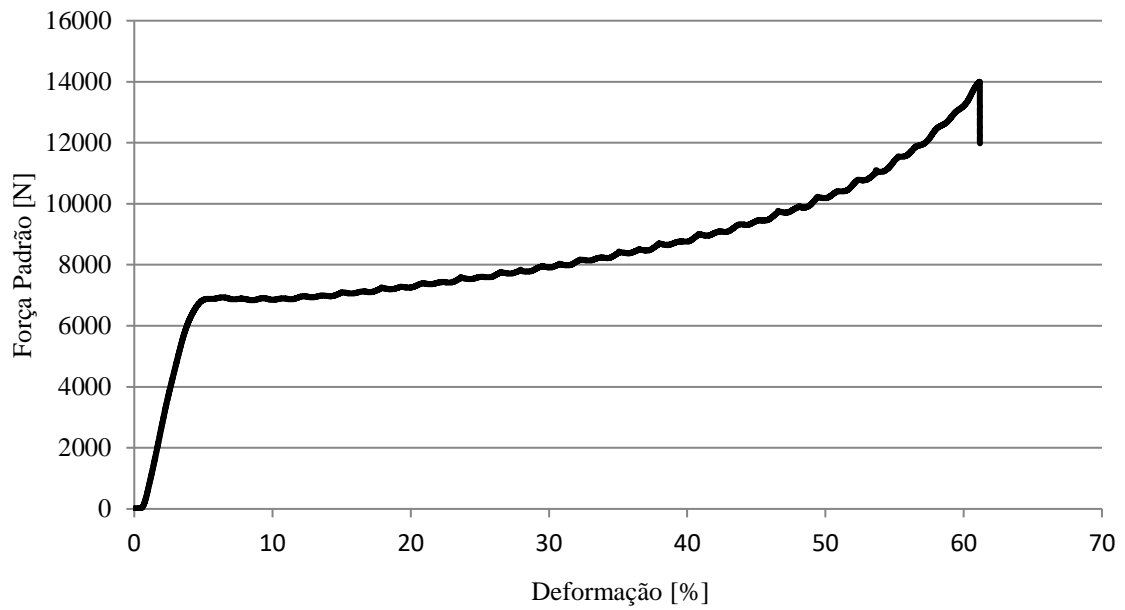
Provete 1 - ABS médico



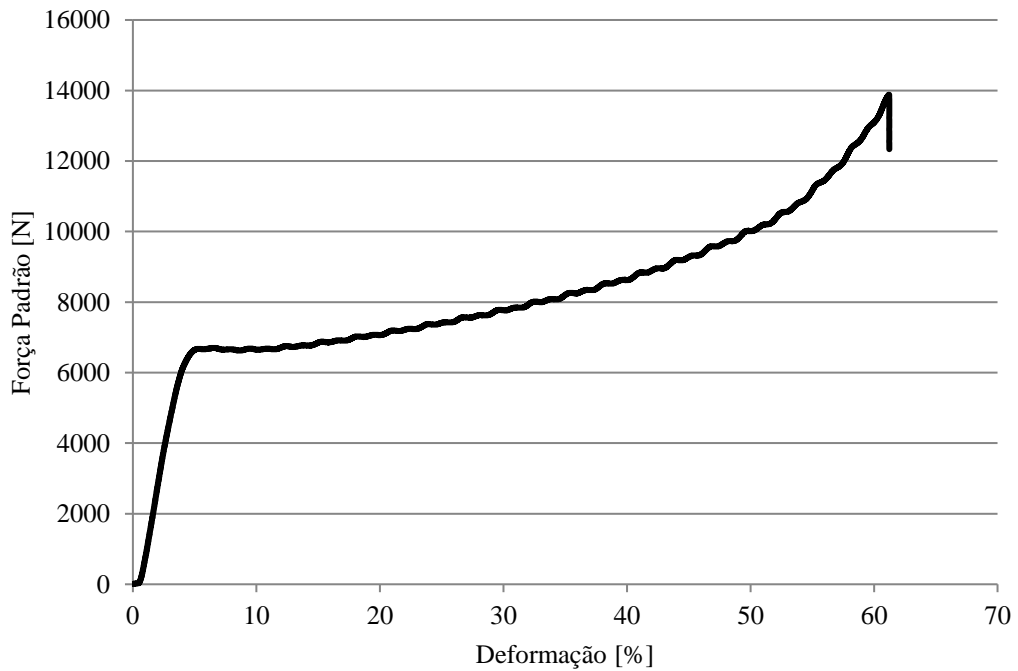
Provete 2 - ABS médico



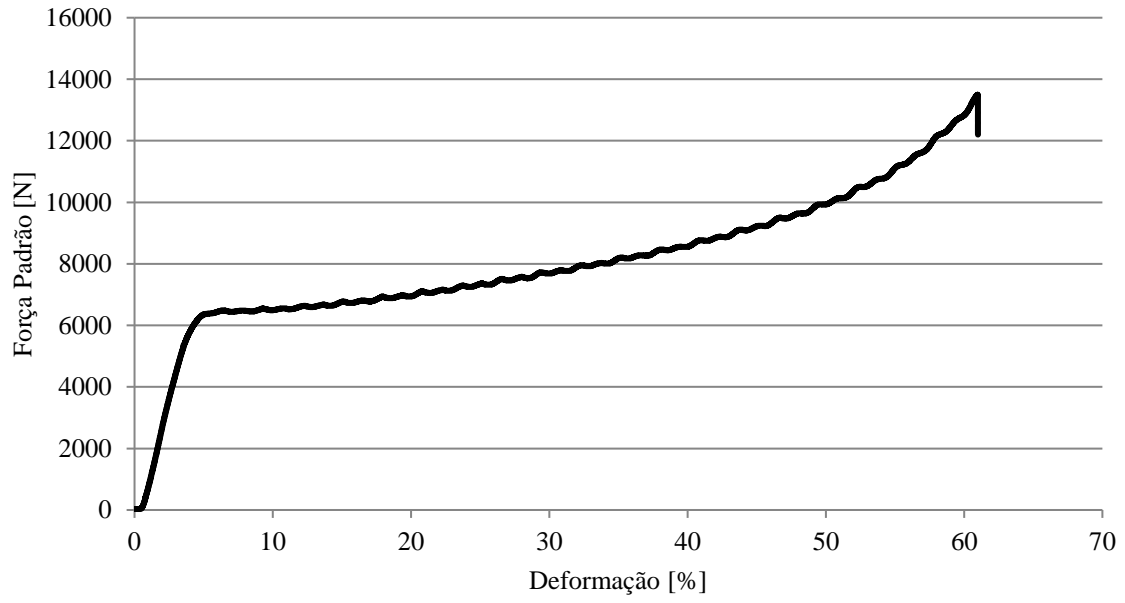
Provete 3 - ABS médico



Provete 5 - ABS médico

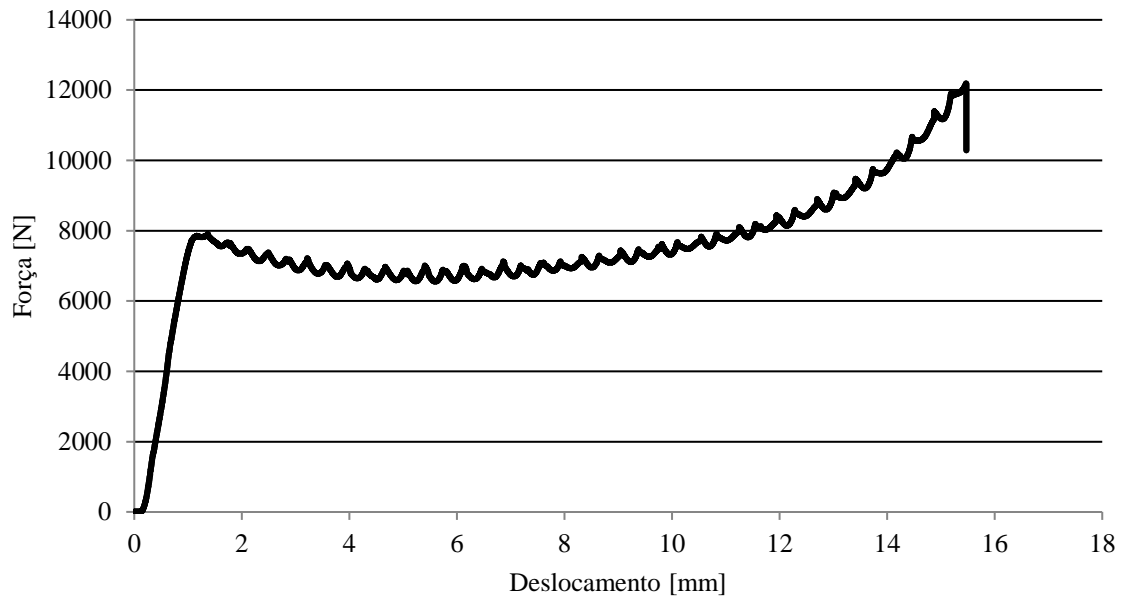


Provet 6 - ABS médico

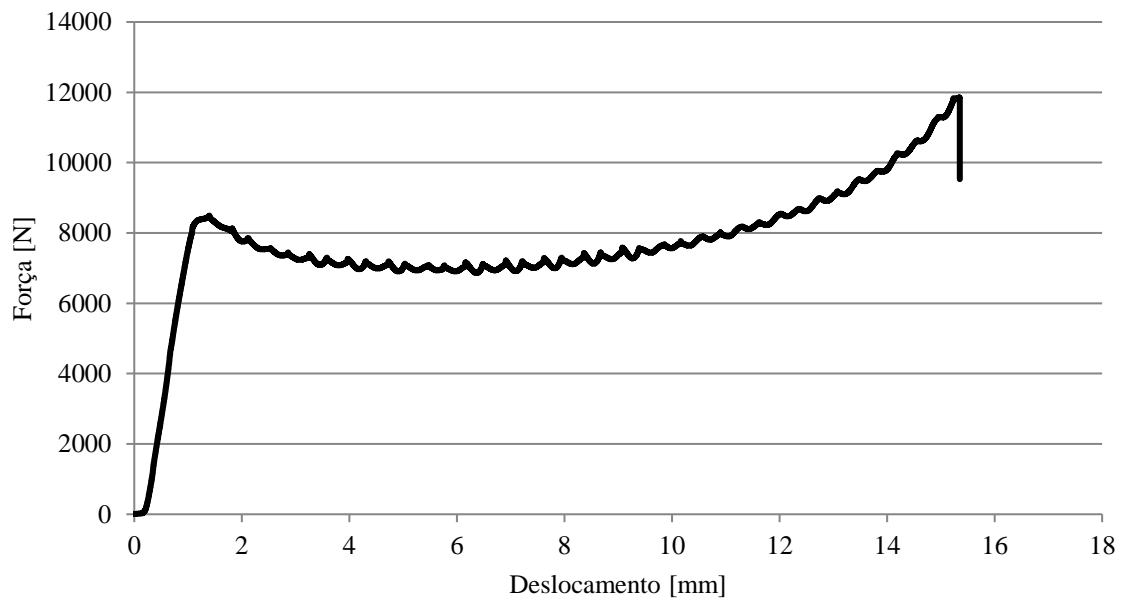


ANEXO III – Curvas força-deslocamento de PLA obtidas após o ensaio de compressão.

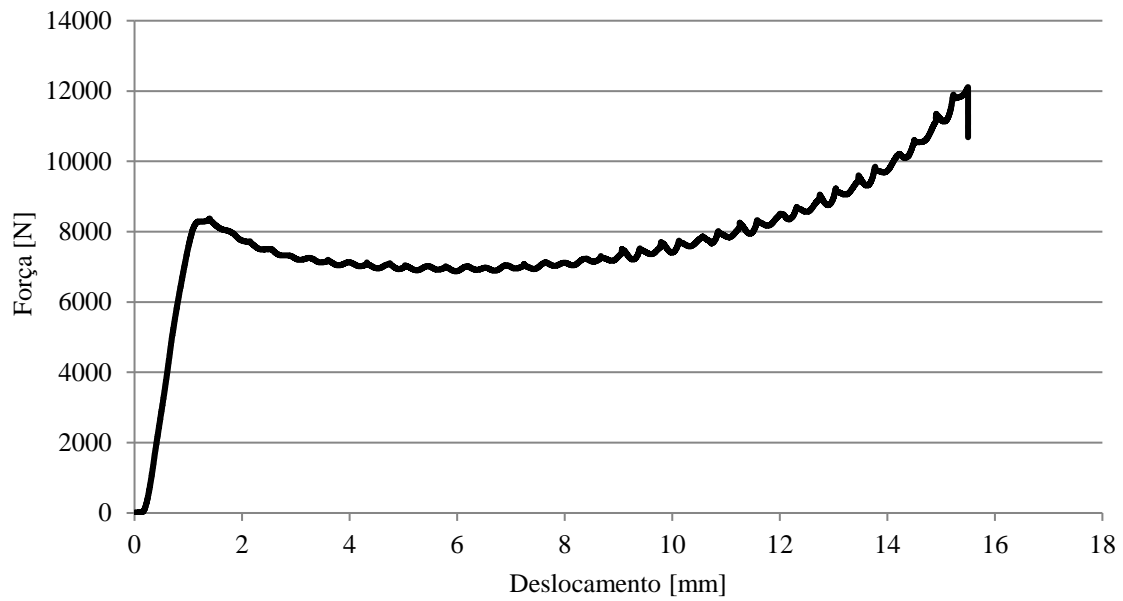
Provete 1 - PLA



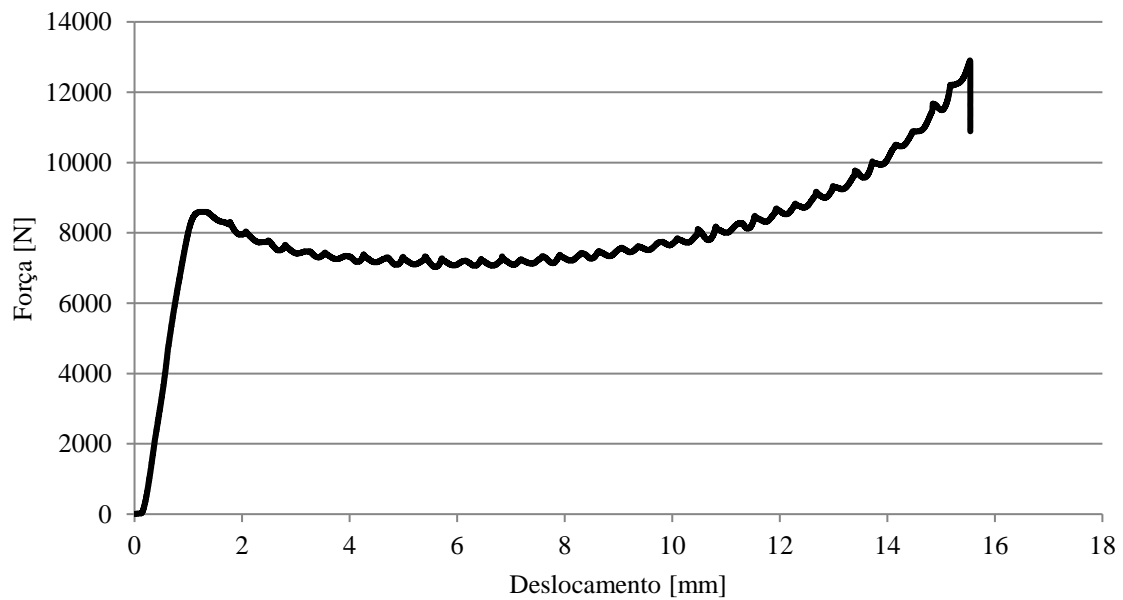
Provete 2 - PLA



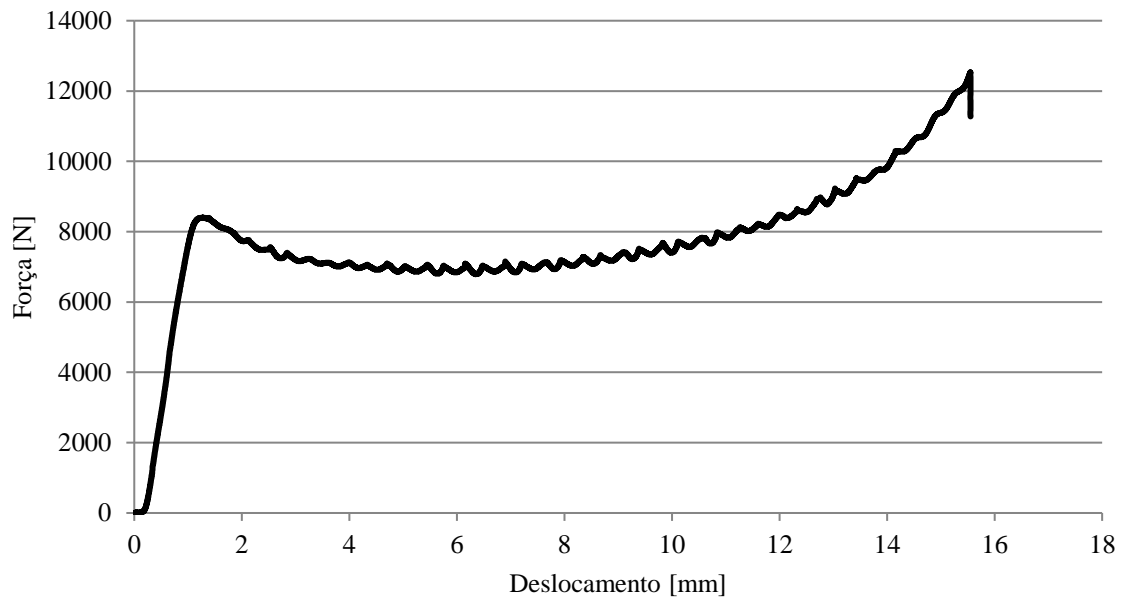
Provete 3 - PLA



Provete 5 - PLA

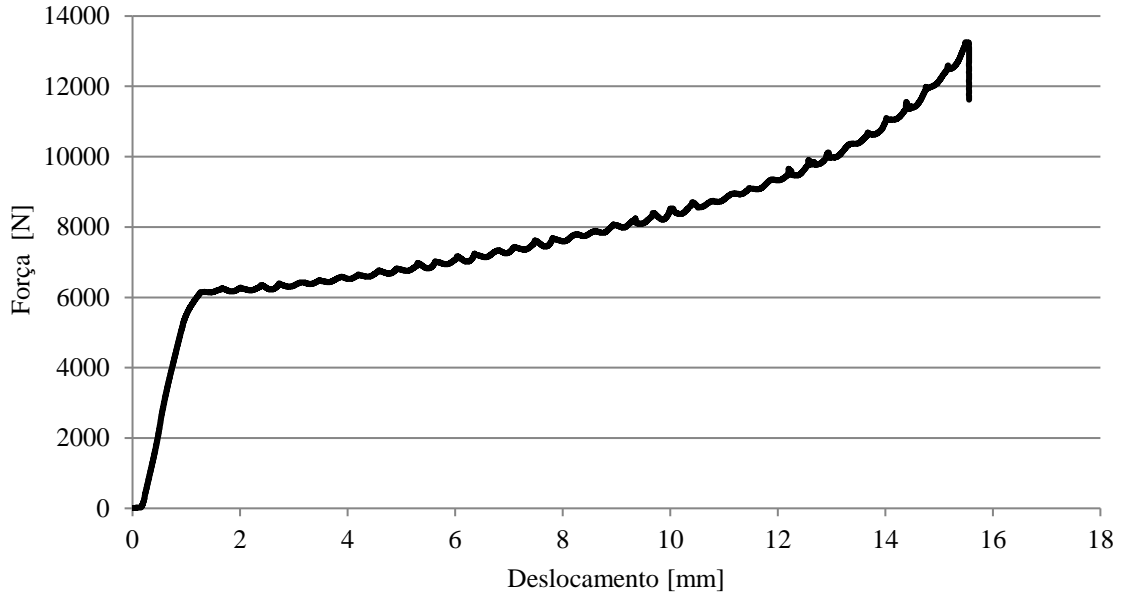


Provete 6 - PLA

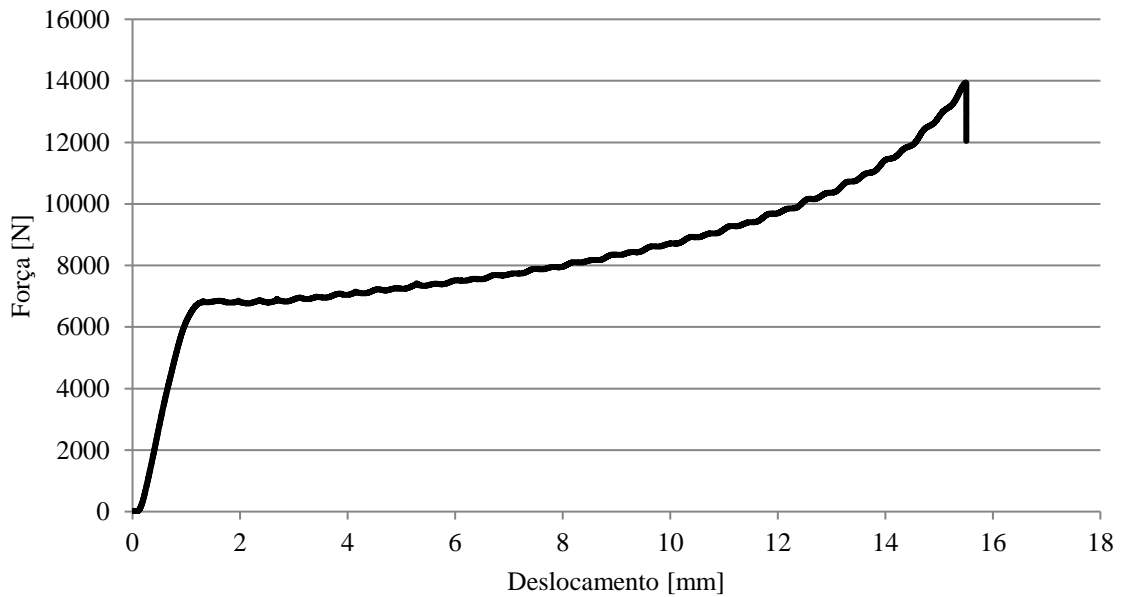


ANEXO IV – Curvas força-deslocamento de ABS médico obtidas após o ensaio de compressão.

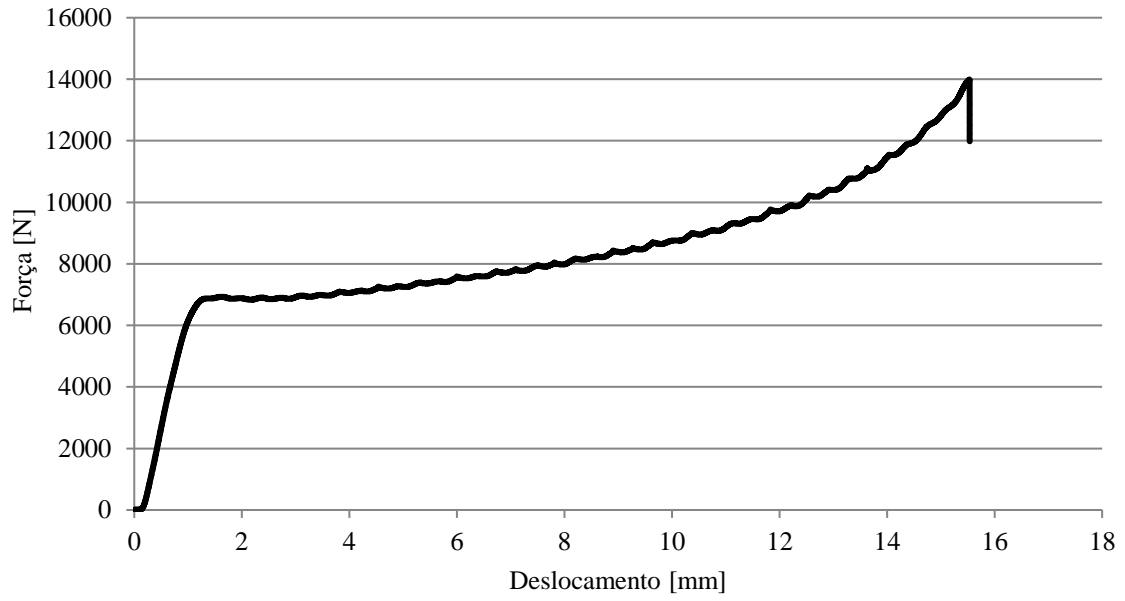
Provete 1 - ABS médico



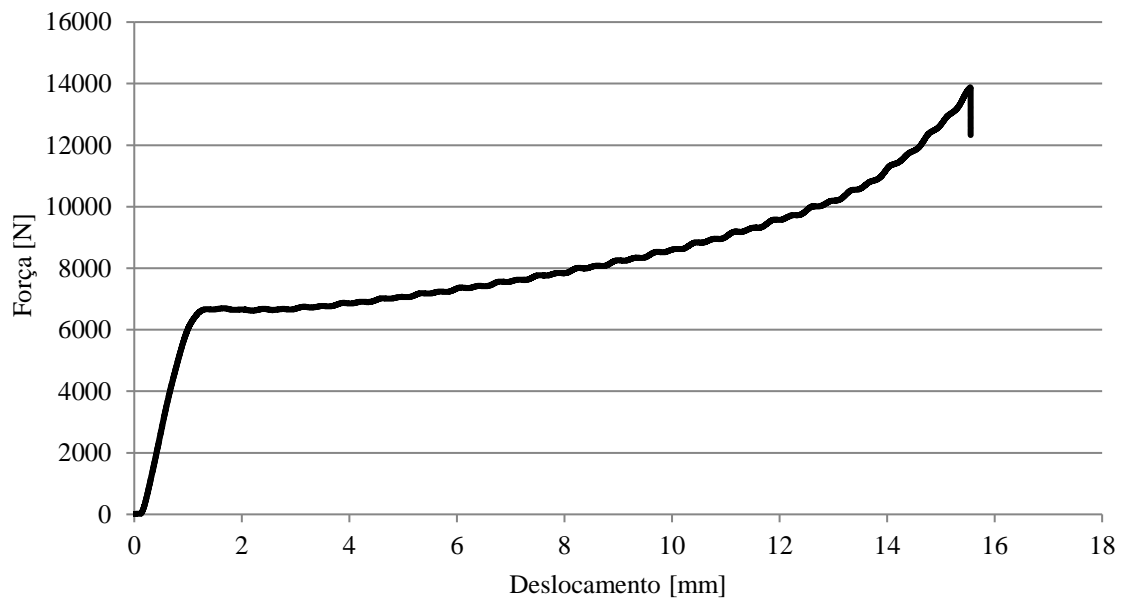
Provete 2 - ABS médico



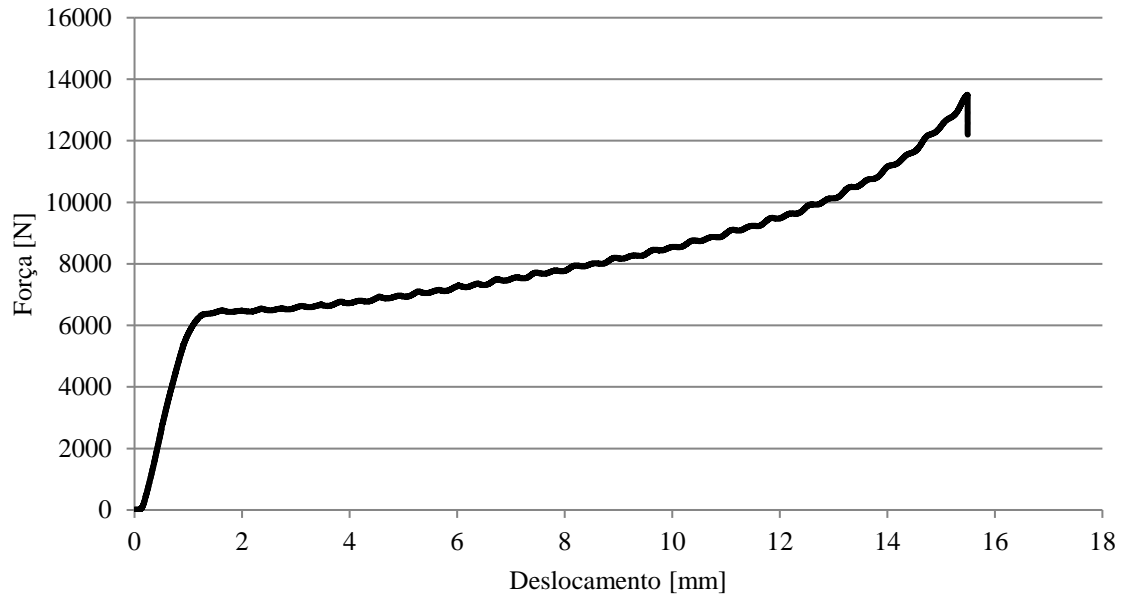
Provete 3 - ABS médico



Provete 5 - ABS médico

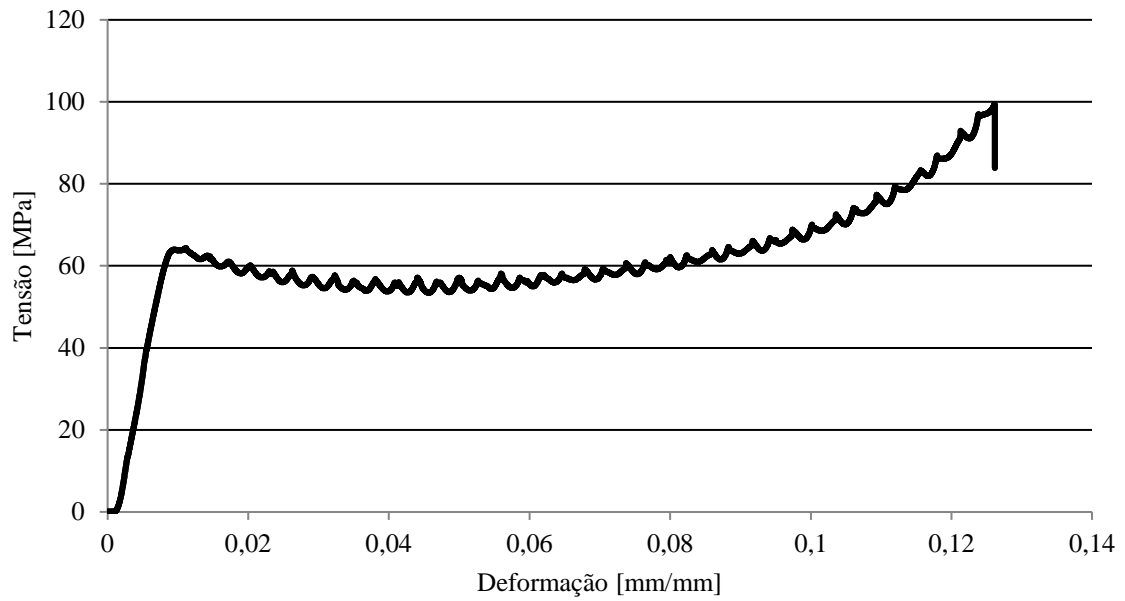


Provete 6 - ABS médico

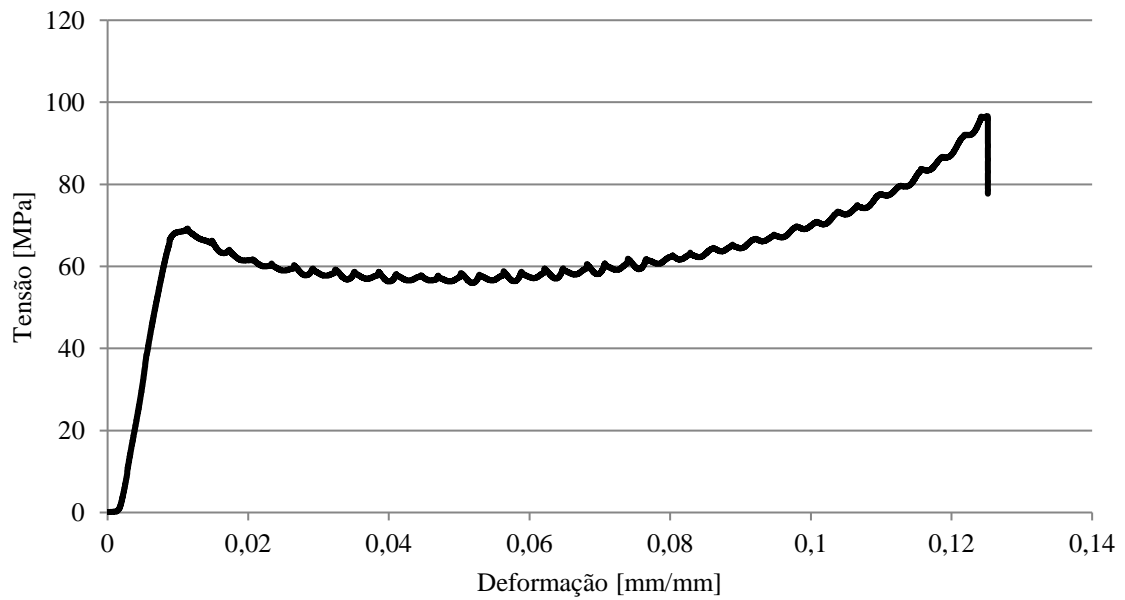


ANEXO V – Curvas tensão-deformação de PLA obtidas após o ensaio de compressão.

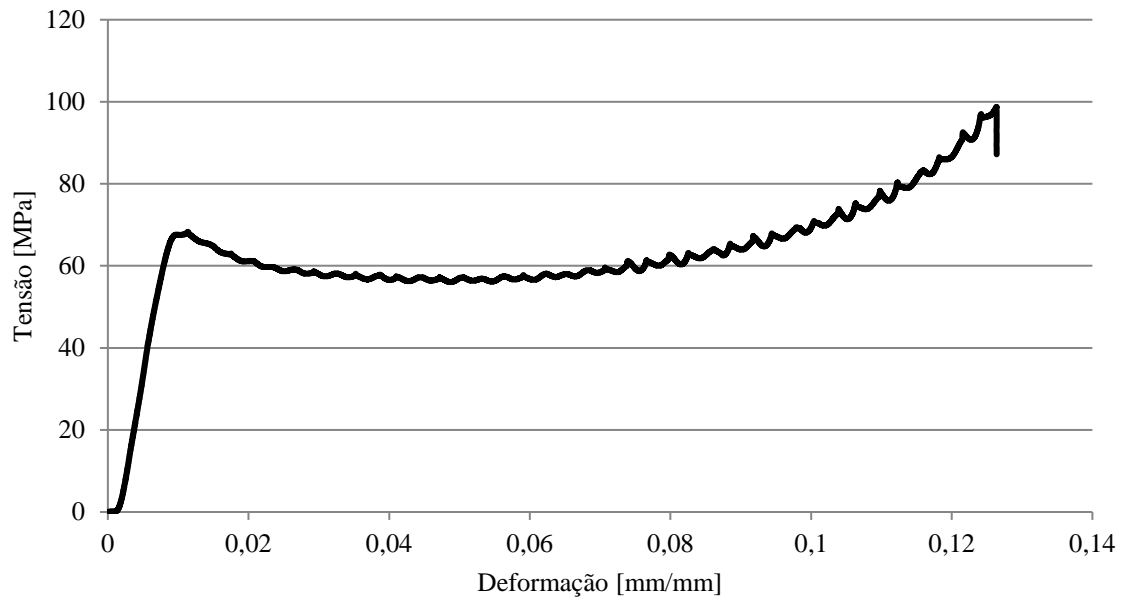
Provete 1 - PLA



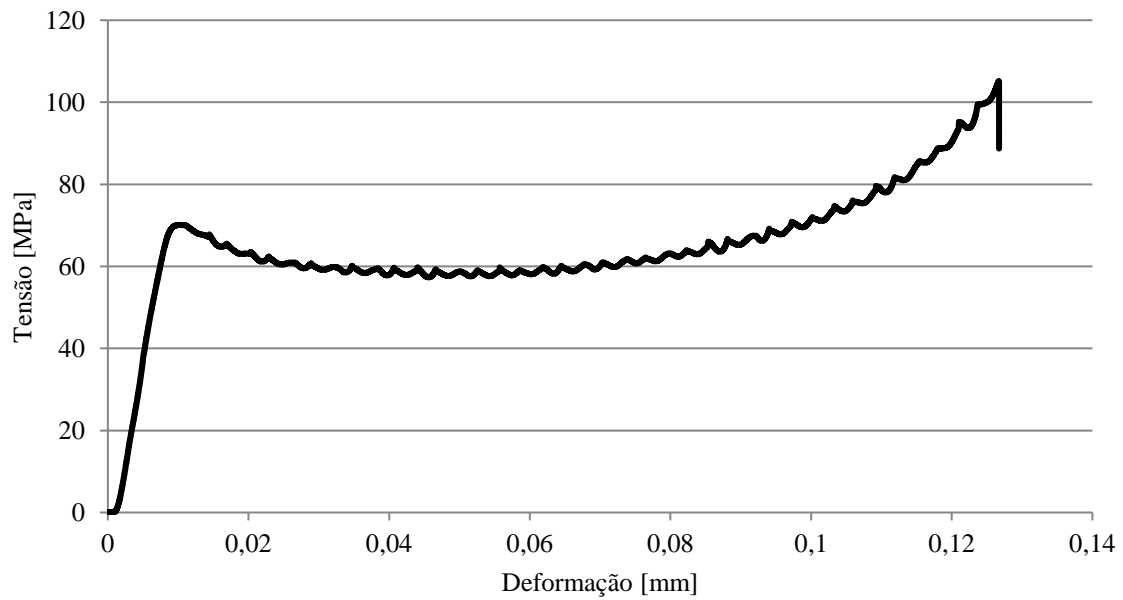
Provete 2 - PLA



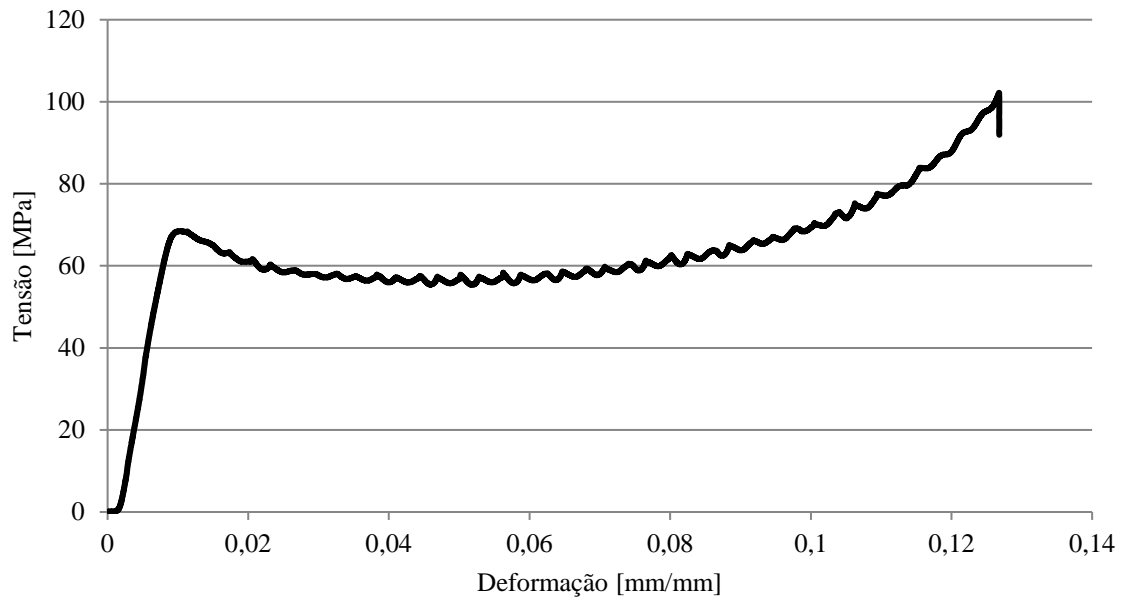
Provete 3 - PLA



Provete 5 - PLA

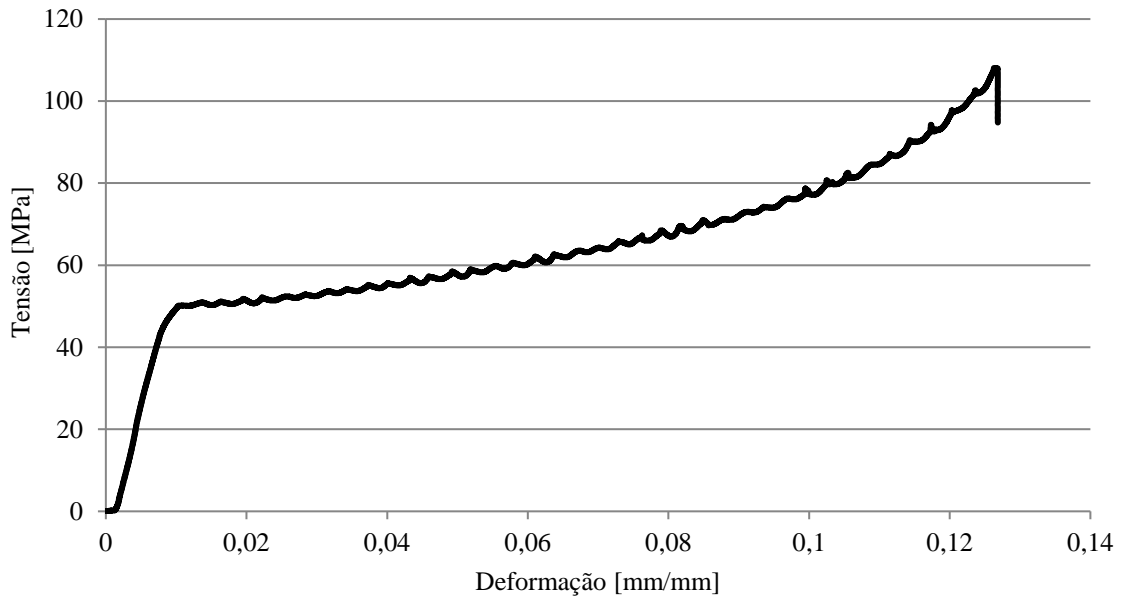


Provete 6 - PLA

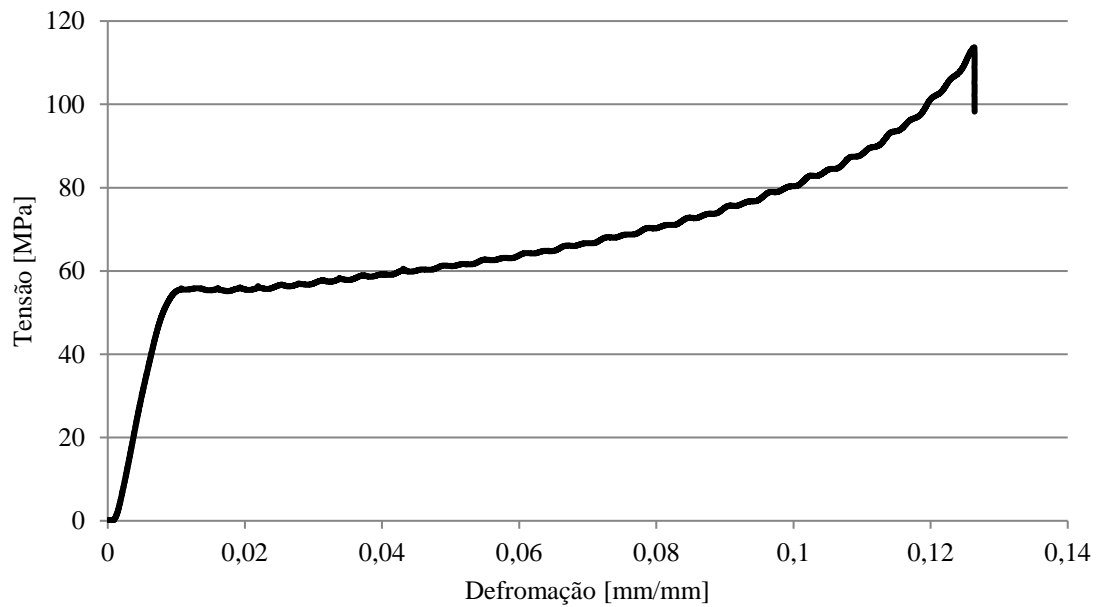


ANEXO VI – Curvas tensão-deformação de ABS médico obtidas após o ensaio de compressão.

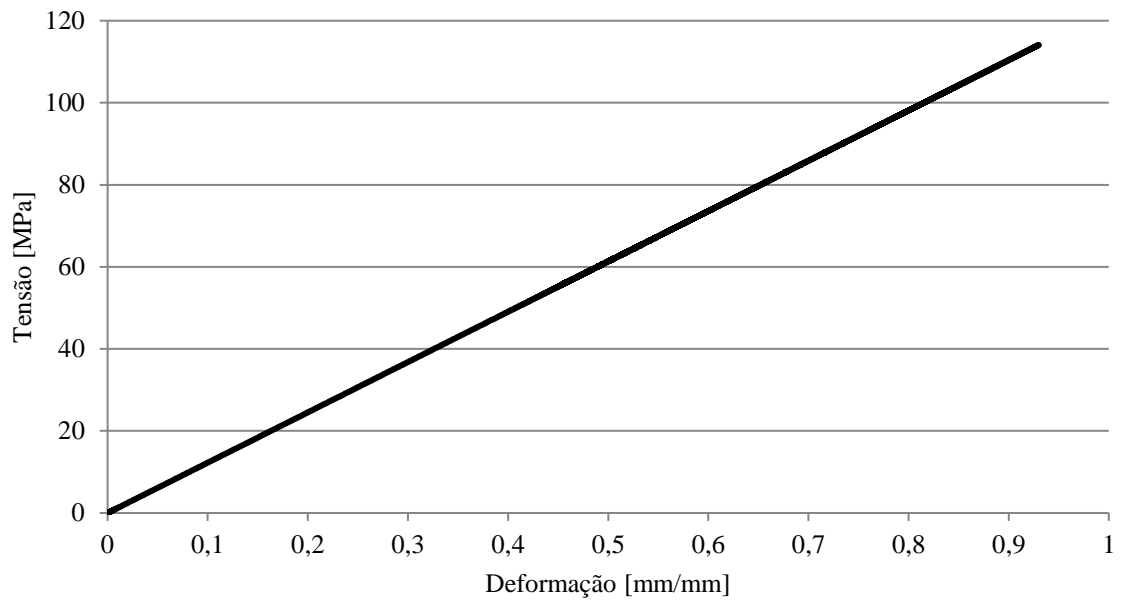
Provete 1 - ABS médico



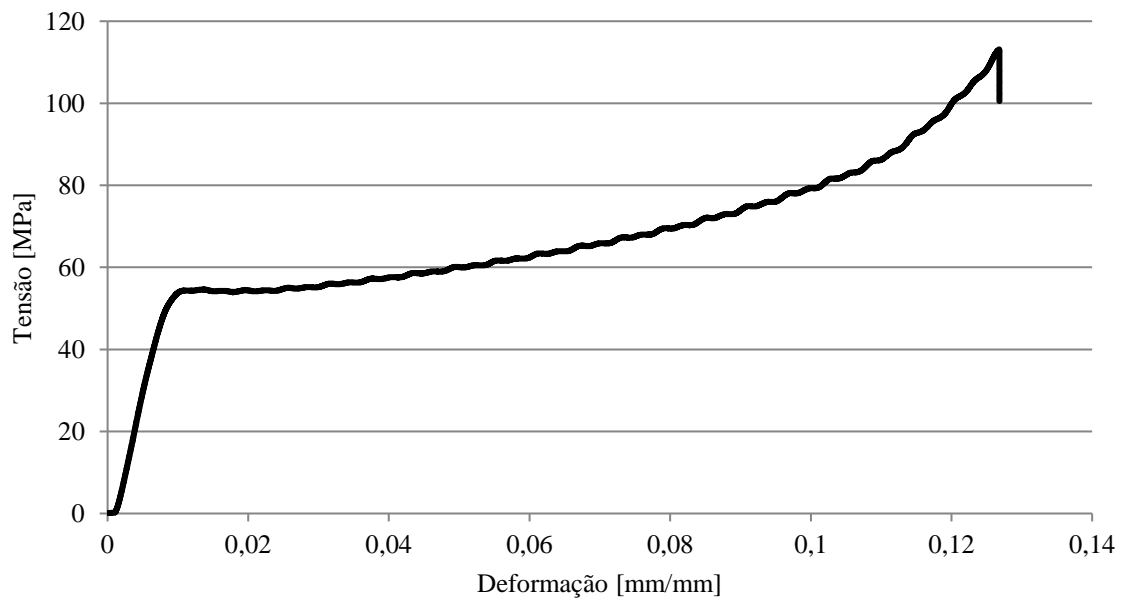
Provete 2 - ABS médico



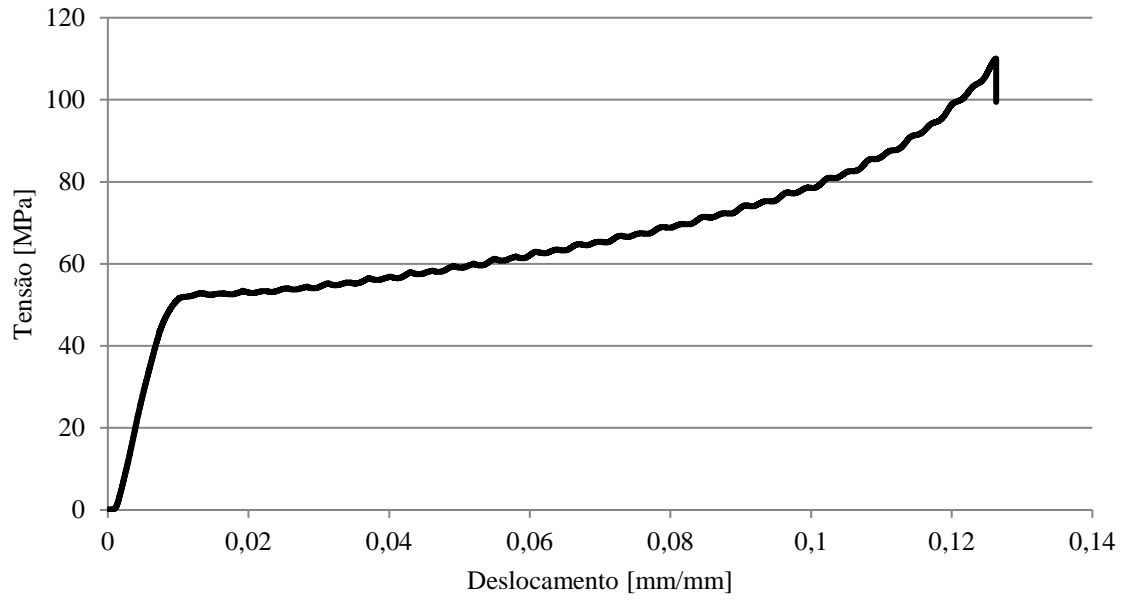
Provete 3 - ABS médico



Provete 5 - ABS médico

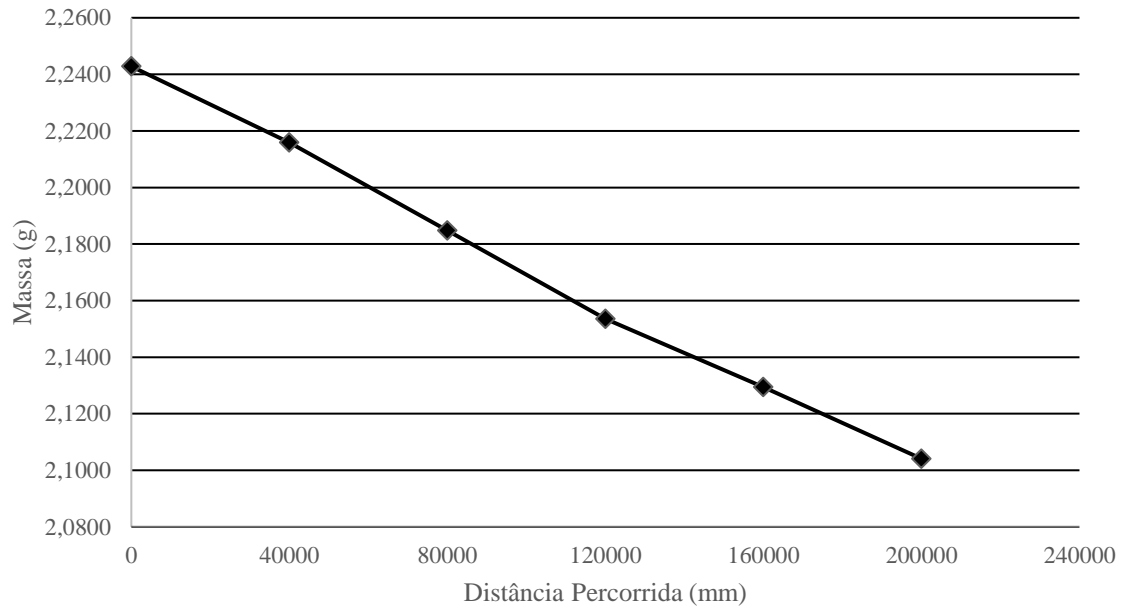


Provet 6 - ABS médico

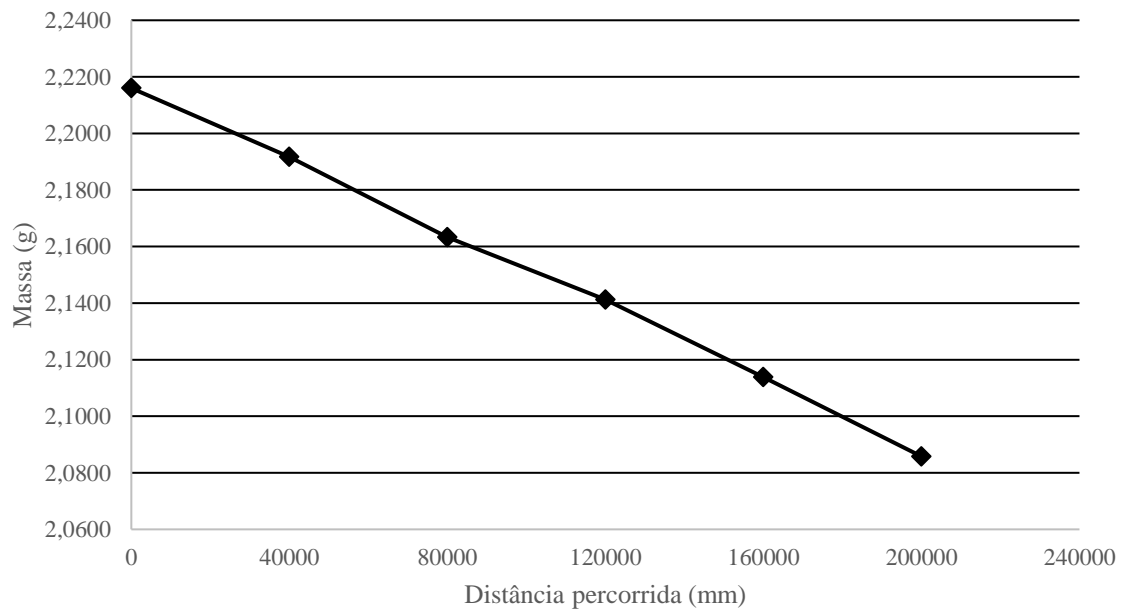


ANEXO VII – Gráficos com os resultados obtidos no ensaio de abrasão para os provetes de PLA

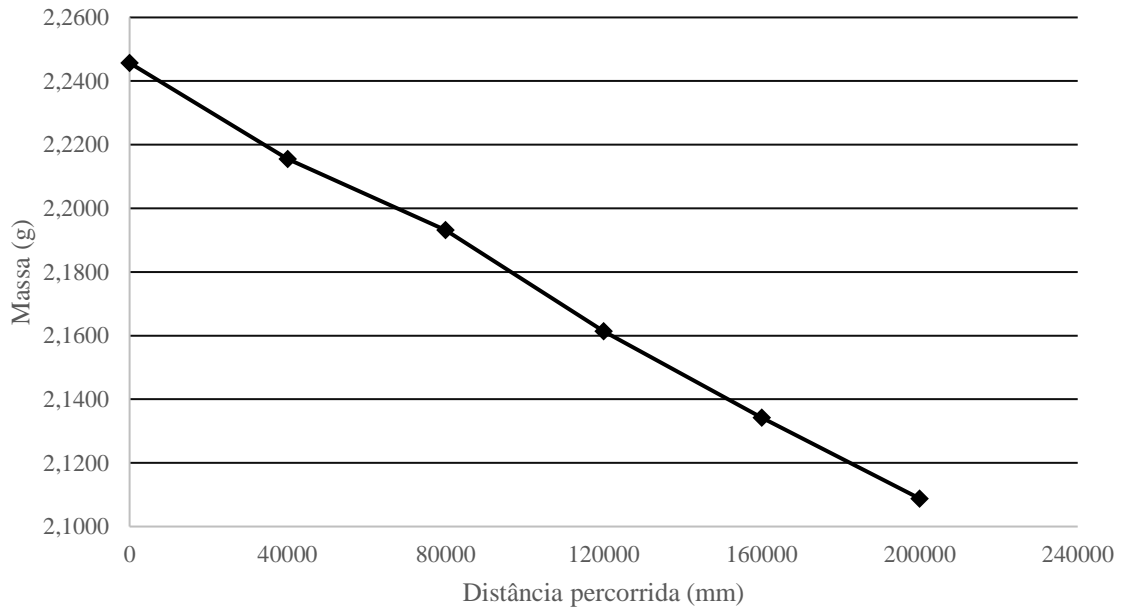
Provete 1



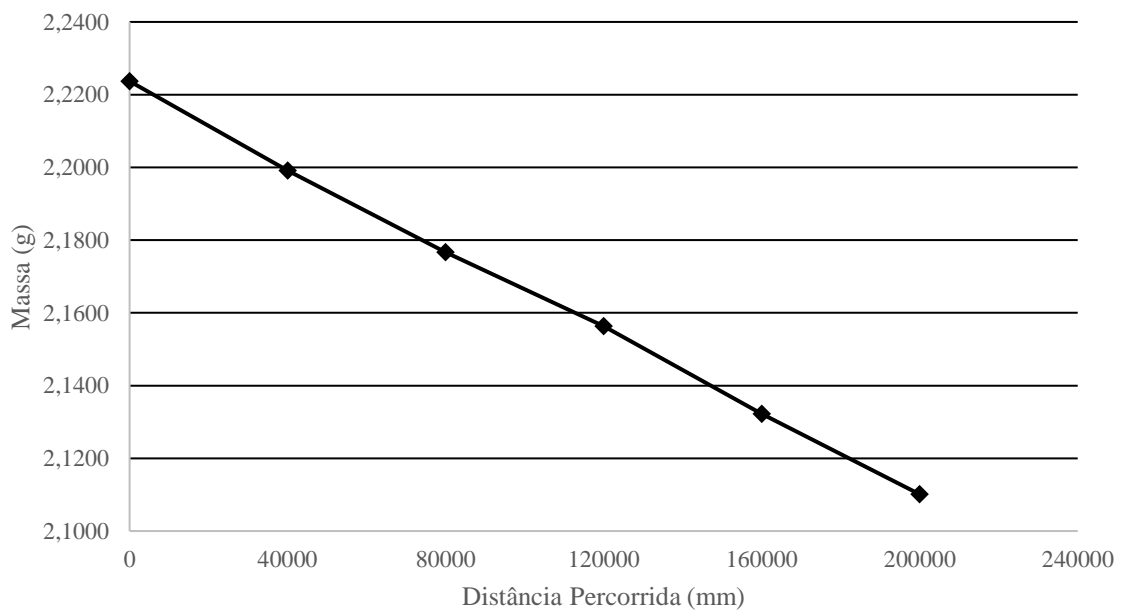
Provete 2



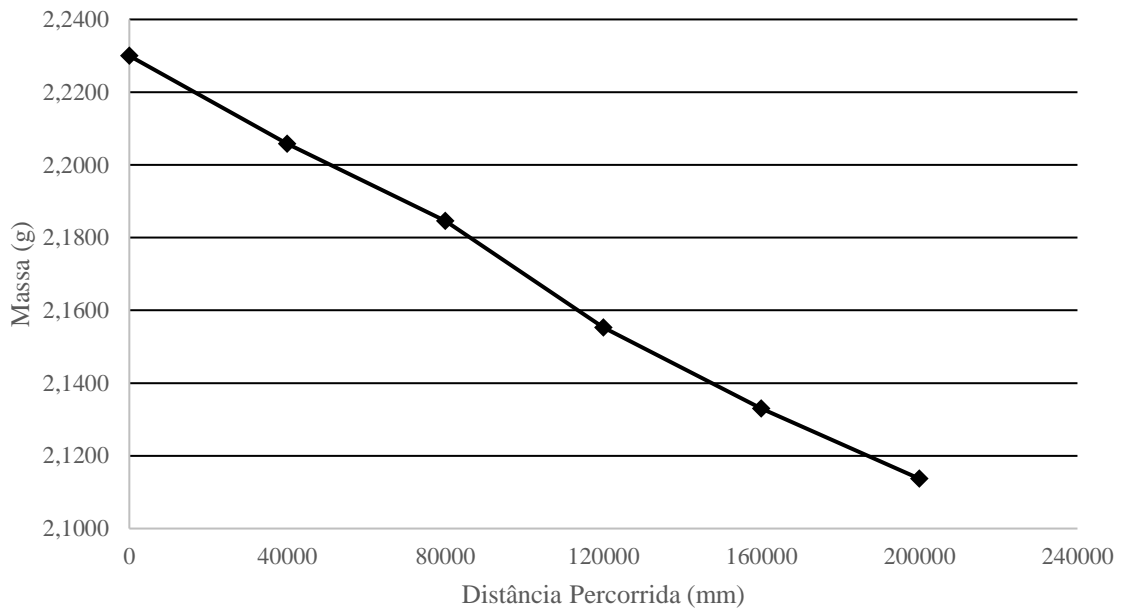
Provete 3



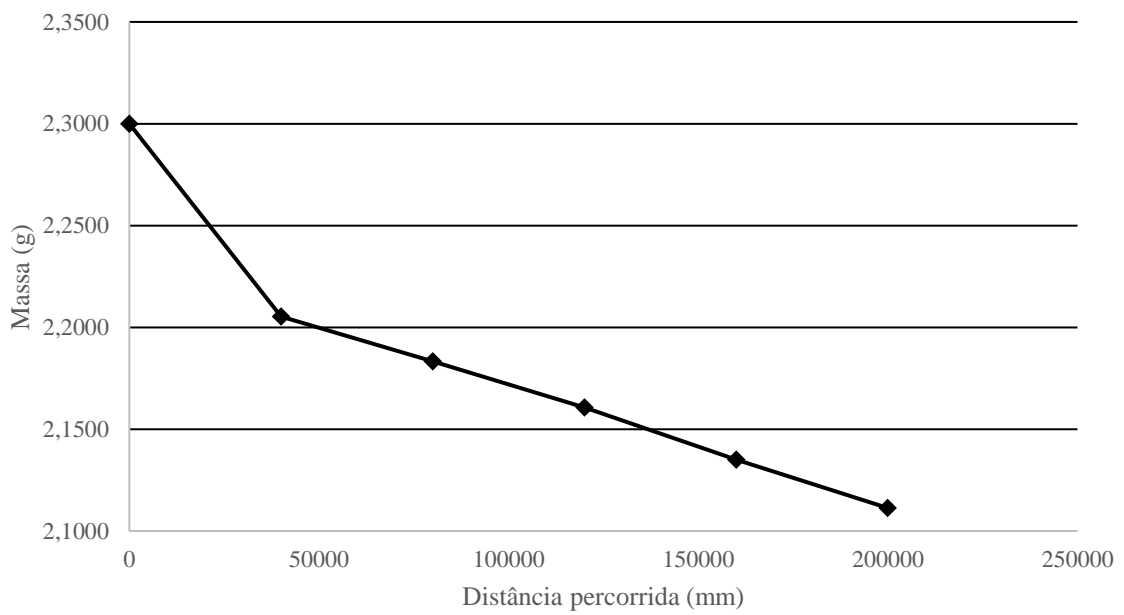
Provete 4



Provete 5

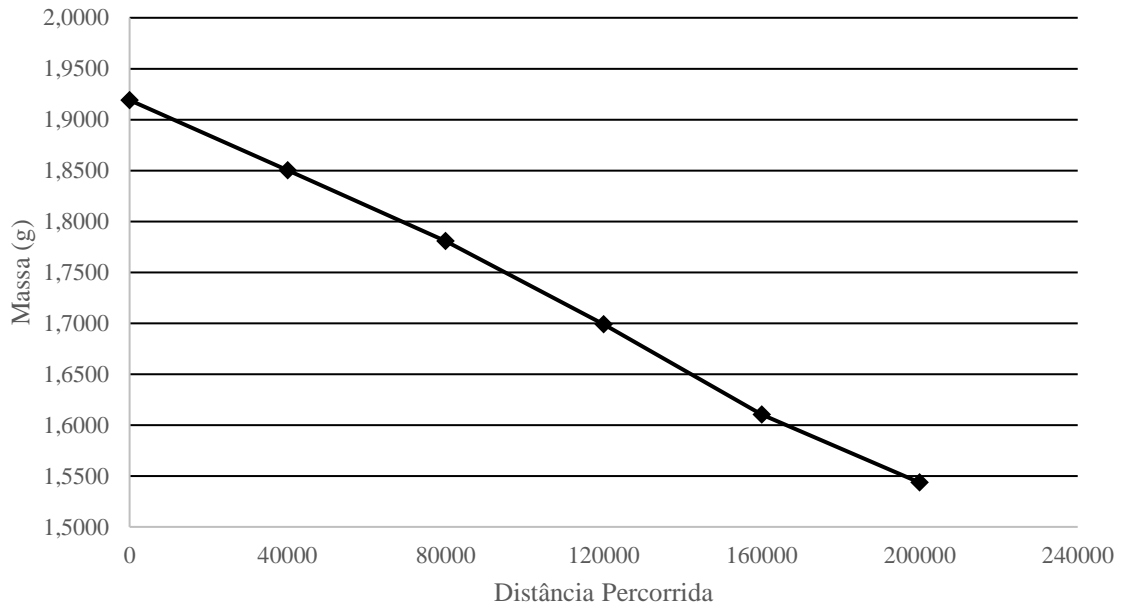


Provete 6

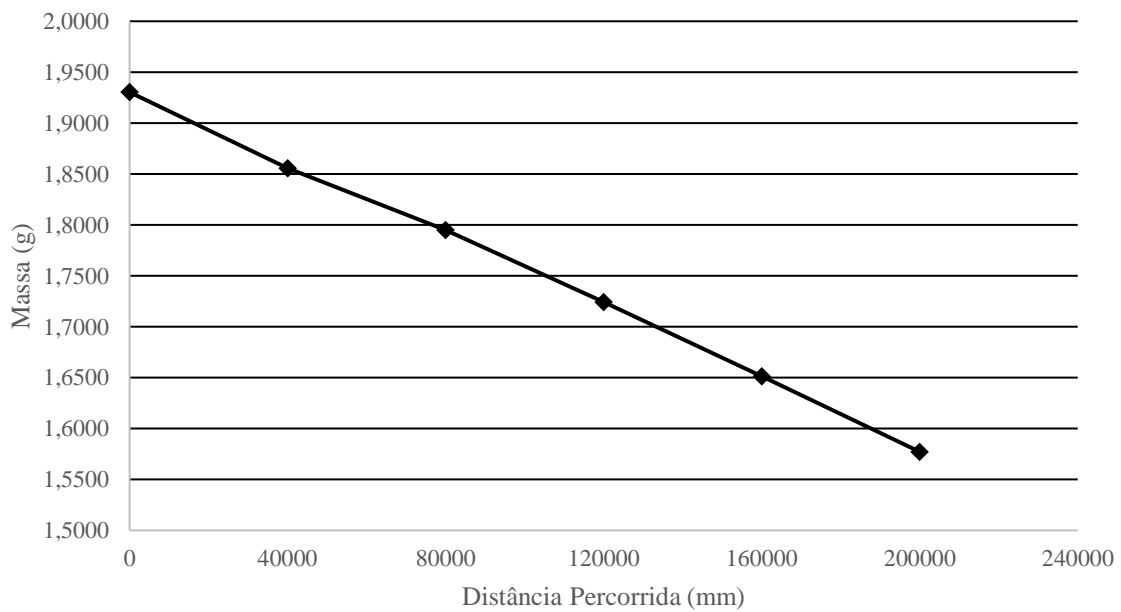


ANEXO VIII – Gráficos com os resultados obtidos no ensaio de abrasão para os provetes de ABS médico.

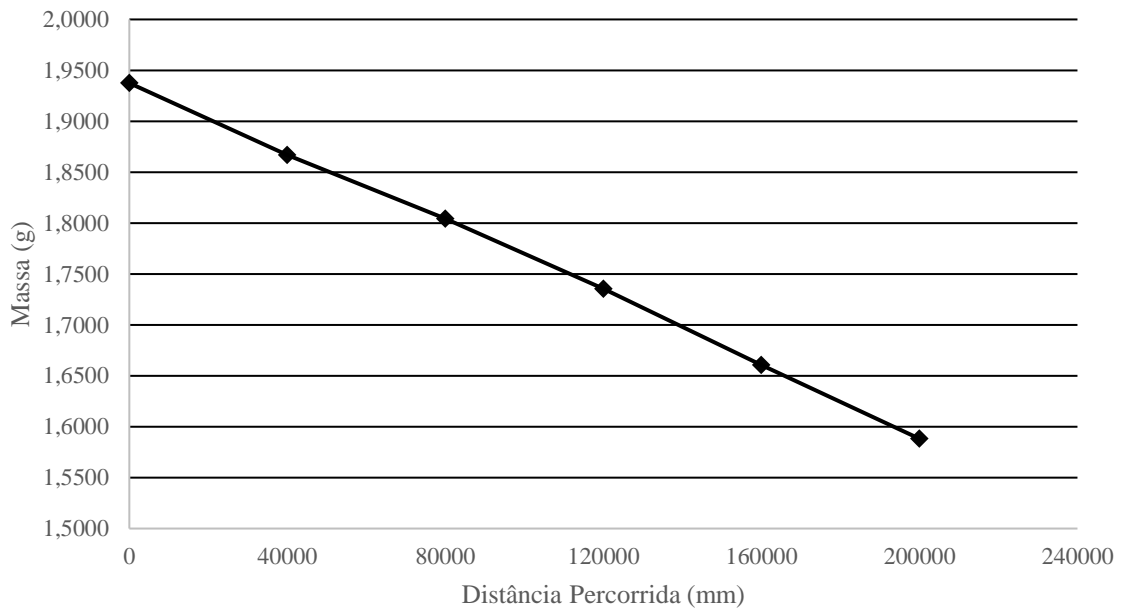
Provete 1



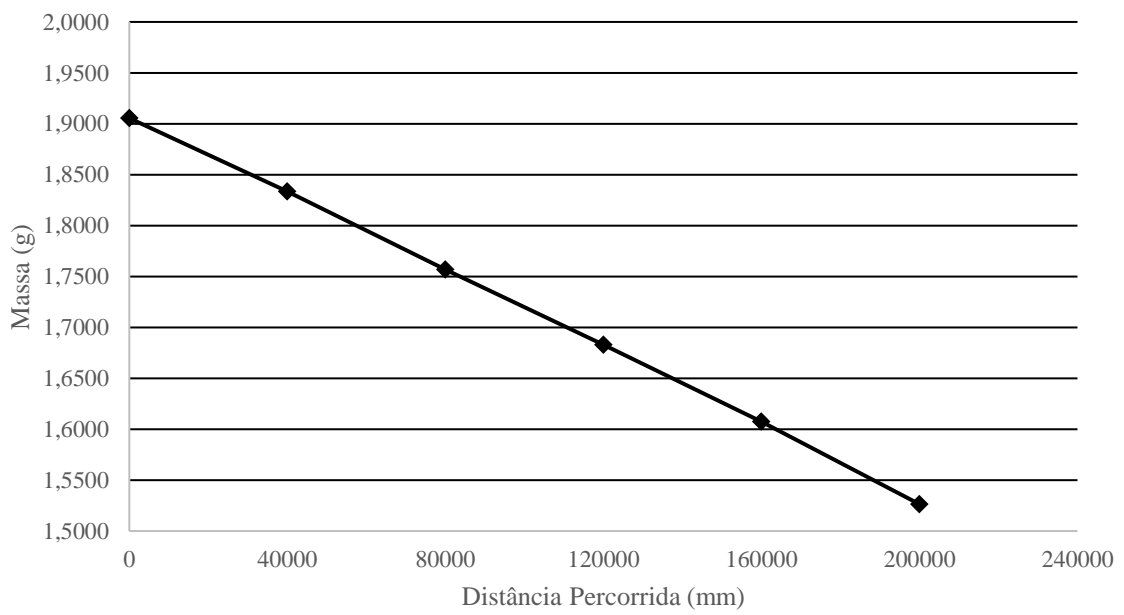
Provete 2



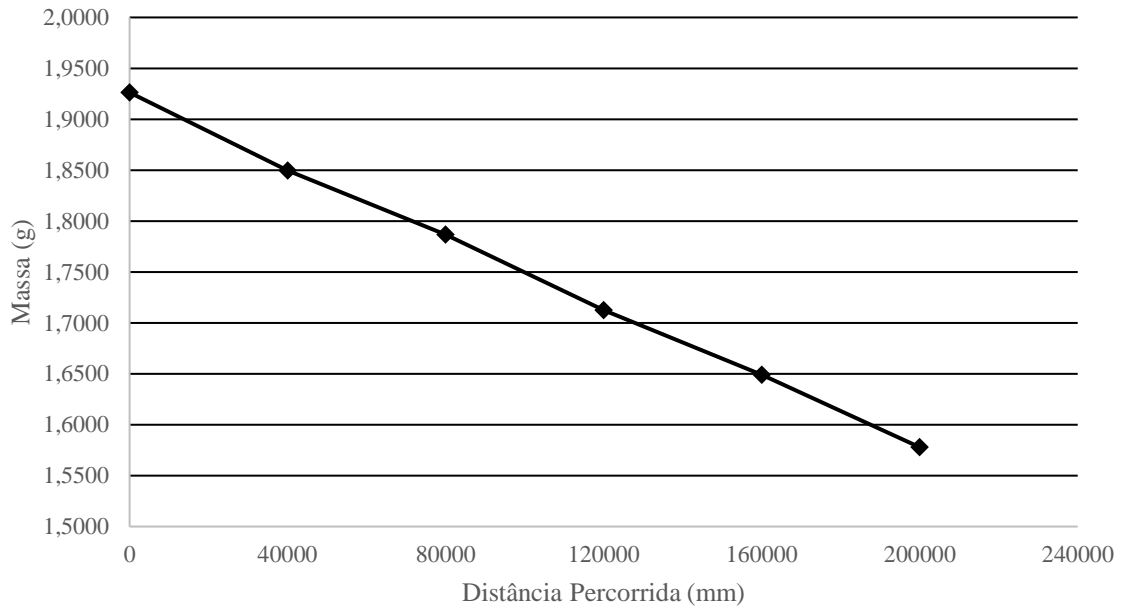
Provete 3



Provete 4



Provete 5



Provete 6

