

Universidade de São Paulo

Escola Politécnica

Arthur Kenji Furuko Sakai

**Design e avaliação de metamateriais para impressão 3D de
aneurisma aórtico**

São Paulo
2024

Arthur Kenji Furuko Sakai

**Design e avaliação de metamateriais para impressão 3D de
aneurisma aórtico**

Versão Corrigida

Dissertação apresentada à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para a obtenção do título
de Mestre em Ciências

Área de Concentração:
Engenharia Biomédica

Orientadora:
Prof.^a Dr.^a Idágene Aparecida Cestari

São Paulo
2024

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo ou pesquisa, desde que citada a fonte.

Este exemplar foi revisado e alterado em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 18 de junho de 2024

Assinatura do autor 

Assinatura do orientador 

Catálogo-na-publicação

Sakai, Arthur Kenji Furuko

Design e avaliação de metamateriais para impressão 3D de aneurisma aórtico /
A. K. F. Sakai – versão corr. -- São Paulo, 2024.

139 p.

Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.
Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle.

1.Impressão 3-D. 2.Polímeros (Materiais) 3.Aorta. 4.Aneurisma aórtico.
I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de
Telecomunicações e Controle II.t.

Agradecimentos

Agradeço à Prof^a. Dr^a. Idágene Aparecida Cestari pela orientação durante este programa de mestrado.

Agradeço aos pesquisadores do Laboratório de Bioengenharia do Instituto do Coração HCFMUSP pela colaboração nesse trabalho de pesquisa, em especial:

Aos Drs. Marina Maizato e Eraldo Sales pela discussão das normas e ajuda nos testes das propriedades mecânicas dos materiais;

Ao engo. Marcelo Mazzetto pela ajuda na montagem experimental para registros de dados; e

Ao Dr. Ismar Cestari pela infraestrutura de impressão 3D, instruções na escolha de materiais e dos reforços na fase inicial do trabalho, uso de resinas, uso de software de processamento de imagem (Mimics®) e de CAD 3D (3-matic®), fornecimento de imagem anatômica de aneurisma utilizada no meu treinamento para segmentação. Também por ter me acolhido com espaço e computador no seu laboratório nesses anos.

Ao CNPq pelo financiamento através de bolsa de mestrado (processo 130512/2021-4) do programa de pós-graduação em Engenharia Elétrica.

Nome: SAKAI, Arthur Kenji Furuko

Título: Design e avaliação de metamateriais para impressão 3D de aneurisma aórtico.

Dissertação apresentada à Escola Politécnica da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Mestre em Ciências.

Aprovado em: 17/05/2024

Banca Examinadora

Prof. Dr. Idágene Aparecida Cestari

Instituição: HCFMUSP (FM)

Julgamento: Aprovado

Prof. Dr. Luciano Luporini Menegaldo

Instituição: UFRJ

Julgamento: Aprovado

Prof. Dr. Wang Shu Hui

Instituição: Escola Politécnica

Julgamento: Aprovado

Resumo

SAKAI, A. K. F. **Design e avaliação de metamateriais para impressão 3D de aneurisma aórtico**. 2024. Dissertação. Mestrado em Engenharia Elétrica – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2024.

Neste trabalho foram estudados materiais poliméricos e metamateriais para obtenção de um modelo anatômico com características mecânicas representativas do comportamento da aorta saudável ou com aneurisma utilizando a tecnologia Polyjet™. Foram avaliados o módulo de elasticidade, tensão mecânica e deformação dos materiais em testes de tração uniaxial e determinadas a complacência e elasticidade em modelos cilíndricos. Os materiais utilizados foram da família Vero (rígidos), Agilus30 (flexível) e da família Digital Anatomy, impressos com a impressora J750™ Digital Anatomy™ Printer. Alguns metamateriais foram projetados utilizando o processo de tesselação de unidades celulares inseridos como reforço nas amostras impressas, visando alterar o comportamento mecânico. Estes elementos de reforço foram criados/projetados no 3-matic®. Foram avaliados reforços considerando os designs do tipo: corrente, entrelaçado (que dependem de movimento entre os elos), origami, cristal de diamante (que dependem da deformação) e helicoides (que buscam mimetizar a estrutura da parede aórtica). Os resultados dos testes de tração indicam que o uso de material flexível sem reforço com matriz de Tissue600 é adequado para reproduzir a tensão da aorta saudável a 20% de deformação, com tensão entre 0,4 e 0,5 MPa, e módulo de elasticidade fisiológico, com valor de $0,38 \pm 0,01$ MPa. A tensão da parede do aneurisma pode ser melhor reproduzida com o metamaterial de matriz de Tissue600 e reforço de osso pouco denso. A complacência da aorta pode ser reproduzida com a utilização de matriz de Agilus30 (SH-A30) e reforço de cristal de diamante (SH-A70). O modelo 3D de aorta com aneurisma abdominal foi gerado após segmentação utilizando-se Agilus30 (SH-A30) na região saudável e adição de reforço de cristal de diamante (SH-A70) na região do aneurisma.

Palavras-chave: Impressão 3-D. Polímeros (Materiais). Aorta. Aneurisma aórtico.

Abstract

SAKAI, A. K. F. **Design and evaluation of metamaterials for 3D printing of the aortic aneurysm.** 2024. Dissertation. Master of Science in Electrical Engineering – Polytechnic School, São Paulo University, São Paulo 2024.

In this work, polymeric materials and metamaterials were studied to obtain an anatomical model with mechanical characteristics representing the healthy or the aneurysmal aorta behavior using the Polyjet™ technology. Modulus of elasticity, mechanical stress, and strain of materials were assessed in uniaxial tensile tests, and compliance and elasticity were determined in cylindrical models. Materials from the Vero family (rigid), Agilus30 (flexible) and the Digital Anatomy family were used, printed with the J750™ Digital Anatomy™ Printer. Some metamaterials were designed using the tessellating process of unit cells in printed samples as reinforcement, expecting to change the mechanical behavior. These reinforcement elements were created/designed with 3-matic®. The reinforcements were evaluated considering designs such as: chain and knitted (which depend on movement between the links), origami and diamond crystal (which depend on deformation), and helicoids (which seek to mimic the aortic wall structure). The tensile test results indicate that the use of flexible, non-reinforced material with Tissue600 matrix is adequate to reproduce healthy aortic stress at 20% strain, with strain between 0.4 and 0.5 MPa, and physiologic modulus of elasticity with a value of 0.38 ± 0.01 MPa. The aortic aneurysm stress can be better reproduced with Tissue600 matrix and slightly dense bone metamaterial. The aortic compliance can be reproduced with Agilus30 (SH-A30) matrix and diamond crystal reinforcement (SH-A70). The 3D model of an abdominal aneurysm aorta was generated after segmentation using Agilus30 (SH-A30) in the healthy region and adding diamond crystal reinforcement (SH-A70) in the aneurysm region.

Keywords: 3-D printing. Polymers (Materials). Aorta. Aortic aneurysm.

Sumário

LISTA DE FIGURAS	9
LISTA DE TABELAS.....	15
LISTA DE ABREVIATURAS	16
1 INTRODUÇÃO	18
1.1 Impressão 3D	18
1.2 Materiais de impressão.....	19
1.3 Aplicações em medicina e cardiologia.....	20
1.4 Impressão de modelos anatômicos.....	22
1.4.1 Tecnologias para obtenção das imagens.....	24
1.4.1.1 Tomografia computadorizada	24
1.4.1.2 Comparação das modalidades de aquisição	25
1.4.1.3 Obtenção do modelo anatômico a partir da imagem.....	26
1.4.1.3.1 Pré-processamento.....	26
1.4.1.3.2 Segmentação.....	27
1.4.1.3.3 Representação da segmentação.....	28
1.4.1.4 Geração de modelo 3D	29
1.4.2 Impressão de objetos tridimensionais.....	31
1.4.2.1 Jateamento de material e PolyJet™	32
1.4.2.2 Metamateriais e lattices	33
1.5 Biomecânica da aorta	36
1.5.1 Aneurisma aórtico	41
1.6 Resultados anteriores	43
2 OBJETIVOS.....	45
3 METODOLOGIA	46
3.1 Materiais de impressão.....	46
3.2 Projetos de materiais com unidades celulares de reforço.....	48
3.3 Modelos para Impressão	60
3.4 Caracterização das propriedades mecânicas dos corpos de prova impressos	64
3.5 Teste de complacência	65
3.6 Segmentação de aorta.....	68
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	71
4.1 Propriedades mecânicas dos materiais	71
4.2 Determinação da complacência de modelos da aorta	98
4.3 Design de reforço para simulação de aneurisma aórtico.....	113
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	120
LISTA DE REFERÊNCIAS.....	124
APÊNDICE A - TÉCNICAS DE IMAGEAMENTO.....	132
A.1 Ultrassom	132
A.2 Ressonância magnética	133
APÊNDICE B - MATERIAIS EXTRAS DOS TESTES.....	136
B.1 Tração uniaxial	136

B.1.1 Diagrama de processamento de dados.....	136
B.1.2 Resultados da regressão polinomial entre 15% e 90% da duração do teste.....	137
B.2 Testes de complacência	138
B.2.1 Diagrama de processamento de dados.....	138
APÊNDICE C - TRABALHOS FUTUROS.....	139

Lista de Figuras

Figura 1 - Aproximação de um modelo 3D em um modelo STL. Fonte: própria do autor.....	22
Figura 2 - Fluxograma do processo de impressão 3D a partir de imagens de um paciente. Acima, o fluxograma simplificado. Abaixo, detalhe operacional do processamento da imagem. Fonte: própria do autor, baseado em AIMAR; PALERMO; INNOCENTI (2019) e FOGARASI; COBURN; RIPLEY (2022)	23
Figura 3 – Ilustração de tomografia computadorizada, onde o cilindro de emissão e o detector percorrem o corpo do paciente enquanto os raios-x são emitidos e captados. Fonte: Traduzido de HOSKINS, LAWFORD, DOYLE (2017)	24
Figura 4 – Exemplo de watershed em segmentação, as linhas pretas indicam o nível do gradiente de intensidade da imagem. Fonte: própria do autor.....	28
Figura 5 – Ilustração de um cubo marchante. Fonte: LORENSEN; CLINE (1987).....	29
Figura 6 – Combinações de pixels no “marching cubes”. Fonte: LORENSEN, CLINE (1987).	30
Figura 7 – Ilustração da relação entre os vértices e índices. Fonte: LORENSEN; CLINE (1987).	30
Figura 8 – Exemplo de suavização laplaciana em 2D. Os pontos x são as posições iniciais dos vértices dos triângulos deste exemplo, os pontos y são as posições médias dos pontos x vizinhos e os pontos z são as posições resultantes da suavização laplaciana, com amortecimento de 0,5. Fonte: própria do autor.....	31
Figura 9 – Comparação dos comportamentos mecânicos de tecido mole (linha pontilhada) e de um polímero (linha contínua). Fonte: Adaptado e traduzido de WANG et al., (2016)	32
Figura 10 – Ilustração simplificada do MJ. Fonte: Traduzido de BEZEK et al., (2020)	32
Figura 11 – Designs que apresentam enrijecimento com a distensão. Tecidos biológicos (aorta) (a). Designs de redes (b). Ondulados e enrugados (c). Designs helicoidais (d). Origamis e kirigamis (e). Designs de tecidos (f). Fonte: Traduzido de MA et al. (2017)	34
Figura 12 – Exemplos de designs de metamateriais mecânicos. Fonte: traduzido de ZHALMURATOVA; CHUNG, (2020).	34
Figura 13 – Exemplo de retículo. Tesselação de 4 unidades no eixo x e 2 unidades no eixo y (a). Unidade celular (b). Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	35
Figura 14 – Formas da tesselação do reticulado de cobrir um espaço curvado. Tesselação direta (a) e tesselação conformal (b). Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	35
Figura 15 - Ilustração da aorta, as suas regiões e as ramificações mais importantes. Fonte: SZALAY e FROŁOW (2019).	36
Figura 16 – Ilustração da estrutura arterial. Fonte: Traduzido de HOSKINS; LAWFORD; DOYLE (2017).	38
Figura 17 – Curva pressão-distensão da aorta, em destaque a faixa fisiológica de 80 a 120 mmHg. Fonte: Traduzido de HOSKINS; LAWFORD; DOYLE (2017)	38
Figura 18 – Curvas de tensão-deformação de diferentes tipos de materiais. À esquerda de um material elástico linear, à direita de um material viscoelástico. Fonte: Traduzido de HOSKINS; LAWFORD; DOYLE (2017)	39
Figura 19 – Ilustração do modelo de Windkessel em diferentes estágios da contração cardíaca. À esquerda, representando as relações de volume e pressão entre o coração	

e a aorta, à direita os gráficos indicando a pressão (P) arterial e o fluxo (Q) sanguíneo. (a) Fase de pré-ejeção, (b) fase de ejeção, (c) fase de relaxamento, (d) fase de repouso. Fonte: Traduzido de HOSKINS, LAWFORD, DOYLE (2017).....	40
Figura 20 – Gráficos de tensão-deformação. Da esquerda para a direita, do colágeno, da aorta normal e da elastina. Fonte: Traduzido de HOSKINS, LAWFORD, DOYLE (2017).....	41
Figura 21 - Ilustração dos dois formatos de aneurisma: aneurisma sacular (à esquerda) e fusiforme (à direita). Fonte: Traduzido de SZALAY e FROŁOW (2019).....	42
Figura 22 – Gráfico de tensão-deformação da aorta normal e do aneurisma aórtico de diferentes pacientes. As linhas pontilhadas são da aorta com aneurisma, as linhas contínuas são da aorta normal. Fonte: Traduzido de HE, ROACH (1994)	43
Figura 23 – Unidades celulares dos elementos estruturais criados e elementos padrão. Corrente (a), entrelaçado (b), cristal de diamante (c) e origami (d). Em (a), L é o comprimento de um elo, d é a distância entre elos. Em (a) e (b), as cores diferentes indicam conjuntos de barras diferentes. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.....	49
Figura 24 – Unidade celular da corrente-controle (a) e matriz retangular para testes de tração uniaxial (b). Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	50
Figura 25 – Menu de configuração da tesselação da unidade celular. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.....	50
Figura 26 – Ampliação das tesselações: corrente L3 (acima) e corrente L5 (abaixo) (a), entrelaçado (b), cristal de diamante (c), corrente-controle (d), corrente grossa (e) e origami (f). Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	52
Figura 27 – Modelos de amostra de cilindro para teste de complacência. Modelo montado (a), modelo explodido (b). A peça amarela é a tampa inferior, azul é a tampa superior, a roxa é o preenchimento de suporte e a vermelha é o cilindro a ser testado. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.....	52
Figura 28 – Unidade celular usada no cilindro para o teste de complacência, denominada “Helicoides interseccionantes”. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®....	53
Figura 29 – Criação das linhas paralelas ao eixo do cilindro de testes. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.....	54
Figura 30 – Menu da função “Create UV Map”. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	54
Figura 31 – Mapa UV da superfície externa desalinhado, mostrado em detalhe à direita. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.....	55
Figura 32 – Janela de propriedades do mapa UV. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	55
Figura 33 – Menu da função “UV Based Conformal Lattice”. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	56
Figura 34 – “Preview” da tesselação conformal, cada retângulo azul representa uma unidade celular, na vista perpendicular ao eixo do cilindro. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	57
Figura 35 – Resultado da tesselação conformal. À esquerda, a visão traseira do reforço, as barras de cor amarela serão excluídas. À direita, o reforço após a barras em excesso terem sido excluídas. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.....	57
Figura 36 – Visão explodida do cilindro com helicoides interseccionantes usado em testes de complacência. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	57
Figura 37 – Distância da barra do helicoides separado da superfície interna do cilindro, com a função “UV Based Conformal Lattice”. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.....	58

Figura 38 – Resultado da função “Circular sweep”. À esquerda, a visão traseira do reforço. À direita, o helicóide interno está em azul e o helicóide externo está em vermelho. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	58
Figura 39 – Visão explodida do cilindro com helicóides separados. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	59
Figura 40 – Disposição das amostras do primeiro conjunto na bandeja de impressão organizada para enviar o trabalho para a impressora. De cima para baixo, as amostras são corrente L5, corrente L3, entrelaçado, entrelaçado invertido, entrelaçado controle flexível, entrelaçado controle rígido, controle Agilus30, controle Anatomy Vessel Wall. As amostras à direita são as corrente-controle. Fonte: própria do autor, captura de tela do GrabCAD®.	61
Figura 41 – Disposição das amostras do segundo conjunto na bandeja de impressão organizada para enviar o trabalho para a impressora. As amostras azuis são de corrente grossa, as amostras roxas são de origami. Consta também na bandeja de impressão um modelo de um coração, que não faz parte deste projeto. Fonte: própria do autor, captura de tela do GrabCAD®.	61
Figura 42 - Disposição das amostras do terceiro conjunto na bandeja de impressão organizada para enviar o trabalho para a impressora. De cima para baixo, corrente grossa SH-A85, corrente grossa osso, corrente grossa ligamento, entrelaçado SH-A85, controle tissue 600, controle ligamento rígido. Fonte: própria do autor, captura de tela do GrabCAD®.	62
Figura 43 – Foto da bandeja no interior da impressora, após a finalização da impressão do primeiro conjunto. As marcas à direita correspondem ao material de suporte de amostras impressas e removidas antes da foto para ilustrar o uso de suporte. Fonte: própria do autor	62
Figura 44 – Fotos do modelo corrente L5 antes e depois da remoção do suporte. Fonte: própria do autor	63
Figura 45 – Disposição das amostras de cilindros na bandeja de impressão. Entre os cilindros, da esquerda para a direita: controle, helicóides interseccionante e helicóides separados. Outras peças foram impressas no mesmo ciclo de impressão e não pertencem a este projeto. Fonte: própria do autor, captura de tela do GrabCAD®.....	63
Figura 46 – Da esquerda para a direita: foto da impressora após impressão do quarto conjunto, foto do cilindro com reforço “helicóides interseccionantes” antes e depois da limpeza. Fonte: própria do autor.....	64
Figura 47 – Fotos do teste de tração de uma amostra do modelo corrente L3, antes e durante o ensaio. Fonte: própria do autor	65
Figura 48 – Diagrama esquemático do sistema de ensaio de pressão hidrostática em cilindros. Fonte: própria do autor	66
Figura 49 - Sistema de testes de complacência nos cilindros projetados. Unidade de controle do DAV (a), cilindro de teste montado (cilindros em vermelho, LVDT em verde) (b), cilindro de suporte com o cilindro impresso, desmontado (c). interface de aquisição de dados (d), amplificador do sinal de pressão diferencial intramural (e). Fonte: própria do autor	67
Figura 50 – Menu do “segment vessel”(à esquerda), segmentação resultante (à direita). Fonte: Própria do autor, captura de tela do Mimics®.	69
Figura 51 – Menu de uso da ferramenta “3D tools - edit contour”. Fonte: Própria do autor, captura de tela do Mimics®.	69

Figura 52 – Resultado da segmentação com os segmento da aorta separados nas regiões ascendente e torácica (rosa), abdominal (amarela) e nas artérias ilíacas (azul). Fonte: Própria do autor, captura de tela do Mimics®.	70
Figura 53 – Gráficos dos testes de tração uniaxial do material Agilus30 (A30) obtidos a partir da média dos resultados. De cima para baixo, deformação [%] e tensão mecânica [MPa] no tempo [s] e tensão versus deformação. À esquerda, os sinais completos, à direita, o trecho de pré-condicionamento em foco. A deformação atingiu valores negativos devido à viscosidade do material. Os círculos vermelhos indicam o período de pré-condicionamento. Fonte: Própria do autor.	72
Figura 54 – Curvas de tensão [MPa] e de E_{inc} [MPa] versus deformação [%] para materiais considerados controles. Em (a) Agilus30 (A30), em (b) Vessel Wall Compliant (VWC), em (c) ligamento rígido (LigR) e em (d) Tissue 600 (T600). E_{inc} é dado de 15 a 90% da duração do teste. Fonte: própria do autor	74
Figura 55 – Curvas de tensão [MPa] e de E_{inc} [MPa] versus deformação [%] para os modelos reforçados com correntes. Em (a) corrente L3 com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A95, em (b) corrente L5 com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A95, em (c) corrente-controle com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A95, em (d) corrente grossa com matriz de A30 e reforço de SH-A70, em (e) corrente grossa com matriz de T600 e reforço de osso pouco denso (OpD), em (f) corrente grossa com matriz de T600 e reforço de LigR, em (g) corrente grossa com matriz de T600 e reforço de SH-A85 e em (h) a unidade celular da corrente. E_{inc} é dado de 15 a 90% da duração do teste. Fonte: própria do autor.	75
Figura 56 – Curvas de tensão [MPa] e de E_{inc} [MPa] versus deformação [%] para os modelos reforçados com entrelaçados. Em (a) entrelaçado com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A95, em (b) entrelaçado de controle flexível com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A30, em (c) entrelaçado com matriz de T600 e reforço de SH-A85 e em (d) unidade celular do entrelaçado. E_{inc} é dado de 15 a 90% da duração do teste. Fonte: própria do autor.	76
Figura 57 – Curvas de tensão [MPa] e de E_{inc} [MPa] versus deformação [%] para os modelos com reforços variados. Em (a) cristal de diamante com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A70 e em (b) origami com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A70. E_{inc} é dado de 15 a 90% da duração do teste. Fonte: própria do autor.	77
Figura 58 – Gráficos comparando tensão versus deformação das médias dos modelos e os módulos de elasticidade secante a 0,2 MPa de tensão, considerado representativo da aorta humana. Os grupos são divididos pelo material da matriz e do reforço. Matriz de SH-A30 com reforços de corrente (Grupo 1), matriz de SH-A30 com reforços de entrelaçado e variados (Grupo 2) e matriz de Tissue 600 e controle de LigR (Grupo 3). Fonte: Própria do autor.	78
Figura 59 – Comparação do módulo de elasticidade secante a 0,2 MPa de tensão ($E_{0,2 MPa}$). As barras vermelhas indicam que as médias são iguais. Matriz de SH-A30 com reforços de corrente (a), matriz de SH-A30 com reforços de entrelaçado e variados (b) e matriz de Tissue 600 (c). Os pontos vermelhos são pontos fora da curva. Fonte: Própria do autor.	80
Figura 60 – Amostra do modelo de corrente grossa com reforço de osso pouco denso. Durante o teste de tração uniaxial (a), ampliada e editada para aumentar a visibilidade do reforço (b) e o modelo 3D da corrente grossa (c). A área em azul indica a posição do reforço na amostra testada e a linha verde indica a posição da ruptura da matriz. Fonte: Própria do autor.	84
Figura 61 – Resultados de teste de tração uniaxial com amostras de parede aórtica torácica humana saudável obtidas em autópsias. Fonte: MAIZATO et al. (2024).	88

Figura 62 – <i>Einc</i> do tecido anatômico de duas amostras das autópsias. Fonte: Própria do autor, calculado a partir dos dados brutos de MAIZATO et al. (2024). Os dados foram solicitados à autora.....	89
Figura 63 – Resultado de teste de tração uniaxial de uma amostra de aneurisma aórtico torácico. A linha cinza representa o dado experimental, a linha preta representa o resultado de um modelo de elementos finitos. Fonte: FORSELL et al. (2014), traduzido pelo autor.....	96
Figura 64 – Resultado de teste de tração uniaxial de uma amostra de aneurisma aórtico abdominal. Fonte: REEPS et al. (2012), traduzido pelo autor.	96
Figura 65 – Comparação dos dados de tensão versus deformação na ruptura entre os modelos impressos e referências. Aneu – aneurisma; circ – circunferencial; long – longitudinal. Fonte: FORSELL et al. (2014), VALLABHANENI et al. (2004), FORSELL et al. (2012), adaptação de REEPS et al. (2012), MAIZATO et al. (2024) e próprios do autor.....	97
Figura 66 – Registro de sinais durante o teste de complacência do cilindro com reforço de helicoides interseccionantes. De cima para baixo, os sinais registrados são pressão interna, pressão externa, pressão diferencial, LVDT, tensão do solenoide, pulsos de pressão na fonte e pressão de auxiliar de enchimento aplicada ao DAV. Fonte: própria do autor, captura de tela do WinDaq.	100
Figura 67 – Registros iniciais de sinais do cilindro com reforço de helicoides interseccionantes com 300 mmHg de pressão aplicada. Fonte: própria do autor, captura de tela do WinDaq.	101
Figura 68 - Registros de pressão diferencial [mmHg] e variação de volume [mL] em relação ao tempo do cilindro com helicoides interseccionantes com pressão pneumática de 200 mmHg para 4 pulsos. Fonte: própria do autor.....	101
Figura 69 – Tensão mecânica [MPa] versus deformação [%] no cilindro de helicoides interseccionantes com matriz de T600 e reforço do SH-A85 (C_Hint_T600_SHA85). As setas indicam o sentido da histerese do cilindro. Fonte: Própria do autor.	104
Figura 70 – Tensão mecânica [MPa] versus deformação [%] nos cilindros: Controle de SH-A50 (a), cristal de diamante de 2 mm com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A70 (b), cristal de diamante de 3 mm com matriz de SH-A40 e reforço de SH-A50 (c). As setas indicam o sentido da histerese. Fonte: Própria do autor, calculados de dados não publicados do Laboratório de Bioengenharia do Incor.	105
Figura 71 - <i>Ep</i> [kPa] e <i>C</i> [mm/mmHg] em função da pressão aplicada [mmHg] nos cilindros testados: Helicoides interseccionantes com matriz de T600 e reforço do SH-A85 (C_Hint_T600_SHA85) (a), controle de SH-A50 (C_SRef_SHA50) (b), cristal de diamante de 2 mm com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A70 (C_CrDia2_SHA30_SHA70) (c), cristal de diamante de 3 mm com matriz de SH-A40 e reforço de SH-A50 (C_CrDia3_SHA40_SHA50) (d). Fonte: própria do autor (a), calculados de dados não publicados do Laboratório de Bioengenharia do Incor (b, c, d).....	106
Figura 72 – Gráficos <i>Einc</i> [MPa] versus deformação [%] dos cilindros de helicoides interseccionantes com matriz de T600 e reforço de SH-A85 (a) e do cilindro com reforço de cristal de diamante de 2 mm com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A70 (b). Fonte: Própria do autor, calculados de dados não publicados do Laboratório de Bioengenharia do Incor.	110
Figura 73 – Exemplo de gráfico de tensão versus deformação em um ciclo de carga e descarga de tensão mecânica. A área em cinza é a energia dissipada e a área listrada	

é a energia absorvida no enchimento. Fonte: SHAHMANSOURI et al. (2016), traduzido pelo autor.	111
Figura 74 - Perda de energia [%] dos cilindros em função da pressão aplicada [mmHg]. Fonte: Própria do autor.	111
Figura 75 – Medição da distância entre artéria renal esquerda e início da dilatação do aneurisma. Medidas de diâmetro da aorta estão mostradas para verificação do aneurisma. À esquerda, corte coronal e à direita, modelo 3D. Fonte: própria do autor, captura de tela do Mimics®.	113
Figura 76 – Planos criados para auxiliar na criação e alinhamento do mapa UV. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	114
Figura 77 – Offset da superfície, criando a parede aórtica. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	114
Figura 78 – Parede aórtica com duas linhas de referência, em laranja, para alinhamento do mapa UV, mostrado em detalhe à direita. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	115
Figura 79 – Resultado do alinhamento dos mapas UV. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	116
Figura 80 – Resultado da função “UV Based Conformal Lattice”. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	116
Figura 81 – Reforço cortado, abrangendo somente a região com o aneurisma (a) e parede aórtica com o reforço subtraído (b). Fonte: própria do autor, captura de tela do 3- matic®.	117
Figura 82 – Aorta e artérias ilíacas. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	117
Figura 83 – Menu do comando “loft”. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3- matic®.	118
Figura 84 – Modelo de transição entre a aorta e as artérias ilíacas (a), modelo completo da aorta reforçada, das artérias ilíacas e do modelo de transição (b), e detalhe de (b) mostrando as regiões com e sem reforço e uma unidade celular marcada em laranja (c). Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.	119
Figura 85 – Modelo posicionado no GrabCad (a), visão explodida do modelo (b). A parte de reforço de cristal de diamante em azul são de SH-A70, as partes em cinza são de SH-A30 e as partes em vermelho são de Suporte Gel Puro. Fonte: própria do autor, captura de tela do GrabCAD®.	119
Figura 86 – Unidades celulares de entrelaçado (a) e corrente (b). A linha amarela mostra a posição do rompimento das amostras relativo às unidades celulares. Fonte: própria do autor.	120
Figura 87 – Ilustração do processo de imageamento por ultrassom. Fonte: Traduzido de HOSKINS, LAWFORD, DOYLE (2017)	132
Figura 88 – Ilustração do spin de um próton sob efeito de um campo magnético. Fonte: Traduzido de HOSKINS, LAWFORD, DOYLE (2017)	133
Figura 89 – Ilustração da detecção de sinais na ressonância magnética. (a) Spins alinhados. (b) Spins alinhados à onda de radiofrequência. (c) - (e) Relaxação dos spins e realinhamento com o campo magnético. (f) Spins realinhados. (g) Gráfico de magnetização longitudinal, mostrando o tempo T1. (h) Gráfico de magnetização transversal, mostrando o tempo T2. Fonte: Traduzido de HOSKINS, LAWFORD, DOYLE (2017).	134
Figura 90 – Diagrama de processamento dos dados dos testes de tração uniaxial. Fonte: Própria do autor.	136
Figura 91 – Diagrama de processamento dos dados dos testes de complacência. Fonte: Própria do autor.	138

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Comparação das modalidades de aquisição, referenciado em uma aquisição abdominal	25
Tabela 2 - Diâmetros das regiões da aorta, média entre adultos.	37
Tabela 3 - Composição volumétrica média da aorta saudável e com aneurisma	42
Tabela 4 – Características mecânicas do A30, da família Vero e das suas combinações	47
Tabela 5 – Características mecânicas do BMat e do TMat	47
Tabela 6 – Materiais usados no projeto	48
Tabela 7 – Resumo das dimensões das unidades celulares na tesselação	51
Tabela 8 – Características dos reforços nos cilindros.....	59
Tabela 9 – Características dos cilindros anteriores	59
Tabela 10 – Modelos impressos no primeiro conjunto e suas características	60
Tabela 11 – Modelos impressos no segundo conjunto e suas características.....	61
Tabela 12 – Modelos impressos no terceiro conjunto e suas características.....	62
Tabela 13 – Características dos cilindros dos testes de complacência	63
Tabela 14 – Características dos cilindros anteriores	64
Tabela 15 – Codificação das unidades celulares usadas nos modelos do teste uniaxial	71
Tabela 16 – Codificação dos materiais usados nos modelos do teste uniaxial.....	71
Tabela 17 – Agrupamento de resultados do teste de tração uniaxial.....	79
Tabela 18 – Valores médios do módulo de elasticidade a 0,2 MPa de tensão, a tensão máxima e a deformação na tensão máxima das amostras, separadas por grupos.....	81
Tabela 19 – Resultados da regressão polinomial, considerando os valores até a tensão máxima.	87
Tabela 20 – Propriedades mecânicas de aorta humana	88
Tabela 21 – Dados de testes uniaxiais de tecido aórtico usados como referências	93
Tabela 22 – Modelos impressos mais próximos das referências para tensão máxima.....	95
Tabela 23 – Resumo de modelos para representar o tecido aórtico	98
Tabela 24 – Codificação das unidades celulares usadas nos modelos do teste de complacência	99
Tabela 25 – Codificação dos materiais usados nos modelos do teste de complacência.....	99
Tabela 26 – Pressão diferencial máxima para cada teste do cilindro C_Hint_T600_SHA85	104
Tabela 27 – Pressão diferencial máxima média para cada teste dos cilindros anteriores	105
Tabela 28 – Dados de E_p de tecido aórtico usados como referências.....	108
Tabela 29 – Modelos impressos mais próximos das referências para E_p	109
Tabela 30 – Dados de energia perdida de tecido aórtico usados como referências.....	112
Tabela 31 – Resultados de regressão polinomial entre 15% e 90% da duração do teste	137

Lista de Abreviaturas

- CAD** *Computer Aided-Design* – Desenho auxiliado por computador
- 3D** Tridimensional
- BJ** *Binder jetting* – jateamento de ligante
- DED** *Direct Energy Deposition* – deposição direta de energia
- ME** *Material Extrusion* – extrusão de material
- MJ** *Material Jetting* – jateamento de material
- PBF** *Powder Bed Fusion* – Fusão em leito de pó
- SL** *Sheet Lamination* – Laminação de folha
- VP** *Vat Photopolymerization* – fotopolimerização em cuba
- STL** *Standard Tessellation Language* – língua de tesselação padrão
- DICOM** *Digital Imaging Communication in Medicine* – Comunicação de imagens digitais em medicina
- HU** *Hounsfield Units* – Unidades Hounsfield
- cm** Centímetro
- mmHg** Milímetro de mercúrio
- P** Pressão
- Q** Fluxo
- MPa** Megapascal
- mm** Milímetro
- mm²** Milímetro quadrado
- TC** Tomografia computadorizada
- DAP** *Digital Anatomy™ Printer*
- A30** *Agilus30Clear™*
- VCyan** *VeroCyan™*
- VMgnt** *VeroMagenta™*

TMat	<i>TissueMatrix™</i>
BMat	<i>BoneMatrix™</i>
GMat	<i>GelMatrix™</i>
SH	<i>Shore Hardness</i> – Dureza Shore
SH-AXX	<i>Shore Hardness</i> XX escala A (XX número de 2 dígitos)
Tissue600 ou T600	Soft_DM_600
VWC	<i>Vessel Wall Compliant</i> – Parede vascular complacente
LigR	<i>Rigid Ligament</i> – Ligamento rígido
OpD	<i>Slightly Dense Bone</i> – Osso pouco Denso
OPor	<i>Porous Bone</i> – Osso Poroso
SPG	<i>Pure Gel Support</i> – Suporte de gel puro
N	Newton
DAV	Dispositivo de Assistência Ventricular
LVDT	<i>Linear Variable Differential Transformer</i> – Transformador diferencial linear variável
min	Minuto
ms	Milissegundo
kVp	Quilovolts-pico
mGy	Miligray – unidade de dose de radiação ionizante absorvida
GHz	Gigahertz
Hz	Hertz
E	Módulo de Young ou módulo de elasticidade
E_{inc}	Módulo incremental de elasticidade
E_{0,2 MPa}	Módulo de elasticidade a 0,2 MPa de tração
E_p	Módulo de elasticidade por pressão-deformação ou módulo de Peterson

1 INTRODUÇÃO

1.1 IMPRESSÃO 3D

A impressão 3D, também conhecida como prototipagem rápida ou manufatura aditiva, é uma tecnologia de fabricação de peças tridimensionais a partir de um modelo virtual de representação geométrica criado, em geral, com um programa de desenho auxiliado por computador (Computer Aided-Design, CAD) (SHAHRUBUDIN; LEE; RAMLAN, 2019). A primeira patente para impressão 3D surgiu em 1971 (GOTTWALD, 1971), com a descrição de um dispositivo que deposita um material metálico sobre uma superfície reutilizável. A impressão 3D começou a ser comercializada na década de 80 por Charles Hull (SHAHRUBUDIN; LEE; RAMLAN, 2019).

Atualmente, a impressão 3D pode ser aplicada em diversas áreas, como: agricultura, automotiva, aeroespacial, medicina, construção civil, elétrica e eletrônica (SHAHRUBUDIN; LEE; RAMLAN, 2019). Na indústria elétrica e eletrônica, componentes passivos e ativos podem ser fabricados usando impressão 3D (SAENGCHAIRAT; TRAN; CHUA, 2016; FOO et al., 2018).

Os materiais que podem ser usados são principalmente metais, polímeros, cerâmicas e compósitos (SHAHRUBUDIN; LEE; RAMLAN, 2019). Como cada técnica de impressão utiliza alguma estratégia diferente para a adição dos materiais, a combinação material-técnica deve ser adequada não só para o funcionamento correto da impressora, mas também para aproveitar as características do material na peça final.

As técnicas de impressão 3D são divididas em sete categorias (ASTM INTERNATIONAL, 2013), cada uma usando uma estratégia diferente para a adição de material. As categorias e suas definições são (ASTM INTERNATIONAL, 2013, tradução do autor):

- Binder jetting (BJ – jateamento de ligante): “Um processo de manufatura aditiva no qual um agente aglutinante líquido é seletivamente depositado para unir materiais em pó”;
- Direct energy deposition (DED – deposição direta de energia): “Um processo de manufatura aditiva no qual energia térmica focada é usada para fundir materiais, derretendo-os à medida que eles são depositados;

- Material extrusion (ME – extrusão de material): “Um processo de manufatura aditiva no qual material é seletivamente dispensado através de um bocal ou orifício”;
- Material jetting (MJ – jateamento de material): “Um processo de manufatura aditiva no qual gotículas do material de construção são seletivamente depositados”;
- Powder bed fusion (PBF – fusão em leito de pó): “Um processo de manufatura aditiva no qual energia térmica seletivamente funde regiões de um leito de pó”;
- Sheet lamination (SL – laminação de folha): “Um processo de manufatura aditiva no qual folhas do material são unidas para formar o objeto”;
- Vat photopolymerization (VP – fotopolimerização em cuba): “Um processo de manufatura aditiva no qual um fotopolímero líquido em uma cuba é seletivamente curado com polimerização ativada por luz”.

1.2 MATERIAIS DE IMPRESSÃO

As técnicas de impressão 3D usam diferentes formas e eventos físicos para a produção das peças. Colagem de pó (BJ), derretimento/sinterização de material (DED, ME, PBF, SL) e cura de polímeros (MJ, VP), são os métodos que as impressoras 3D usam para fazer o material aderir entre cada camada, então para cada técnica de impressão, existem certos materiais mais adequados que podem ser usados.

Metais, polímeros, cerâmicas e compósitos são os principais tipos de materiais usados em impressoras 3D (SHAHRUBUDIN; LEE; RAMLAN, 2019):

- Metais – possuem boas características físicas e podem ser usados para produzir peças complexas, de órgãos humanos até peças aeroespaciais. Usado na indústria aeroespacial, petróleo e gás, aplicações médica e automobilística. Alguns exemplos de ligas metálicas são ligas de alumínio, aço inoxidável e ligas de titânio.
- Polímeros – polímeros em estado líquido são usados devido ao baixo custo, peso leve e flexibilidade de processamento. Usado para produção de protótipos até estruturas funcionais com geometria complexa. Materiais poliméricos têm papel importante em dispositivos médicos e implantes como materiais inertes. Alguns

exemplos de polímeros são poliacrilonitrila, polibutadieno, poliestireno, polipropileno e polietileno.

- Cerâmicas – materiais cerâmicos são duráveis, fortes e resistentes a fogo. Como materiais cerâmicos estão em estado fluido durante a deposição, este tipo do material pode ser usado em praticamente qualquer geometria e formato. Materiais cerâmicos podem ser usados em aplicações dentais, aeroespaciais e construção civil (ZHANG et al., 2019). Alguns exemplos de materiais cerâmicos são alumina, vidros bioativos e zircônia. Concreto também pode ser utilizado (ZHANG et al., 2019).
- Compósitos – materiais compósitos são uma combinação de dois ou mais materiais, resultando em um material que combina as características físicas. Eles são muito versáteis, leves e com propriedades adaptáveis para as aplicações desejadas. Compósitos de polímeros reforçados com fibra de carbono são usados na indústria aeroespacial devido à sua alta rigidez específica, boa resistência à corrosão e bom desempenho de fadiga. Exemplos de materiais compósitos são polímeros reforçados com fibra de vidro e com fibra de carbono.

1.3 APLICAÇÕES EM MEDICINA E CARDIOLOGIA

Algumas aplicações da impressão 3D são:

- Educação – como o modelo impresso contém as características anatômicas específicas do paciente que passou pelo exame de imagens, o objeto 3D pode ser usado para facilitar a comunicação entre profissionais de diferentes áreas, entre professores, estudantes e profissionais em treinamento, e entre médico e paciente (OTTON et al., 2017; VUKICEVIC et al., 2017; SUN, 2020). A impressão 3D também apresenta reprodutibilidade e segurança do modelo em relação à dissecação de cadáveres, possibilidade de modelar diferentes patologias anatômicas a partir de bancos de imagens e compartilhar modelos com diferentes instituições (LIM et al., 2015);
- Treinamento – cirurgias em modelos impressos não substituem cirurgias reais, mas fornecem experiência e confiança para os cirurgiões em treinamento. Os modelos 3D são mais eficientes, baratos e acurados do que treinamento com animais (TORRES; DE LUCCIA, 2018). Inclusive, imagens de pacientes com patologias

raras podem ser armazenadas em bancos de dados e impressas quando desejado, permitindo que futuros profissionais de saúde treinem em situações específicas (SHETH; THEODOROPOULOS; ABOUALI, 2015).

- Aplicações clínicas
 - Planejamento pré-cirúrgico – principal aplicação da impressão 3D em cardiologia, usada em casos onde os exames de imagem não apresentam toda a complexidade anatômica de forma satisfatória para o planejamento, então o modelo impresso é usado para ampliar a visualização da anatomia do paciente, permitindo que o cirurgião tenha um melhor planejamento pré-operatório (OTTON et al., 2017; VUKICEVIC et al., 2017; SUN, 2020; YILDIZ et al., 2021). O planejamento cirúrgico também pode reduzir o tempo de cirurgia e causar menos complicações para pacientes específicos (O'BRIEN et al., 2016);
 - Fenestração de enxerto – as ramificações da aorta não têm redundância entre si, então em procedimentos que usam enxertos endovasculares, pequenas aberturas no enxerto são necessárias para criar acessos a essas ramificações. O modelo 3D mostra as posições das ramificações no enxerto que será instalado, para as aberturas serem feitas (TONG et al., 2020a; TONG et al., 2020b).
- Comunicação entre médico e paciente - Explicações sobre a estrutura normal do coração, sobre a cardiopatia e sobre os possíveis procedimentos são as principais informações que podem ser passadas para os ouvintes (VUKICEVIC et al., 2017).
- Inovação de dispositivos – novos dispositivos precisam ser testados antes de serem aprovados para uso em humanos. Os testes podem ser feitos em cadáveres, mas eles não demonstram características específicas dos pacientes, ou em animais, mas o tamanho ou elementos patológicos podem ser diferentes dos humanos. Logo, as impressões 3D de pacientes podem ser usadas para testar novos dispositivos cardíacos de reparo estrutural (VUKICEVIC et al., 2017; SUN, 2020). Recentemente, com a tecnologia de impressão 3D, o planejamento cirúrgico vem utilizando-a para auxiliar no procedimento cirúrgico (HO; SQUELCH; SUN, 2017). A impressão 3D gera um objeto a partir de um conjunto de imagens

digitais, que pode ser manuseado e é capaz de revelar características únicas de cada paciente.

1.4 IMPRESSÃO DE MODELOS ANATÔMICOS

As impressoras 3D trabalham com arquivos 3D, sendo o mais comum o formato de linguagem de tesselação padrão (Standard Tessellation Language – STL), que aproxima o modelo 3D com um conjunto de triângulos, como ilustrado na Figura 1, e é considerado o padrão para impressão 3D.

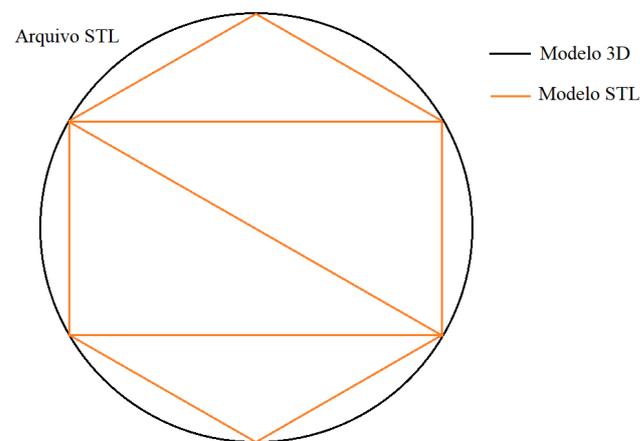


Figura 1 - Aproximação de um modelo 3D em um modelo STL. Fonte: própria do autor.

As imagens digitais adquiridas são gravadas com a extensão .dcm para serem utilizadas com o protocolo DICOM (Digital Imaging Communication in Medicine). Este protocolo reúne normas para processamento, armazenamento e transmissão de informação médica em formato eletrônico e é utilizado para padronizar a formatação de imagens médicas e informações associadas (NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION, 2022).

O processamento da imagem permite a segmentação das regiões de interesse e a geração dos modelos 3D.

A Figura 2 mostra o fluxograma do processo de impressão 3D a partir de imagem médica, dividido em três etapas. A primeira etapa é a aquisição de imagens do paciente, gerando os arquivos no formato “.dcm”, seguida do processamento computacional da imagem, onde ocorre a segmentação e a geração do arquivo STL. A terceira etapa é a impressão 3D do modelo a partir do arquivo STL.

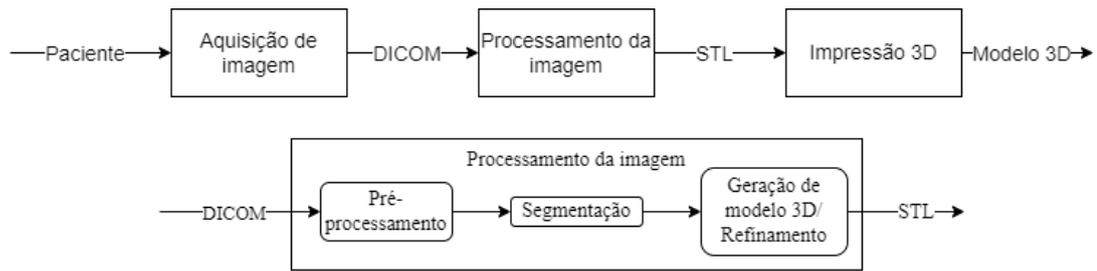


Figura 2 - Fluxograma do processo de impressão 3D a partir de imagens de um paciente. Acima, o fluxograma simplificado. Abaixo, detalhe operacional do processamento da imagem. Fonte: própria do autor, baseado em AIMAR; PALERMO; INNOCENTI (2019) e FOGARASI; COBURN; RIPLEY (2022)

Na impressão tridimensional, o modelo virtual é dividido em camadas, que são impressas uma sobre a outra, com a adição de material e a forma como a peça é impressa depende da técnica utilizada, podendo ocorrer por jateamento, deposição ou por aglutinação (SHAHRUBUDIN; LEE; RAMLAN, 2019).

Conforme mostrado na Figura 2, o processo de impressão se inicia com a aquisição das imagens do paciente. As modalidades de aquisição causam grande influência nas características da imagem obtida, como maior ou menor contraste entre tecidos. Como a acurácia das imagens influencia na acurácia dos objetos impressos (UCCHEDDU et al., 2017), as características relevantes das modalidades de aquisição para a impressão 3D são boa resolução (tamanho de cada pixel/voxel no plano/espço), para capturar detalhes das regiões, e bom contraste (diferença de representação entre tecidos distintos), para diferenciar tecidos vizinhos.

Para obter as informações desejadas das imagens médicas, como as dimensões da aorta do paciente, é preciso processar a imagem de forma adequada. Na Figura 2, o processamento da imagem é dividido em pré-processamento, segmentação e refinamento/geração de malha.

As imagens podem conter informações anatômicas, mostrando as características da anatomia interna do paciente, ou funcionais, com as informações fisiológicas (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017). Nas aplicações em impressão 3D, somente as técnicas estruturais são interessantes. As modalidades de aquisição de imagens utilizam diferentes efeitos físicos para captura das imagens, como: radiação, som ou spin (UCCHEDDU et al., 2017). Algumas modalidades de aquisição de imagens comuns são tomografia computadorizada, ultrassom e ressonância magnética (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017). Neste projeto, utilizamos imagens obtidas por tomografia computadorizada, descrita a

seguir. Uma descrição sucinta das técnicas de ultrassom e ressonância magnética constam no Apêndice A.

1.4.1 Tecnologias para obtenção das imagens

1.4.1.1 Tomografia computadorizada

A tomografia computadorizada usa raios-x para gerar as imagens internas do paciente. Partículas (fótons) com energia de raios-x são emitidos na direção do paciente e captados em um detector atrás do paciente. A intensidade dos raios-x detectados é dependente da atenuação que eles sofreram quando atravessaram os tecidos. Esta atenuação é proporcional ao número atômico dos átomos dos tecidos atravessados (cálcio gera maior atenuação, enquanto tecidos moles geram menor, assim existe maior contraste entre ossos e tecidos moles, mas baixo contraste entre diferentes tipos de tecidos moles). Na tomografia computadorizada, os dados de raios-x são projetados e coletados em diferentes ângulos ao redor do paciente enquanto percorre o seu comprimento, como na Figura 3. As projeções são combinadas computacionalmente com um método chamado “back projection”, formando imagens cuja intensidade dos pixels é relacionada ao coeficiente de atenuação do tecido. Este coeficiente de atenuação de raios-x é chamado de Unidade Hounsfield, representado por HU.

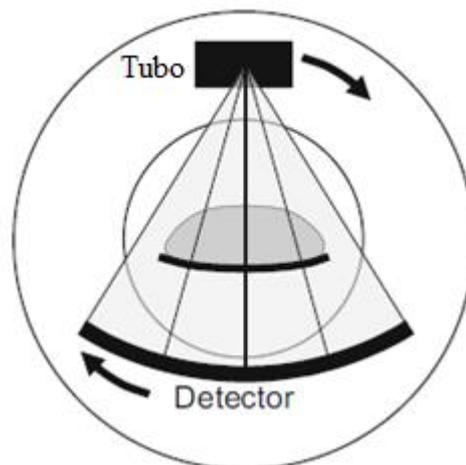


Figura 3 – Ilustração de tomografia computadorizada, onde o cilindro de emissão e o detector percorrem o corpo do paciente enquanto os raios-x são emitidos e captados. Fonte: Traduzido de HOSKINS, LAWFOR, DOYLE (2017)

1.4.1.2 Comparação das modalidades de aquisição

A Tabela 1 compara as algumas modalidades de aquisição de imagens considerando aspectos relevantes para impressão 3D, como resolução e tempo de aquisição (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017).

Tabela 1 – Comparação das modalidades de aquisição, referenciado em uma aquisição abdominal

	Tomografia computadorizada	Ultrassom 3D	Ressonância magnética
Grandeza quantificada	Coefficiente de atenuação de raio-x	Impedância acústica	Densidade de hidrogênio, tempos de relaxação
Tempo de aquisição	3-5 s	0.1 s	15-20 min
Resolução espacial	0,4-0,8 mm em x, y e z	1 mm x e z; 2 mm em y	1 mm em x e y; 2 – 5 mm em z
Seção transversal de corpo completo	Sim	Não	Sim
Uso de radiação	Sim	Não	Não
Aceitação pelo paciente (%)	99-100	99-100	95

Fonte: Traduzido de HOSKINS, LAWFORD, DOYLE (2017).

Na tomografia computadorizada e ressonância magnética, tempos mais longos de aquisição estão atrelados à redução de ruído nas imagens. O primeiro depende da quantidade de fótons de raios-x emitidos que atravessam o paciente e incidem no detector, enquanto o segundo depende dos tempos de relaxação dos prótons magnetizados. No ultrassom, o tempo de aquisição depende da velocidade do som no corpo do paciente, mas o ruído acontece devido a padrões de interferência do espalhamento das ondas sonoras dentro do feixe de ultrassom (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017).

Para a resolução espacial, existem diferentes valores em diferentes direções. Em ressonância magnética, na seção transversal (x e y) a resolução é de 1 mm, enquanto a espessura de cada seção (z) tem um valor entre 2 e 5 mm, assim cada voxel é longo e fino. Em ultrassom, a resolução no eixo de propagação da onda (y, posterior para anterior) é de 2 mm, enquanto nos eixos perpendiculares (x e z, esquerda para direita e inferior para superior, respectivamente) a resolução é de 1 mm. Tomografia computadorizada tem resolução entre 0,4 e 0,8 mm nas três direções (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017).

Tomografia computadorizada e ressonância magnética conseguem adquirir a seção transversal do corpo completo no exame, enquanto o ultrassom só consegue as imagens de trechos do corpo a cada aquisição (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017).

A tomografia computadorizada utiliza radiação ionizante associada a câncer e cuja dose deve ser controlada mantendo-se a qualidade da imagem. Ressonância magnética e ultrassom são mais seguros neste quesito, uma vez que não usam radiação ionizante. Porém, devido à forte magnetização, a ressonância não pode ser usada em alguns pacientes portadores de implantes não compatíveis e alguns tipos de próteses ferromagnéticas (SAMMET, 2016).

A aceitação de ressonância magnética é menor pelos pacientes devido ao formato do equipamento, que pode induzir crises claustrofóbicas, mas sistemas de ressonância abertos podem ser adequados para estes pacientes (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017).

A tomografia computadorizada e a ressonância magnética são mais usadas para anatomia intracardíaca de átrios e ventrículos e extracardíaca dos grandes vasos, enquanto o ultrassom é mais usado para adquirir a anatomia das válvulas cardíacas (BYRNE et al., 2016).

Assim, dentre as modalidades descritas, a tomografia computadorizada é mais adequada para impressão 3D, devido à sua resolução, que consegue capturar detalhes menores, mas não pode ser usada frequentemente devido ao uso de radiação ionizante, que pode causar danos ao paciente.

1.4.1.3 Obtenção do modelo anatômico a partir da imagem

Após a aquisição das imagens médicas, o processamento delas é realizado com o intuito de identificar as regiões desejadas e criar um arquivo adequado para a impressão 3D. O processamento é dividido nas etapas de filtragem, segmentação e refinamento/geração de mesh.

Existem softwares para leitura e processamento de imagens médicas nos formatos .dcm, livres, como o 3D Slicer e o ImageJ, ou comercializados como o Mimics® (KAMIO et al., 2020).

1.4.1.3.1 Pré-processamento

Os resultados dos exames de imagem podem ter ruído a ser reduzido, ou detalhes a serem enfatizados ou suprimidos (SHAPIRO; STOCKMAN, 2001). A filtragem permite

melhorar a detecção de detalhes importantes da imagem por humanos ou computadores (SHAPIRO; STOCKMAN, 2001), para que estes detalhes possam ser segmentados posteriormente.

No caso de imagens médicas, “detalhes importantes” se referem a irregularidades anatômicas no paciente, como lesões internas (BRIA; MARROCCO; TORTORELLA, 2020) e nódulos (ZHANG et al., 2018), que são usadas por médicos para diagnósticos e tratamentos.

Alguns processos de filtragem comuns são: filtragem gaussiana (ZHU et al., 2021), filtragem mediana (JOHN; MINI, 2016) e equalização de histograma (KATOUZIAN; PRAKASH; KONOFAGOU, 2006).

1.4.1.3.2 Segmentação

Segmentação de imagem refere-se ao particionamento de uma imagem em um conjunto de regiões que a compõe. A segmentação tem dois objetivos principais: decompor a imagem em regiões para uma análise mais aprofundada (como os diferentes órgãos de um paciente), e alterar representação da imagem, organizando os pixels da imagem em agrupamentos que tem maior significado ou são mais eficientes para serem analisados (de pixels individuais para regiões homogêneas) (SHAPIRO; STOCKMAN, 2001).

Os métodos de segmentação podem ser divididos em três grupos, dependendo da quantidade de interação com um operador que é necessária (BYRNE et al., 2016): manual, semiautomático e automática.

Algumas técnicas de segmentação são:

- Limiarização de brilho – Brightness thresholding (PAL; PAL, 1993):

Nesta técnica, cada pixel é particionado como parte de uma região de acordo com o seu valor de intensidade em relação a um limiar. A limiarização por brilho é uma técnica simples e popular de segmentação. Existem implementações automáticas, como o método de Otsu (OTSU, 1979), que considera que no histograma da imagem as regiões são distribuições normais distintas e calcula o limiar ótimo para maximizar a “separabilidade” da intensidade das regiões.

- Region Growing – Crescimento de região/semente:

Ao invés de dividir a imagem diretamente, o crescimento de região começa de uma posição inicial e expande a região até que os pixels vizinhos sejam muito diferentes da

região em crescimento (SHAPIRO; STOCKMAN, 2001). Em uma das primeiras abordagens (ZUCKER, 1976), a imagem é subdividida em células menores, cujos valores estatísticos são comparados entre células vizinhas para determinar a união de células (crescimento das regiões), até que todas as regiões sejam completamente dissimilares entre si.

- Watershed (VINCENT; SOILLE, 1991)

A segmentação por watershed é derivada da ideia de água escorrendo por um terreno em um modelo geofísico até a altura mínima (BEARE; LEHMANN, 2006). A Figura 4 apresenta uma ilustração simplificada do uso de watershed na segmentação de imagens.

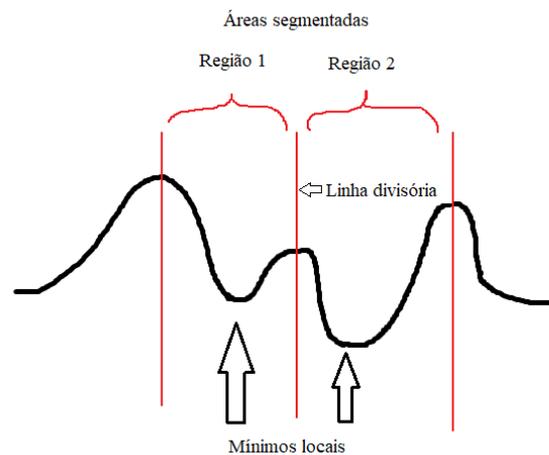


Figura 4 – Exemplo de watershed em segmentação, as linhas pretas indicam o nível do gradiente de intensidade da imagem. Fonte: própria do autor.

Originalmente, o watershed usa o módulo do gradiente da intensidade da imagem, junto com conceitos de limiares, zonas de influência e distância geodésica para determinar as fronteiras entre as regiões (watersheds) (BEUCHER; LANTUÉJOUL, 1979).

1.4.1.3.3 Representação da segmentação

O resultado da segmentação pode ser armazenado e representado de diferentes maneiras. Algumas maneiras possíveis são: overlay (sobreposição), label (marcador), boundary coding (codificação de borda) e quad trees (árvores de quadrantes) (SHAPIRO; STOCKMAN, 2001). Na sobreposição, a segmentação é apresentada sobre a imagem original, com cores contrastantes. Com marcadores, cada pixel é associado a uma variável que indica a

região segmentada. Codificação de borda apresenta o caminho entre os pixels que a borda da região de segmentação percorre. Árvore de quadrantes divide os pixels da imagem em quadrantes, marcando-os inteiramente como parte de uma região ou subdividindo-os em quadrantes menores (SHAPIRO; STOCKMAN, 2001).

1.4.1.4 Geração de modelo 3D

Comumente, a segmentação resulta em labelmaps (mapas de marcadores) (SHAPIRO; STOCKMAN, 2001; PINTER; LASSO; FICHTINGER, 2019) que não é uma representação que pode ser usada diretamente em impressão 3D. Na realidade, ela precisa ser transformada num modelo 3D. Um exemplo de algoritmo que faz essa transformação é o “marching cubes” (LORENSEN; CLINE, 1987).

“Marching cubes” usa a estratégia de dividir para conquistar para gerar a superfície com os triângulos do modelo 3D. O labelmap é analisado dividindo a imagem 3D em cubos de $2 \times 2 \times 2$ voxels, em cortes vizinhos, como mostrado na Figura 5. A ideia deste algoritmo é criar um conjunto de triângulos em cada cubo para dividir os voxels de valores diferentes do labelmap.

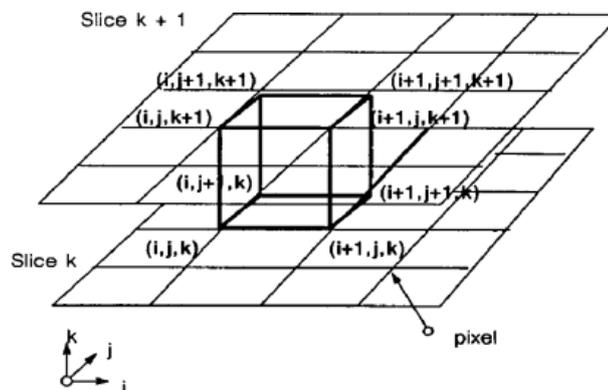


Figura 5 – Ilustração de um cubo marchante. Fonte: LORENSEN; CLINE (1987).

Devido à simetria, as $2^8 = 256$ possíveis combinações de voxels dentro e fora da segmentação são reduzidas para 14, que são mostradas na Figura 6.

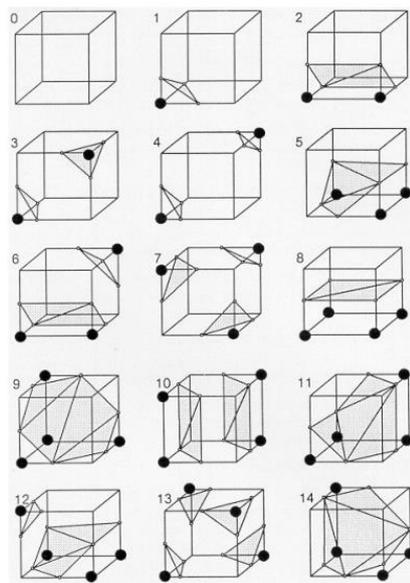


Figura 6 – Combinações de pixels no “marching cubes”. Fonte: LORENSEN, CLINE (1987).

Com as combinações tabeladas, utiliza-se um índice para cada cubo que representa quais vértices fazem parte do objeto 3D, mostrado na Figura 7.

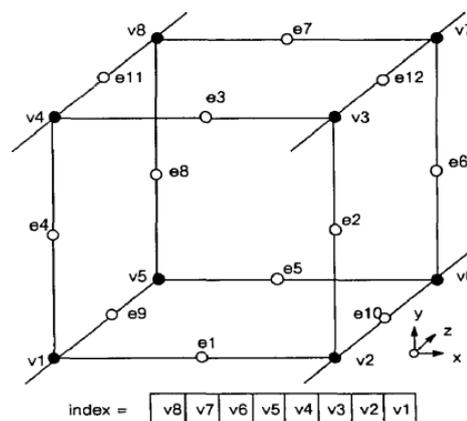


Figura 7 – Ilustração da relação entre os vértices e índices. Fonte: LORENSEN; CLINE (1987).

Este índice é usado em conjunto com as combinações da Figura 6 para apontar onde a superfície 3D cruza os cubos, permitindo que as intersecções da superfície sejam interpoladas ao longo das bordas e também indica rapidamente se o cubo está dentro ou fora da superfície 3D.

Por fim, o algoritmo precisa calcular o vetor normal de cada superfície de cada triângulo, que é equivalente a calcular o gradiente de cada vértice dos cubos e interpolar os resultados para o centro dos triângulos.

Neste ponto, a imagem médica foi adquirida, segmentada e transformada em um modelo 3D, que pode ser impressa, ou a superfície do modelo pode ser suavizada (FOGARASI; COBURN; RIPLEY, 2022) para melhorar a qualidade do objeto 3D. A suavização reduz variações acentuadas nas direções das arestas dos triângulos, mas achata características do modelo (FOGARASI; COBURN; RIPLEY, 2022). Dois algoritmos de suavização são a suavização laplaciana e a suavização de Taubin (FOGARASI; COBURN; RIPLEY, 2022).

A suavização laplaciana utiliza uma aproximação discreta do operador laplaciano para remanejar as posições dos vértices dos triângulos do modelo 3D. O resultado deste operador é um vetor do ponto analisado até a média dos pontos vizinhos (TAUBIN, 1995a). Junto com um fator de amortecimento, este vetor é somado ao vértice analisado, resultando numa posição entre os vértices vizinhos. A Figura 8 mostra um exemplo de suavização laplaciana.

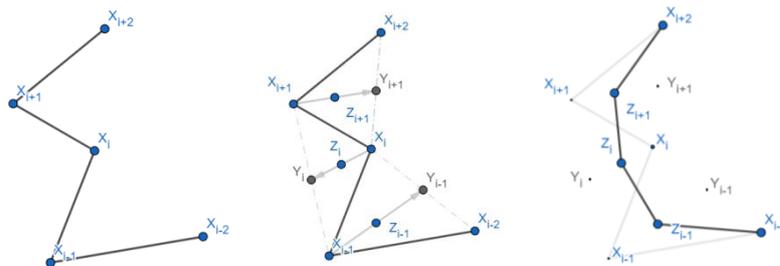


Figura 8 – Exemplo de suavização laplaciana em 2D. Os pontos x são as posições iniciais dos vértices dos triângulos deste exemplo, os pontos y são as posições médias dos pontos x vizinhos e os pontos z são as posições resultantes da suavização laplaciana, com amortecimento de 0,5. Fonte: própria do autor.

A suavização de Taubin (TAUBIN, 1995b) busca realizar a suavização gaussiana, mas reduzindo o efeito de encolhimento que ela produz. Para tal, cada iteração deste método realiza a suavização gaussiana duas vezes. Na primeira, a gaussiana é aplicada normalmente, com um peso positivo, que suaviza o modelo, mas o encolhe. Na segunda, a gaussiana é aplicada com um peso negativo de magnitude maior que na primeira aplicação, ampliando o modelo e mantendo a suavização da primeira aplicação.

1.4.2 Impressão de objetos tridimensionais

Após a suavização, o modelo anatômico pode ser impresso. A obtenção de um modelo com características mecânicas do tecido aórtico representa um grande desafio. Isso ocorre devido à diferença do comportamento entre materiais de impressão (especialmente polímeros)

e tecidos moles biológicos (WANG et al., 2016), dentre os quais a parede aórtica está incluída. A Figura 9 apresenta estas diferenças.

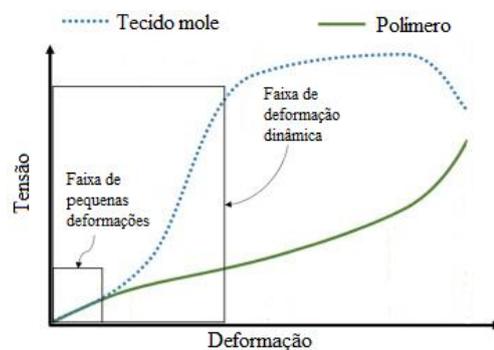


Figura 9 – Comparação dos comportamentos mecânicos de tecido mole (linha pontilhada) e de um polímero (linha contínua). Fonte: Adaptado e traduzido de WANG et al., (2016)

Os polímeros podem apresentar comportamentos diferentes (WANG et al., 2016). Existem estudos que avaliam o comportamento mecânico de combinações de diferentes polímeros (WANG et al., 2016; BEZEK et al., 2022; TEE et al., 2020; BEZEK et al., 2020). A técnica de impressão utilizada para os estudos com combinações de polímeros é o MJ, especificamente a tecnologia PolyJet™, pela sua capacidade de realizar a impressão com diferentes materiais poliméricos ao mesmo tempo.

1.4.2.1 Jateamento de material e PolyJet™

O processo MJ foi desenvolvido em 2000 pela Objet Geometries Ltd., em 2012 foi adquirida pela Stratasys e é chamada de PolyJet (GÜLCAN; GÜNAYDIN; TAMER, 2021). A Figura 10 ilustra simplificada a impressora que usa a técnica de MJ, especificamente o PolyJet.

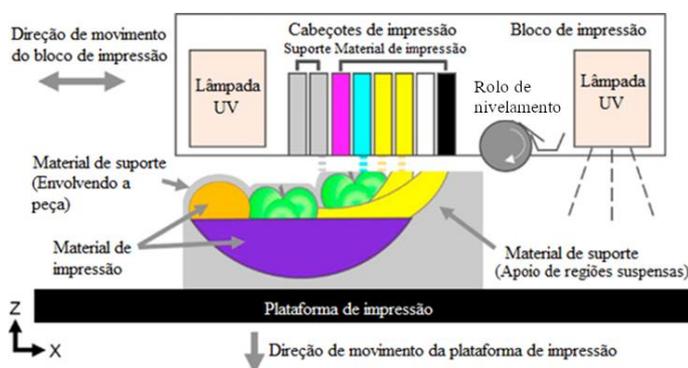


Figura 10 – Ilustração simplificada do MJ. Fonte: Traduzido de BEZEK et al., (2020)

Na impressão com PolyJet, tanques armazenam a vácuo os materiais fotopoliméricos. Na deposição, o material é aquecido no percurso dos tanques para o cabeçote de impressão, a

partir do qual é depositado como gotículas nas posições adequadas, formando uma camada derretida de material. Logo após a deposição, a camada de material é nivelada por uma lâmina ou rolo, e em seguida se dá a cura do material a partir da incidência de luz ultravioleta. Vale ressaltar que o material de suporte também passa pela cura com a luz ultravioleta. Após a cura de uma camada, a plataforma de impressão é abaixada e a camada seguinte é impressa sobre a anterior. O processo se repete até que todas as camadas sejam impressas. Como o material é depositado derretido, é necessário utilizar uma estrutura de suporte em regiões suspensas. O material de suporte deve ser removido após o término da impressão do objeto (GÜLCAN; GÜNAYDIN; TAMER, 2021).

As vantagens do MJ são: alta acurácia, possibilidade de produzir objetos coloridos, possibilidade de utilização de múltiplos materiais e pouco desperdício de material. As desvantagens são: necessidade de estruturas de suporte e materiais limitados (GONZALEZ-GUTIERREZ et al., 2018; AIMAR; PALERMO; INNOCENTI, 2019). No PolyJet, a impressora J750 Digital Anatomy Printer tem resolução de até 14 micrômetros de altura por camada e até 100 micrômetros no plano da camada (“J750 Digital Anatomy”, [s.d.]).

Além da deposição de materiais individuais, o PolyJet também consegue misturar dois ou três fotopolímeros durante a impressão em proporções definidas pela fabricante (LEE; AN; CHUA, 2017). A mistura dos materiais ocorre com a justaposição dos materiais durante o jateamento ao invés de uma mistura molecular (MUELLER et al., 2017). Chamado de material digital, esta mistura possui características e propriedades proporcionais à quantidade de cada material (LEE; AN; CHUA, 2017).

1.4.2.2 Metamateriais e lattices

Os materiais poliméricos utilizados na impressão 3D em geral não reproduzem curva de tensão-deformação, conforme mostrado na Figura 9 de tecidos biológicos. Os tecidos moles biológicos, em geral, se tornam mais rígidos para maiores deformações no alcance dinâmico, mostrado pelo aumento na inclinação da curva tensão-deformação do tecido mole biológico na Figura 9, enquanto polímeros mantêm sua rigidez, mostrado pela inclinação quase constante na curva tensão-deformação do material polimérico na Figura 9.

Mesmo utilizando materiais digitais, essa característica dos tecidos biológicos representa um desafio (TEE et al., 2020). Materiais flexíveis com um tecido de reforço permitem criar o efeito de enrijecimento com a distensão (ZHALMURATOVA et al., 2019),

possivelmente com diferentes designs (MA et al., 2017), exemplificados na Figura 11. O depósito de diferentes materiais poliméricos na mesma impressão permite criar estruturas internas como reforços (WANG et al., 2016) dentro das peças.

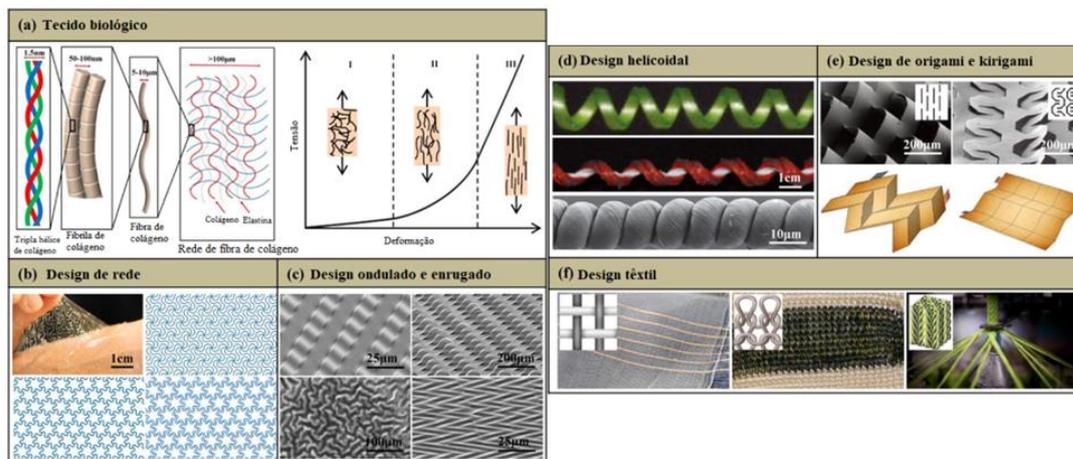


Figura 11 – Designs que apresentam enrijecimento com a distensão. Tecidos biológicos (aorta) (a). Designs de redes (b). Ondulados e enrugados (c). Designs helicoidais (d). Origamis e kirigamis (e). Designs de tecidos (f). Fonte: Traduzido de MA et al. (2017)

Estruturas específicas, chamadas de metamateriais, apresentam características que não são encontradas naturalmente, como razão de Poisson negativa ou expansão térmica negativa (KSHETRIMAYUM, 2005), devido à sua estrutura e composição. Os metamateriais com propriedades mecânicas das estruturas projetadas são chamados de metamateriais mecânicos (SURJADI et al., 2019). Os metamateriais mecânicos também podem ser incluídos dentro das peças para alcançar características mecânicas específicas como reforços (WANG et al., 2016). A Figura 12 mostra exemplos de metamateriais mecânicos.

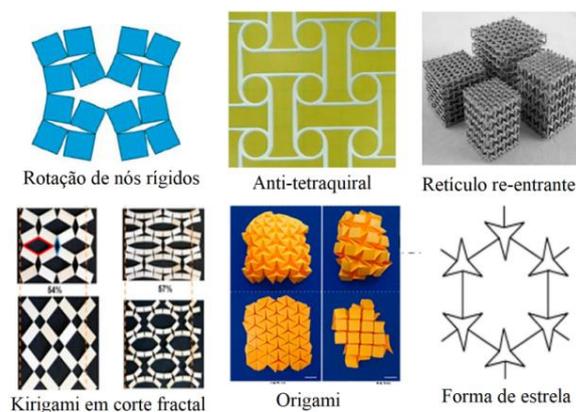


Figura 12 – Exemplos de designs de metamateriais mecânicos. Fonte: traduzido de ZHALMURATOVA; CHUNG, (2020).

Um conceito que também pode ser usado com impressão 3D, materiais digitais e reforços de metamateriais é o de retículos (“lattices”) (AREMU et al., 2017), que são arranjos

de padrões reticulados para alcançar certas propriedades (AREMU et al., 2017). Padrões reticulados pré-desenhados foram estudados com impressão 3D para investigar suas propriedades estruturais (AREMU et al., 2017).

Os retículos são gerados com a tesselação de unidades elementares, chamadas de unidades celulares (“unit cells”) (AREMU et al., 2017). A tesselação é o processo de recobrir uma superfície (ou espaço) com elementos congruentes ou não, de forma que não sobrem espaços vazios. A Figura 13 mostra um exemplo de retículo, sua unidade celular e o processo de tesselação (4 cópias em x e 2 em y).

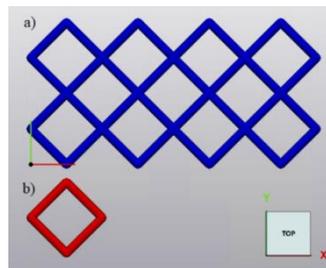


Figura 13 – Exemplo de retículo. Tesselação de 4 unidades no eixo x e 2 unidades no eixo y (a). Unidade celular (b). Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Se necessário, as unidades celulares podem se conformar ao espaço desejado (TAO; LEU, 2016). Na tesselação direta, a unidade celular é copiada no espaço e recortada com expressões booleanas no formato do espaço desejado (AREMU et al., 2017), sem consideração com a curvatura espacial. Enquanto na chamada tesselação conformal, a unidade celular é guiada para se conformar à curvatura do espaço da peça (TAO; LEU, 2016). A Figura 14 apresenta a diferença entre a tesselação direta e a conformal.

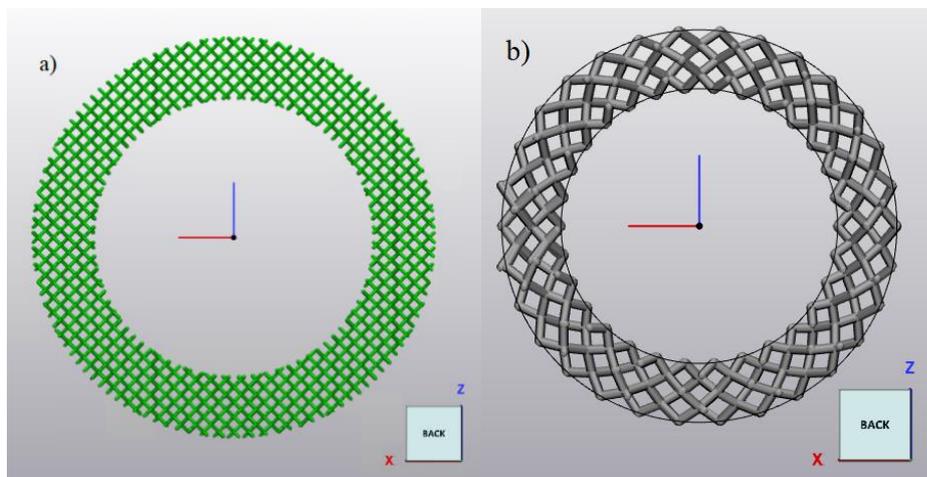


Figura 14 – Formas da tesselação do reticulado de cobrir um espaço curvado. Tesselação direta (a) e tesselação conformal (b). Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

1.5 BIOMECÂNICA DA AORTA

A artéria aorta é o maior e mais importante vaso sanguíneo do corpo humano tendo sua origem no ventrículo esquerdo possuindo várias ramificações que promovem a distribuição do sangue oxigenado bombeado pelo ventrículo para a circulação sistêmica (COLLINS et al., 2014). O segmento da aorta situado acima do diafragma é referido como aorta torácica e inclui a raiz aórtica, a aorta ascendente, o arco aórtico e a aorta descendente. O segmento abaixo do diafragma é referido como aorta abdominal inclui os segmentos suprarrenal e infrarrenal, separados pela artéria renal. A aorta termina em uma bifurcação nas artérias ilíacas comuns (BOSSONE; EAGLE, 2020). A Figura 15 mostra uma ilustração da aorta, suas regiões e as ramificações mais importantes.

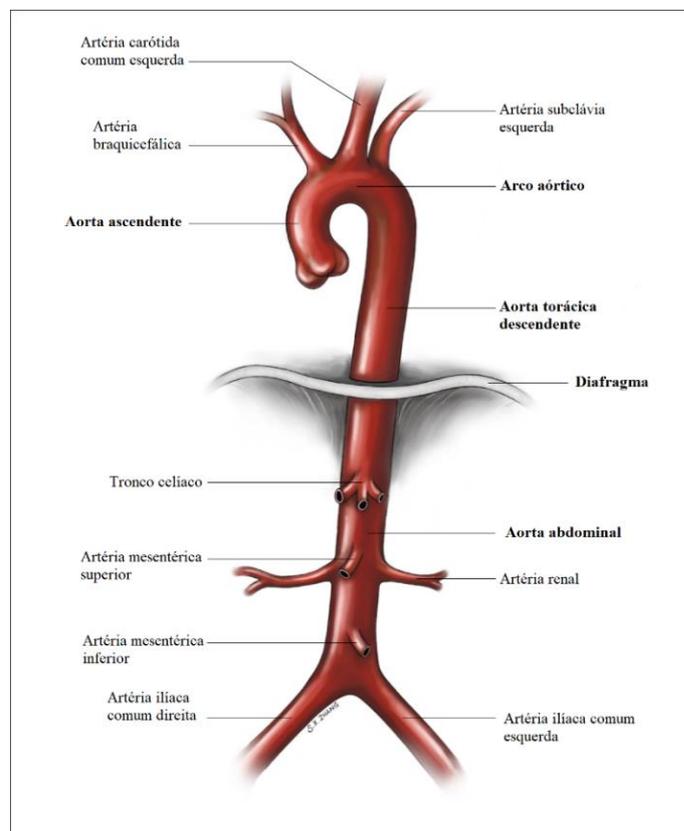


Figura 15 - Ilustração da aorta, as suas regiões e as ramificações mais importantes. Fonte: SZALAY e FROŁOW (2019).

As dimensões da aorta variam de acordo com as dimensões corporais (COLLINS et al., 2014), mostradas na Tabela 2.

Tabela 2 - Diâmetros das regiões da aorta, média entre adultos.

Região		Diâmetro (cm)
Torácica	Ascendente	3,1 ± 0,4
	Descendente	2,3 ± 0,3
Abdominal	Começo	2,1 ± 0,3
	Fim	1,7 ± 0,2

Fonte: COLLINS et al. (2014), traduzido pelo autor

Os vasos sanguíneos, incluindo a aorta, são compostos principalmente por colágeno, por fibras de elastina e por células musculares lisas. O colágeno é uma proteína responsável pela resistência mecânica dos vasos, enquanto a elastina é uma proteína responsável pela elasticidade dos vasos (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017). A elastina compõe 22,7% do volume da aorta, 22,6% do volume é composto por músculo liso e 54,8% pela combinação de colágeno e matriz extracelular (HE; ROACH, 1994).

A parede da aorta é composta por três camadas (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017):

- A camada mais interna, a túnica íntima, formada pelo endotélio e pela lâmina elástica interna. O endotélio é uma única camada de células endoteliais em contato com o sangue em circulação. A lâmina elástica interna é uma fina lâmina de elastina, que permite a movimentação do endotélio e a túnica média;
- A segunda camada, chamada de túnica média contém fibras de elastina, que fornece as propriedades elásticas e alinhadas circunferencialmente, colágeno, que fornece a resistência mecânica, e células musculares lisas;
- A camada mais externa, chamada de túnica adventícia, consiste principalmente de fibras de colágeno.

As fibras estão arrançadas em um padrão helicoidal ao redor do vaso, com diferentes ângulos entre as camadas. As fibras de colágeno estão em sua maior parte na túnica adventícia, numa rede solta e ondulada. À medida que a artéria expande, as fibras de colágeno se alinham e a rigidez se torna mais evidente, protegendo a artéria de ruptura em caso de dilatação excessiva (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017), comportamento chamado de enrijecimento com a distensão (strain-stiffening).

A Figura 16 ilustra a estrutura arterial, com as células endoteliais, rodeadas pela lâmina elástica interna. A túnica média contém principalmente as células musculares lisas e a túnica adventícia contém a rede ondulada de colágeno.

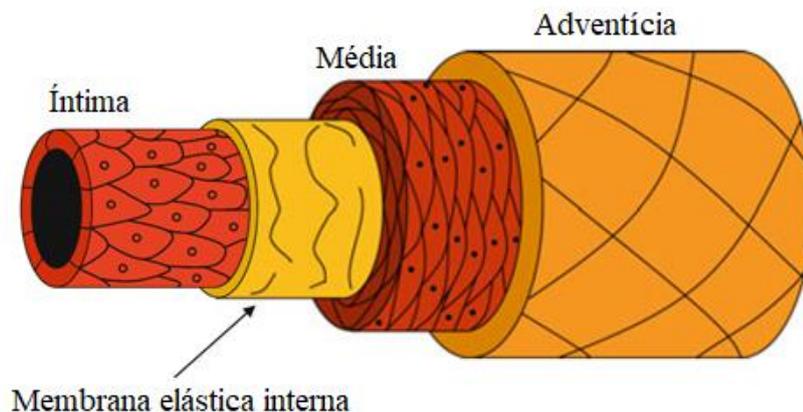


Figura 16 – Ilustração da estrutura arterial. Fonte: Traduzido de HOSKINS; LAWFORD; DOYLE (2017).

A curva pressão-diâmetro de uma artéria pode representar o comportamento tensão-deformação desta artéria (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017). O gráfico mostrado na Figura 17 apresenta o comportamento pressão-diâmetro de um trecho de artéria, sob influência de pressão de inflação. Apesar do comportamento não ser linear, em faixas restritas (por exemplo, na faixa fisiológica da pressão arterial de 80-120 mmHg, em torno de 0,2 MPa) a artéria tem comportamento aproximadamente linear. Nessa faixa fisiológica, a artéria se distende aproximadamente 10% em diâmetro (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017).

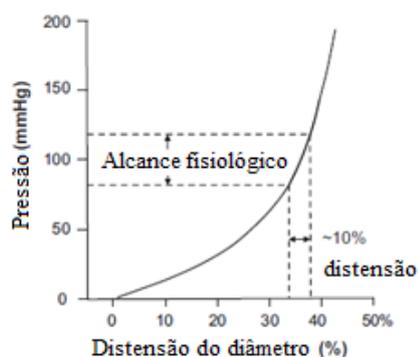


Figura 17 – Curva pressão-distensão da aorta, em destaque a faixa fisiológica de 80 a 120 mmHg. Fonte: Traduzido de HOSKINS; LAWFORD; DOYLE (2017)

As artérias também apresentam comportamento viscoelástico. Ao contrário de materiais elásticos, cuja deformação responde linearmente à aplicação de uma tensão, os

materiais viscoelásticos apresentam um atraso no tempo entre a aplicação da tensão e a resposta em forma de deformação, como ilustrado na Figura 18 (HOSKINS; LAWFFORD; DOYLE, 2017).

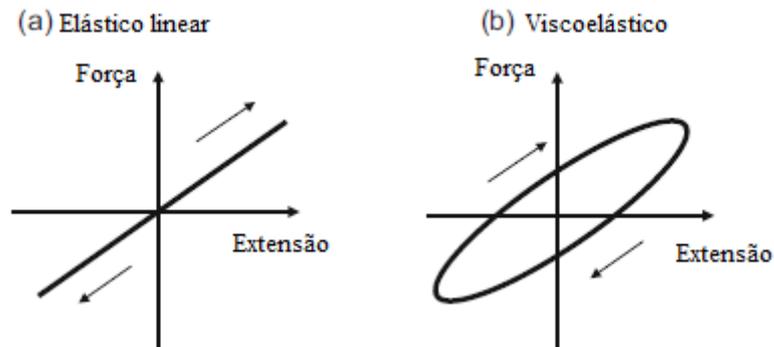


Figura 18 – Curvas de tensão-deformação de diferentes tipos de materiais. À esquerda de um material elástico linear, à direita de um material viscoelástico. Fonte: Traduzido de HOSKINS; LAWFFORD; DOYLE (2017)

A Figura 19 ilustra um modelo com o comportamento viscoelástico arterial, conhecido como modelo de Windkessel. Neste modelo, a aorta armazena uma grande parte do volume de sangue ejetado pelo ventrículo esquerdo em cada sístole, devolvendo esse volume para a circulação durante a diástole.

A Figura 19 ilustra esquematicamente o comportamento da pressão arterial (P) e fluxo sanguíneo (Q) nos estágios da contração cardíaca de acordo com as fases (HOSKINS; LAWFFORD; DOYLE, 2017):

- a) Pré-ejeção, com o coração cheio de sangue, a pressão sanguínea e o fluxo estão nos seus valores de repouso;
- b) Fase de ejeção, com o coração ejetando sangue e as artérias expandindo para acomodar parte do sangue, a pressão e fluxo aumentam até o pico a sístole;
- c) Fase de relaxamento, o coração já não ejeta mais sangue e as artérias lentamente voltam à posição de repouso, ejetando o sangue armazenado, a pressão e fluxo lentamente retornam aos valores de repouso;
- d) Fase de repouso, a pressão retorna ao valor de repouso e o fluxo se torna nulo.

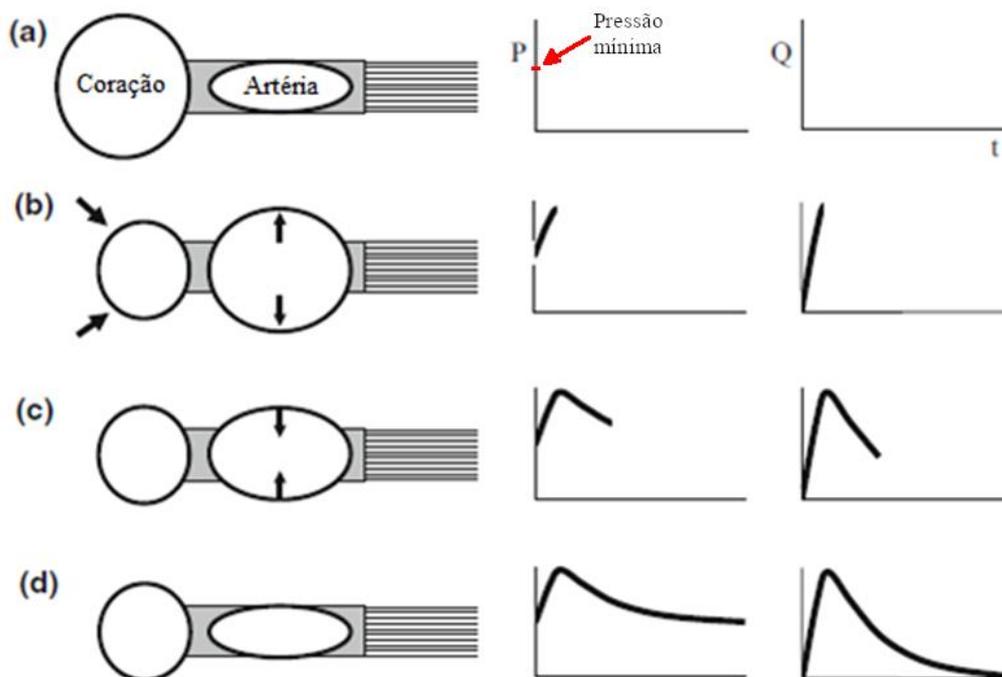


Figura 19 – Ilustração do modelo de Windkessel em diferentes estágios da contração cardíaca. À esquerda, representando as relações de volume e pressão entre o coração e a aorta, à direita os gráficos indicando a pressão (P) arterial e o fluxo (Q) sanguíneo. (a) Fase de pré-ejeção, (b) fase de ejeção, (c) fase de relaxamento, (d) fase de repouso. Fonte: Traduzido de HOSKINS, LAWFFORD, DOYLE (2017)

Este comportamento faz com que a pressão e fluxo sanguíneos sejam mantidos durante a diástole e que o fluxo sanguíneo periférico seja quase contínuo, mesmo que o ciclo cardíaco não seja contínuo (BELZ, 1995). Isso é possível devido à composição da matriz extracelular da parede dos vasos arteriais, que permitem o retorno elástico após a dilatação.

A Figura 20 mostra os efeitos do colágeno e elastina no comportamento tensão-deformação de uma artéria. Na curva à esquerda, a elastina foi removida, ficando somente o colágeno. Como o colágeno fornece a resistência mecânica, a artéria se torna tão rígida que altas tensões são necessárias para causar menores deformações. Na curva da direita, o colágeno foi removido, deixando somente a elastina, o oposto acontece removendo-se o colágeno: a artéria perde sua rigidez, assim, uma menor tensão mecânica resulta em maior deformação (HOSKINS; LAWFFORD; DOYLE, 2017).

Na Figura 20, a curva central mostra a relação em uma artéria sem remoção de colágeno ou elastina. Este comportamento é explicado pela maneira que o colágeno é distribuído na artéria. Como as moléculas estão posicionadas frouxamente em um padrão ondulado na túnica adventícia, conforme a artéria se dilata, o colágeno gradualmente se alinha

e começa a dominar o comportamento mecânico, aumentando a rigidez da aorta, como mostrado na Figura 20 (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017).

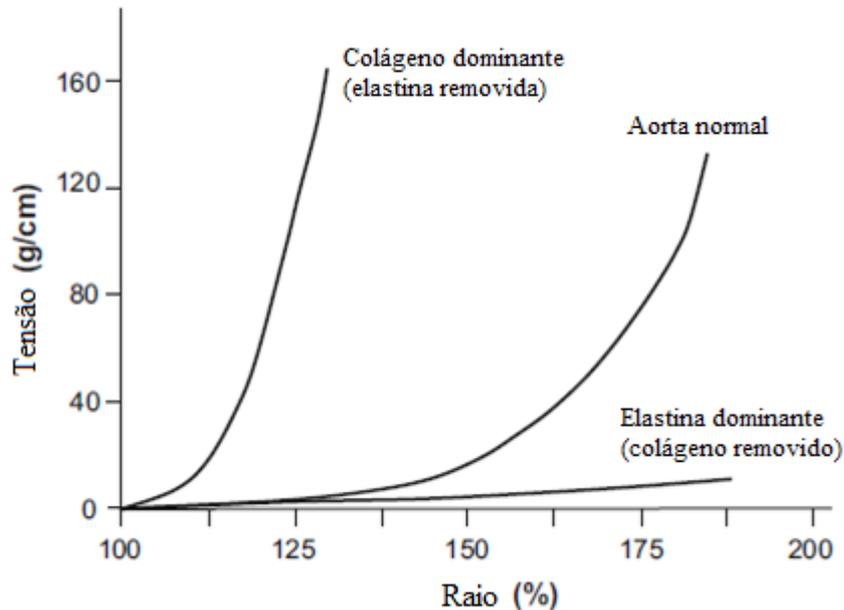


Figura 20 – Gráficos de tensão-deformação. Da esquerda para a direita, do colágeno, da aorta normal e da elastina. Fonte: Traduzido de HOSKINS, LAWFORD, DOYLE (2017)

1.5.1 Aneurisma aórtico

O aneurisma aórtico é uma doença da aorta, que causa dilatação de uma região e resulta em risco de rompimento (BOSSONE; EAGLE, 2020) com cerca de 20% de sobrevida (WANG et al., 2022). O aneurisma aórtico causou a morte de mais de 172 mil mortes globalmente em 2019, um aumento de 26,9% entre 2010 e 2019 (GLOBAL BURDEN OF DISEASE COLLABORATIVE NETWORK, 2020).

O principal tipo de tratamento para o aneurisma aórtico é realizado por procedimentos cirúrgicos. Os detalhes dos procedimentos mudam dependendo da região do aneurisma (BOSSONE; EAGLE, 2020).

O aneurisma aórtico é definido como uma dilatação que ocorre em alguma região da aorta, sendo o diâmetro após a dilatação 50% maior do que o normal (JCS JOINT WORKING GROUP, 2013). Dependendo da região, o critério de diagnóstico de aneurisma tem valores diferentes. O valor mínimo de diâmetro da aorta na região da dilatação para diagnóstico de aneurisma é 45 mm na região torácica e 30 mm na região abdominal (JCS JOINT WORKING GROUP, 2013; GOMES; D'ORNELLAS; DOTTO, 2021). Valores acima de 55 mm indicam

a necessidade de procedimentos invasivos para o tratamento do aneurisma (JCS JOINT WORKING GROUP, 2013). A Figura 21 mostra dois formatos de aneurisma, o sacular, no qual a parede da aorta se dilata formando um saco, e o fusiforme, no qual a parede da aorta se dilata uniformemente na região afetada (SZALAY; FROŁOW, 2019).

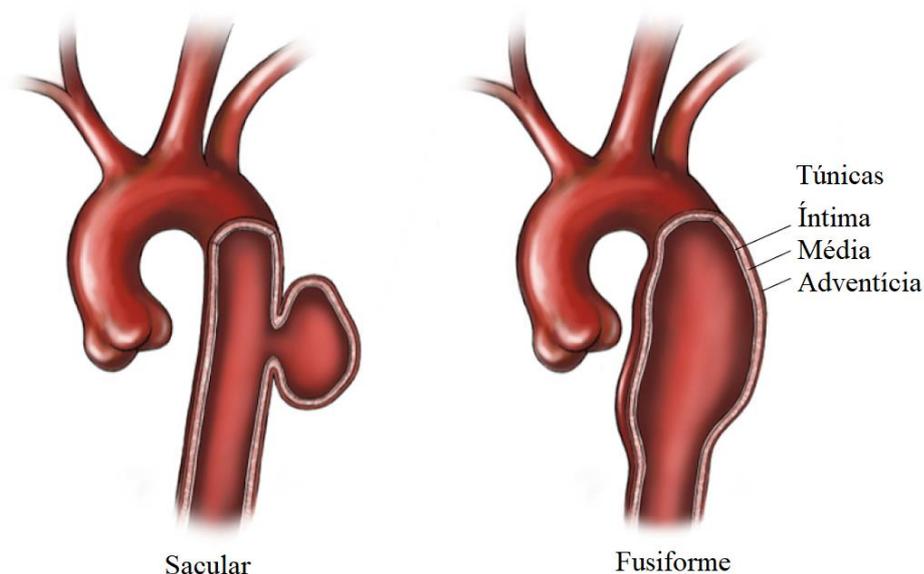


Figura 21 - Ilustração dos dois formatos de aneurisma: aneurisma sacular (à esquerda) e fusiforme (à direita). Fonte: Traduzido de SZALAY e FROŁOW (2019)

A aorta com aneurisma tem sua composição alterada, com menos elastina e mais colágeno. A proporção volumétrica de elastina na aorta com aneurisma fica em 2,4%, 2,2% para músculos lisos e 96,5% de colágeno e matriz extracelular (HE; ROACH, 1994). A Tabela 3 apresenta os valores médios da composição volumétrica para aortas saudáveis e com aneurisma.

Tabela 3 - Composição volumétrica média da aorta saudável e com aneurisma

	Normal	Aneurisma
Elastina	22,7%	2,4%
Músculo liso	22,6%	2,2%
Colágeno e matriz extracelular	54,8%	96,5%

Fonte: HE; ROACH (1994).

Essa variação de composição da aorta saudável para aorta com aneurisma leva a uma variação nas propriedades mecânicas (HE; ROACH, 1994). A maior quantidade de colágeno dá maior rigidez à aorta, aumentando a inclinação da curva tensão dilatação, enquanto menos

elastina diminui a elasticidade, fazendo as fibras de colágeno atuarem com menor deformação, conforme ilustrado na Figura 22.

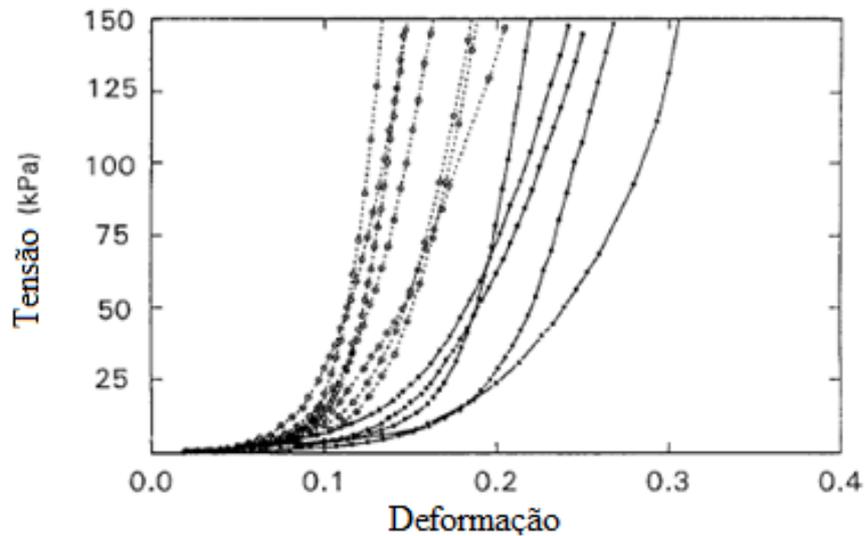


Figura 22 – Gráfico de tensão-deformação da aorta normal e do aneurisma aórtico de diferentes pacientes. As linhas pontilhadas são da aorta com aneurisma, as linhas contínuas são da aorta normal.

Fonte: Traduzido de HE, ROACH (1994)

1.6 RESULTADOS ANTERIORES

O estudo de KASCHWICH et al. (2021) investigou a precisão geométrica de modelos 3D de aneurismas da aorta abdominal com a tecnologia PolyJet™, usando imagens de tomografia computadorizada (TC). Os fotopolímeros TangoPlus™ (flexível) e VeroClear™ (rígido) foram combinados para a impressão dos modelos. Imagens dos modelos impressos foram adquiridas no mesmo dispositivo de TC e comparadas com as imagens originais. O desvio médio variou entre -0,73 mm e 0,14 mm, e o desvio relativo não mostrou diferença significativa. Assim, a tecnologia PolyJet™ pode reproduzir modelos vasculares com alta precisão dimensional de forma confiável.

O trabalho de TEE et al. (2020) investigou o comportamento mecânico de materiais impressos com a impressora J750™ Digital Anatomy™ Printer (DAP). Os materiais estudados foram os fotopolímeros Agilus30™ (flexível) e o VeroMagentaV™ (rígido). Os modelos foram testados em testes de tração uniaxial: puro flexível, puro rígido, materiais digitais com diferentes proporções, e híbridos de puro flexível com partículas rígidas em 5% do volume e vice-versa. Dos materiais digitais, a maior porção de material flexível reflete em menor tensão máxima e maior deformação na tensão máxima, enquanto o oposto acontece para modelos com maior porção de material rígido e, dos modelos híbridos, a inclusão de

partículas rígidas no material flexível reduz a tensão máxima e a deformação na tensão máxima.

O estudo de SEVERSEIKE et al. (2019) testou o comportamento mecânico de materiais digitais impressos misturando o Agilus30™ (flexível) e o TissueMatrix™ (simula tecido, mas não se solidifica sozinho), usando uma impressora PolyJet™. Os materiais digitais testados foram desenvolvidos pelo fabricante para simular tecidos biológicos. Um modelo puro de Agilus30™ também foi testado. Os resultados foram comparados com o miocárdio suíno, devido à disponibilidade e similaridade com o tecido humano, em relação a diferentes aspectos. Apesar de os modelos impressos não replicarem o miocárdio perfeitamente, eles são promissores para simular o tecido biológico com alguns ajustes. Especialistas compararam qualitativamente as amostras impressas com tecido biológico, usando cortes e suturas como critérios. Os modelos impressos com materiais digitais tiveram resultados melhores que o Agilus30™ puro, embora nenhum modelo impresso seja considerado um substituto adequado para os tecidos biológicos.

ZHALMURATOVA (2019) estudou uma aplicação em inovação de dispositivos de perfusão ex vivo, onde foram criados padrões bidimensionais de um material rígido (VeroCyan™) dentro de uma matriz flexível (Agilus30™). Desejava-se um material com comportamento de enrijecimento com a distensão para valores fisiológicos de deformação, e de amolecimento com a distensão para deformações maiores. O primeiro comportamento reproduz o tecido biológico, enquanto o segundo evita consequências negativas para o coração à medida que a tensão aumenta além de valores fisiológicos.

2 OBJETIVOS

O objetivo desse projeto é estudar as características mecânicas de materiais desenvolvidos para impressão de modelos anatômicos. Os materiais estudados estão disponíveis para impressão com a impressora J750 DAP (“J750 Digital Anatomy”, [s.d.]).

Os objetivos específicos do trabalho são:

- Avaliar a resposta mecânica de alguns dos materiais genéricos e materiais denominados anatômicos disponíveis para impressão com a tecnologia Polyjet J750 DAP com testes de tração uniaxial;
- Projetar materiais com elementos estruturantes a partir dos materiais disponíveis para impressão com a tecnologia Polyjet J750 DAP;
- Avaliar o comportamento mecânico dos materiais através de testes de complacência;
- Projetar um modelo de aorta com aneurisma para impressão 3D a partir de imagens de tomografia computadorizada utilizando os materiais estudados.

3 METODOLOGIA

Os materiais biológicos que compõe os tecidos moles apresentam um comportamento de enrijecimento em função da deformação, em geral resultante da interação do colágeno com a elastina. Este comportamento é difícil de reproduzir a partir de materiais digitais utilizados na sua composição original (WANG et al., 2016). Neste projeto serão desenvolvidos e avaliados diferentes materiais obtidos a partir de combinações de materiais digitais e de materiais contendo estruturas de reforço. Ambos os reforços e as peças são compostos de materiais fotopoliméricos e impressos na Stratasys J750™ DAP. Os elementos de reforço serão criados/projetados no 3-Matic® (versão 17.0) (“Materialise 3-matic”, [s.d.]) (Materialise, Lovaina, Bélgica), um software de design 3D. O metamaterial desenvolvido será aplicado a um modelo de aneurisma aórtico obtido a partir do processamento de imagem de tomografia computadorizada.

3.1 MATERIAIS DE IMPRESSÃO

No trabalho foram selecionados materiais disponíveis para a impressora utilizada, considerados adequados para a impressão de modelos anatômicos, usando a tecnologia PolyJet™. Os materiais utilizados foram: Agilus30Clear™ (A30) (“Agilus30 Family”, [s.d.]), VeroCyan™ (VCyan), VeroMagenta™ (VMgnt) (“Vero Family”, [s.d.]), TissueMatrix™ (TMat), BoneMatrix™ (BMat), GelMatrix™ (GMat) (“Digital Anatomy Materials”, [s.d.]) e suas combinações em materiais digitais. Como suporte, foi usado o SUP706B™ (“PolyJet Support Materials”, [s.d.]). Por simplificação, no texto os materiais serão referidos somente no formato abreviado conforme definido no parágrafo.

O processamento das estruturas 3D para impressão é realizado no software GrabCAD® Print, versão 1.69.12.20542 (“GrabCAD Print”, [s.d.]), Stratasys®. Neste software existem duas configurações de tipos de modelos para escolha de materiais: anatômico e genérico. Na opção de modelo anatômico, os materiais são misturados criando uma combinação com características mecânicas semelhantes a tecidos biológicos. Estes materiais são divididos entre famílias de estruturas semelhantes: musculo-esquelético, vasos sanguíneos, anatomia geral, radiologia e estrutura cardíaca. No tipo genérico, os materiais podem ser misturados em materiais digitais (com certo grau de liberdade) para formar

materiais com características intermediárias. O BMat e o GMat só podem ser usados como materiais do tipo anatômico e o TMat deve ser misturado com o A30.

A Tabela 4 mostra as características mecânicas dos materiais A30, VCyan e VMgnt e dos materiais digitais combinando o A30 e VCyan ou VMgnt. Os materiais digitais que misturam A30 e Vero são nomeados com base na sua dureza, de 30 A a 95 A.

A dureza Shore (SH) indica a dureza de materiais elastoméricos (polímeros no estado borrachoso) (QI; JOYCE; BOYCE, 2003). Esta dureza é medida pela resistência à indentação e o resultado é dado por um valor numérico entre 0 e 100 em uma de sete escalas: A, B, C, D, DO, O e OO. Um valor de SH 85 na escala A é equivalente a aproximadamente SH 30 na escala D (QI; JOYCE; BOYCE, 2003). Na mesma escala, valores mais baixos indicam materiais mais flexíveis, enquanto materiais rígidos têm valores de SH altos.

Tabela 4 – Características mecânicas do A30, da família Vero e das suas combinações

Material	Limite de resistência à tração [MPa]	Deformação na ruptura [%]	Shore Hardness (SH) [escala SH]
A30	2,4 – 3,1	220 – 270	30 – 35 A
FLX40	3 – 4	190 – 210	40 – 50 A
FLX50	3 – 4	170 – 210	50 – 55 A
FLX60	3,5 – 4,5	150 – 170	55 – 60 A
FLX70	4 – 6	120 – 140	60 – 70 A
FLX85	6 – 10	70 – 90	80 – 85 A
FLX95	10 – 15	50 – 70	85 – 90 A
Vero (VCyan ou VMgnt)	50 – 65	10 – 25	83 – 86 D

Fonte: Datasheets A30 e Digital materials disponível em (“Agilus30 Family”, [s.d.]), Vero disponível em (“Vero Family”, [s.d.]).

Tabela 5 – Características mecânicas do BMat e do TMat

Material	Limite de resistência à tração [MPa]	Deformação na ruptura [%]	Shore Hardness (SH) [escala OO]
BMat	28.7 ± 1.6	60.0 ± 6.9	Não disponível
TMat – Min	0.7	140	40
TMat – Max	0.9	170	50

Fonte: Especificações do BMat e do TMat disponíveis em “Digital Anatomy Materials” ([s.d.]).

A Tabela 5 apresenta as características mecânicas do BMat e do TMat. O GMat é usado em conjunto com o SUP706B para criar estruturas de suporte gelatinosas (Brochure GMat disponível em “Digital Anatomy Materials” ([s.d.])).

Os materiais utilizados neste projeto estão mostrados na Tabela 6, com as respectivas denominações, os tipos de modelos, os materiais combinados e uma breve descrição.

Tabela 6 – Materiais usados no projeto

Nome da combinação	Tipo de modelo	Materiais combinados	Descrição
SH-Axx	Genérico	A30 + VCyan ou VMgnt	Material digital com SH-Axx
<i>Tissue</i> 600 (T600)	Genérico	A30 + TMat	Material digital que simula tecido mole
<i>Vessel Wall Compliant</i> (VWC)	Anatômico – Vaso sanguíneo	ND	Simula parede de vaso sanguíneo
Ligamento rígido (LigR)	Anatômico – Músculo esquelético	ND	Simula ligamentos rígidos
Osso pouco denso (OpD)	Anatômico – Músculo esquelético	ND	Simula ossos ligeiramente densos
Osso poroso (OPor)	Anatômico – Músculo esquelético	ND	Simula ossos porosos
Suporte Gel Puro (SGP)	Anatômico – Vaso sanguíneo	ND	Usado de suporte para impressão, deve ser removido.

Fonte: própria do autor, GrabCAD. SH-Axx – Dureza Shore na escala A, sendo xx igual a 30, 40, 50, 70, 85 ou 95. ND – Não disponível.

O material *Tissue* 600 (T600) foi escolhido dentre duas opções: “Soft_DM_Tissue 400” e “Soft_DM_Tissue 600”. O material TMat não se solidifica completamente após a cura, permanecendo em um estado gelatinoso, por isso o TMat deve ser usado com o A30. Dentro de objetos escolhidos como *Tissue* 600, é impressa uma camada superficial interna de 600 micrômetros de A30 para cobrir a mistura de TMat com A30.

3.2 PROJETOS DE MATERIAIS COM UNIDADES CELULARES DE REFORÇO

Neste trabalho foram criados e avaliados quatro designs diferentes de unidades celulares de reforço cujas geometrias foram baseadas em resultados do uso de meta ou nanomateriais na literatura, sendo: correntes (SILVEIRA; MUNIZ, 2019), entrelaçado de tecido (ZHALMURATOVA et al., 2019), cristal de diamante e origami, num padrão chamado Miura-ori (ISLAM; FLACH; MARTINEZ-DUARTE, 2018) mostrados na Figura 23. Utilizando-se o software 3-matic®, a tesselação das unidades celulares é realizada com uma

função “Unit Cell Based Lattice”, que só aceita elementos de grafos, representados no programa como barras sem diâmetro. O valor deste diâmetro é definido posteriormente.

O cristal de diamante é uma unidade celular padrão importada da biblioteca do 3-matic®, enquanto a corrente e o entrelaçado foram criados a partir de prismas hexagonais regulares com 5 mm de raio e 5 mm de altura, com uma marcação a 2,5 mm de altura e no origami, são usados 4 cubos de 5 mm de lado.

No design da unidade celular, as dimensões exatas têm menor importância, pois elas podem ser alteradas na tesselação, mas as posições e dimensões relativas dos elementos devem ser bem planejadas. O processo de tesselação é realizado por uma função do 3-matic®, onde são escolhidas a unidade celular a ser tessellada, a matriz onde ocorre a tesselação e os parâmetros de tesselação.

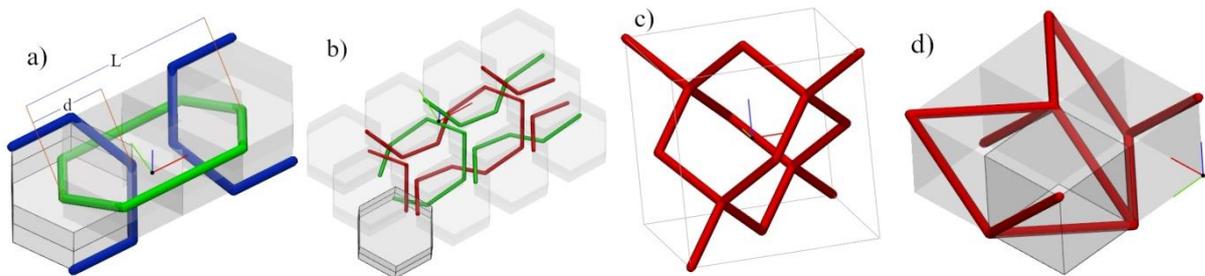


Figura 23 – Unidades celulares dos elementos estruturais criados e elementos padrão. Corrente (a), entrelaçado (b), cristal de diamante (c) e origami (d). Em (a), L é o comprimento de um elo, d é a distância entre elos. Em (a) e (b), as cores diferentes indicam conjuntos de barras diferentes. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Na unidade celular da corrente, duas relações de comprimentos foram avaliadas, considerando o comprimento L do elo e a distância d entre os elos. Uma relação de $d = L/3$ e outra de $d = L/5$, denominadas de “Corrente L3” e “Corrente L5”, respectivamente, são usadas. Uma variação da corrente também foi avaliada, onde as curvas dos elos são substituídas por barras paralelas ao comprimento dos elos, para avaliar se os resultados são referentes aos elos ou somente à presença de um material mais rígido, denominada corrente-controle.

As unidades celulares foram inseridas como reforços em uma matriz retangular, com dimensões de 64,10 mm de comprimento, 10,13 mm de largura e 2,60 mm de altura. A Figura 24 mostra a unidade celular da corrente-controle e a matriz usada para implantar os reforços

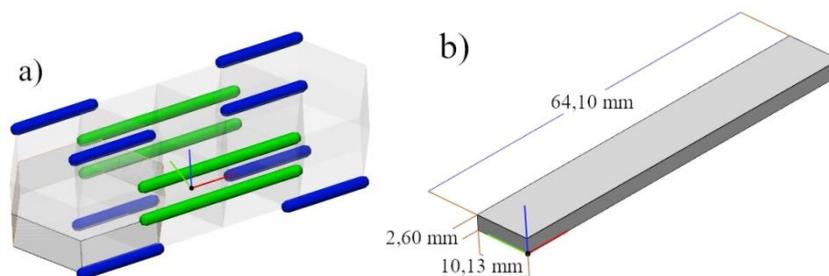


Figura 24 – Unidade celular da corrente-controlada (a) e matriz retangular para testes de tração uniaxial (b). Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

A Figura 25 mostra o menu com os parâmetros de configuração da tesselação.

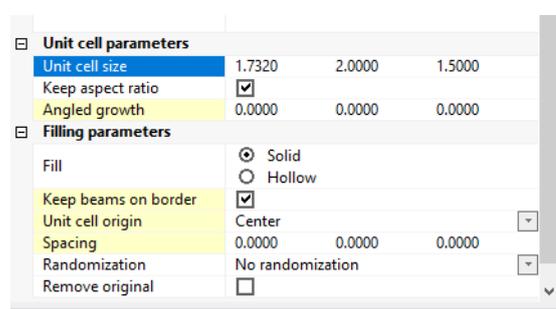


Figura 25 – Menu de configuração da tesselação da unidade celular. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

- “Unit cell size” controla o tamanho das unidades celulares após a tesselação.
- “Keep aspect ratio” ativa a proporcionalidade das dimensões durante a tesselação (ativado por padrão). Quando ativado, alterar o tamanho em uma dimensão altera das outras dimensões proporcionalmente.
- “Angled growth” adiciona um ângulo na tesselação (0, 0, 0 por padrão).
- “Fill” permite escolher se a região interna ou em espaços vazios da matriz vai ser preenchida com as unidades celulares (sólido por padrão).
- “Keep beams on border” permite a criação ou de barras na borda da matriz (ativado por padrão).
- “Unit cell origin” permite escolher onde a tesselação da unidade celular começa (Origem das Coordenadas do Objeto por padrão).
- “Spacing” permite escolher o espaçamento em mm entre as unidades celulares na tesselação (0, 0, 0 por padrão).
- “Randomization” permite randomização da tesselação (“No randomization” por padrão)

- “Remove original” remove a matriz original após a tesselação (desativado por padrão).

As configurações de tamanho e espaçamento para cada unidade celular da Figura 23 foram diferentes, mas “Unit cell origin” foi escolhido como “Center”, fazendo a tesselação iniciar do centro da matriz, e as demais configurações foram mantidas como o padrão.

O tamanho das correntes (incluindo a corrente-controle) foi alterado para 2 mm no eixo z e espaçamento 0, 1, 1 mm, para evitar sobreposição indesejada na tesselação nos eixos y e z. Para o entrelaçado, o tamanho também foi alterado para 2 mm no eixo z e o espaçamento foi definido como 0, 0, 1 mm, evitando sobreposição no eixo z. No cristal de diamante, o tamanho foi alterado para 1 mm no eixo z e espaçamento de 0, 0, 0 mm. O tamanho do origami foi alterado para 1,5 mm no eixo z e espaçamento de 0, 0, 1 mm.

Uma tesselação extra foi feita com a corrente L3, com tamanho de 1,5 mm no eixo z e espaçamento de 0, 1, 1 mm. Esta tesselação específica terá os diâmetros das barras mais grossos que nas outras correntes, denominada “Corrente grossa”.

Após a tesselação, foi escolhido o valor de 0,3 mm para as barras dos retículos, exceto da corrente grossa, que foi escolhido como 0,6 mm e do origami, escolhido como 0,75 mm.

A Tabela 7 mostra um resumo das dimensões usadas na tesselação das unidades celulares e a porcentagem do volume da matriz ocupado pelos reforços.

Tabela 7 – Resumo das dimensões das unidades celulares na tesselação

Unidade celular	Tamanho no eixo z (mm)	Espaçamento (mm)	Espessura da barra (mm)	% do volume ocupado
Corrente L3	2	0, 1, 1	0,3	3,11 %
Corrente L5	2	0, 1, 1	0,3	2,51%
Entrelaçado	2	0, 0, 1	0,3	3,19 %
Cristal de diamante	2	0, 0, 0	0,3	7,58 %
Corrente-controle	2	0, 1, 1	0,3	2,93 %
Corrente grossa	1,5	0, 1, 1	0,6	12,81 %
Origami	1,5	0, 0, 1	0,75	25,33 %

Fonte: Própria do autor

A Figura 26 mostra o resultado das tesselações da Tabela 7. A Figura 26-a apresenta a corrente L3 e a corrente L5 lado-a-lado, explicitando a diferença de distância entre os elos. A Figura 26-b teve um dos entrelaçados marcados, explicitando como as barras se entrelaçam. A

Figura 26-c, Figura 26-e e Figura 26-f apresentam a unidade celular marcada, mostrando como as unidades se conectam.

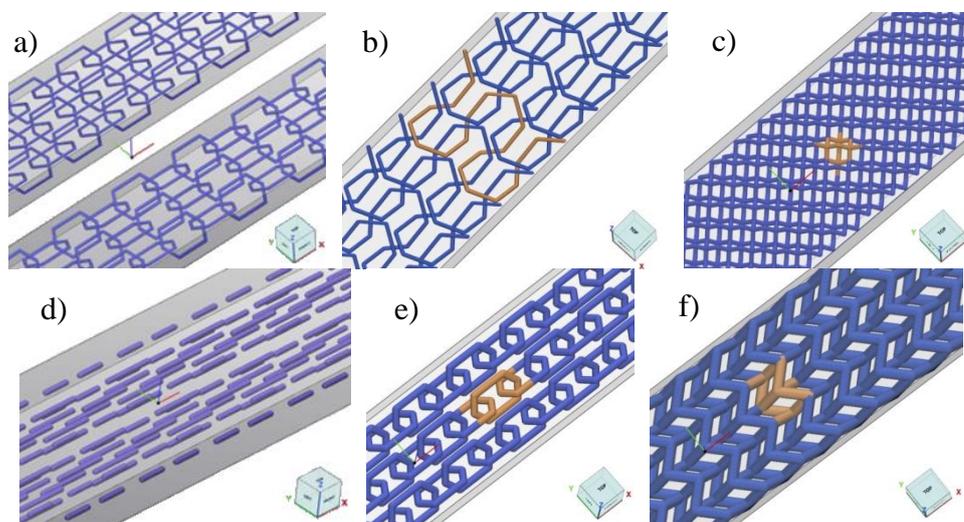


Figura 26 – Ampliação das tesselações: corrente L3 (acima) e corrente L5 (abaixo) (a), entrelaçado (b), cristal de diamante (c), corrente-controlado (d), corrente grossa (e) e origami (f). Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Alguns dos materiais da Tabela 6 também foram utilizados para a impressão de estruturas cilíndricas com o intuito de simular o comportamento destes materiais em estruturas que guardam semelhanças com segmentos da aorta. A Figura 27 ilustra os componentes da estrutura cilíndrica: uma tampa inferior com um orifício de abertura, uma tampa superior fechada, as paredes em formato de cilindro e um preenchimento interno de suporte. A tampa inferior é usada para fixar o modelo ao sistema de testes, o preenchimento é usado para especificar no GrabCAD como material de suporte e o cilindro é a peça a ser estudada. O cilindro tem 37 mm de comprimento, 8 mm de raio interno e 10 mm de raio externo. As tampas são impressas de VCyan, devido à sua rigidez, e o suporte é escolhido como Suporte Gel Puro, que pode ser removido com jateamento de água.

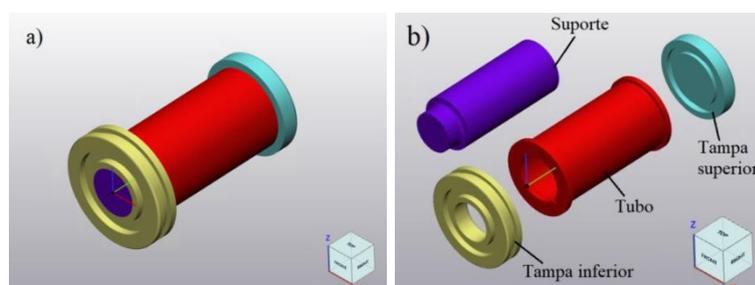


Figura 27 – Modelos de amostra de cilindro para teste de complacência. Modelo montado (a), modelo explodido (b). A peça amarela é a tampa inferior, azul é a tampa superior, a roxa é o preenchimento de suporte e a vermelha é o cilindro a ser testado. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Os cilindros foram testados para a avaliação de complacência. Dois reforços foram criados para essa finalidade buscando similaridade ao tecido biológico da aorta como ilustrado na Figura 16. O primeiro formato busca imitar o posicionamento das fibras de colágeno na túnica adventícia da aorta com dois helicoides em sentidos opostos, se interseccionando, denominado “Helicoides interseccionantes” ou malha. A unidade celular criada tem formato de quadrilátero que, quando tesselado, forma os helicoides desejados. A Figura 28 mostra a unidade celular da parede do cilindro impresso para o teste de complacência. A barra vertical serve para forçar a tridimensionalidade da unidade, permitindo o uso da função de tesselação do 3-matic®.

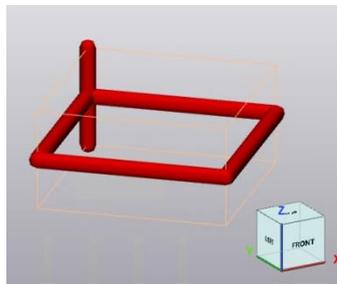


Figura 28 – Unidade celular usada no cilindro para o teste de complacência, denominada “Helicoides interseccionantes”. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Com a unidade celular criada, deve-se preparar o cilindro para a tesselação. A função “Unit Cell Based Lattice” é uma função de tesselação direta, como na Figura 14-a, então deve-se usar a função “UV Based Conformal Lattice”, que realiza a tesselação conformal, como na Figura 14-b.

A função “UV Based Conformal Lattice” exige a criação de um ou dois mapas UV. O mapa UV é um artifício computacional de modelagem 3D que transforma uma superfície não-plana, no espaço XYZ, em uma superfície plana, com os eixos U e V. Para criar o mapa UV das superfícies do cilindro de teste, primeiro são criadas linhas sobre as superfícies interna e externa, paralelas ao eixo do cilindro, como mostrado na Figura 29, de preferência, as duas linhas coplanares à linha do eixo. Esta linha paralela é usada para marcar onde a superfície será “cortada” para ocorrer a planificação.

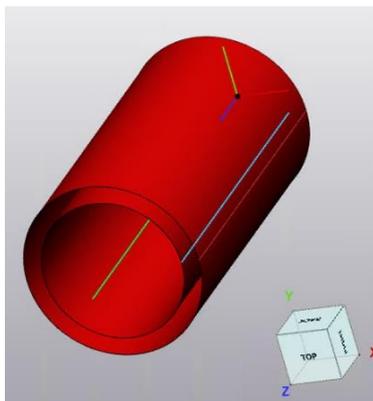


Figura 29 – Criação das linhas paralelas ao eixo do cilindro de testes. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Após a criação destas linhas, é possível criar os mapas UV com a função “Create UV Map”, na Figura 30.

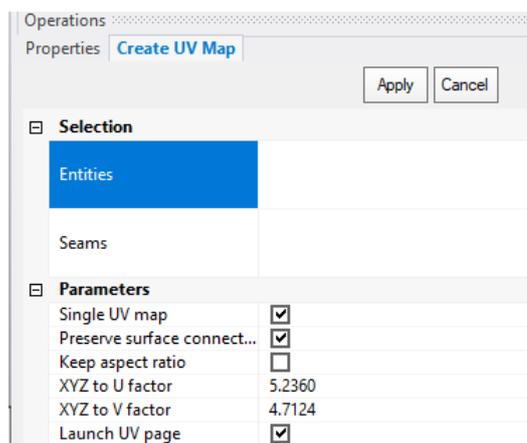


Figura 30 – Menu da função “Create UV Map”. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

As “Entities” são as superfícies onde serão criados os mapas UV, os “seams” são as linhas de “costura” usadas para planificar as superfícies. O “XYZ to U factor” e “XYZ to V factor” são os fatores de transformação, de distância no eixo XYZ para 1 unidade no eixo U ou V, respectivamente. Na superfície externa, foi escolhido 5,2360 de fator para o eixo U para transformar o comprimento de uma circunferência com 10 mm de raio em 12 unidades no eixo U. O fator 4,7124 para o eixo V foi escolhido para que as barras formem um ângulo de 90° entre si na tesselação da unidade celular. As 12 unidades no eixo U resultam em 12 unidades celulares tesseladas ao redor do cilindro, simulando 12 helicoides, com espaçamento de 30° entre si.

Depois de criar o mapa UV, deve-se certificar que o eixo U esteja paralelo à linha usada como costura, como mostrado na Figura 31, rotacionando o mapa sobre a superfície.

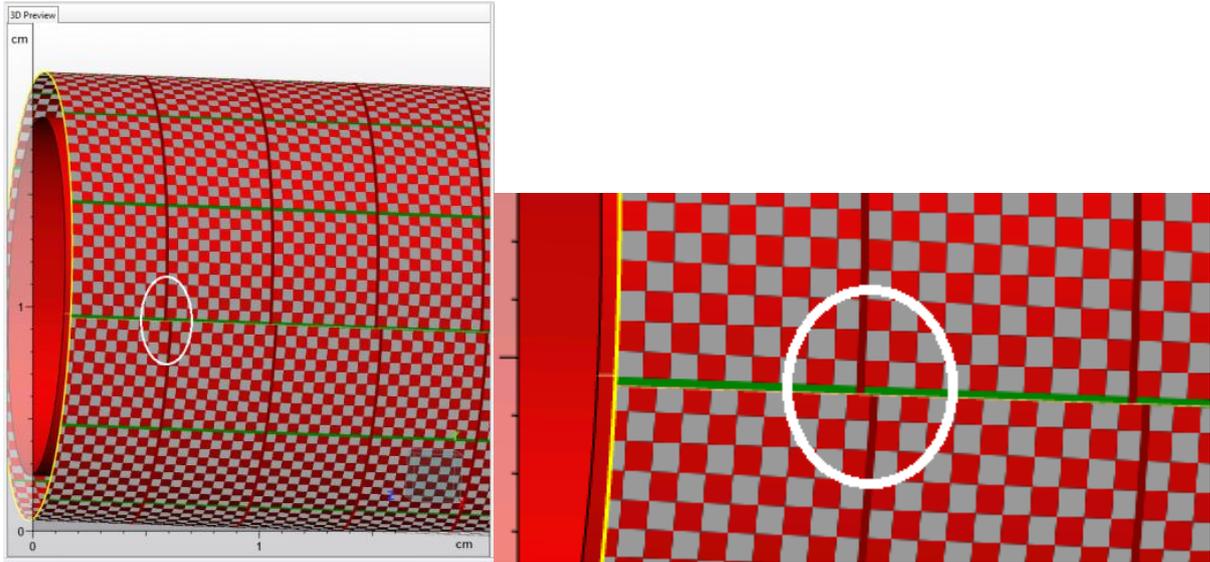


Figura 31 – Mapa UV da superfície externa desalinhado, mostrado em detalhe à direita. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Depois de alinhar a rotação do mapa UV, também se deve posicionar o mapa em (0,0) nos eixos UV, para que as unidades celulares se alinhem corretamente entre os mapas UV da superfície interna e externa.

A Figura 32 mostra as propriedades do mapa UV com o “Size U” ajustado para o valor 12 após o alinhamento do mapa UV. Os valores “Position U” e “Position V” são alterados para zero, para alinhar os mapas das superfícies interna e externa.

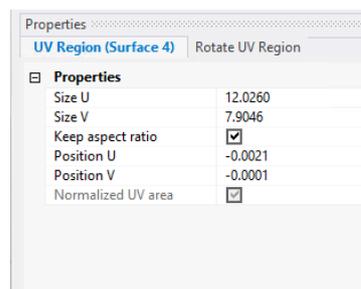


Figura 32 – Janela de propriedades do mapa UV. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

O processo deve ser repetido na superfície interna, mas com “XYZ to U factor” de valor 4,1888, pois seu raio é de 8 mm.

Com a unidade celular e os mapas UV das duas superfícies, a função “UV Based Conformal Lattice” é usada, mostrado na Figura 33.

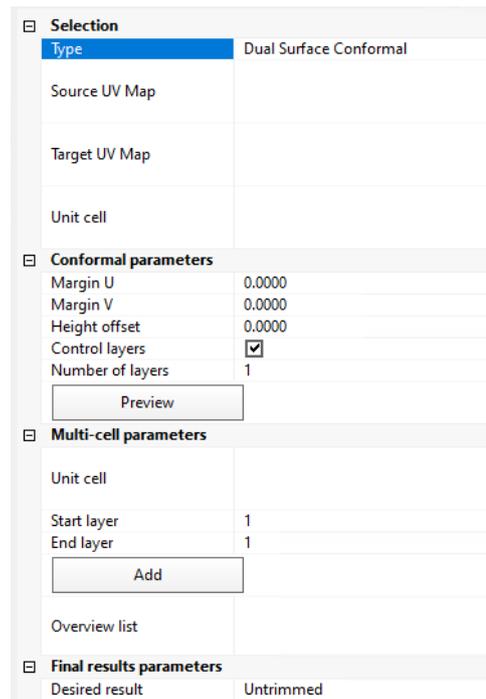


Figura 33 – Menu da função “UV Based Conformal Lattice”. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Como são usados dois mapas UV para a tesselação, usa-se o tipo “Dual Surface Conformal”. Os mapas UV interno e externo são selecionados como “Source UV Map” e “Target UV Map”, respectivamente, e a unidade da Figura 28 é escolhido como “Unit Cell”.

“Margin U” e “Margin V” são valores para acrescentar uma distância entre as unidades celulares, em unidades UV, semelhante ao espaçamento na Figura 25. “Height offset” cria um espaçamento entre as unidades celulares e os mapas UV. Estes valores foram selecionados como 0.

“Control layers” permite escolher a quantidade de camadas de unidades celulares que preencham o espaço entre os mapas UV, enquanto “Number of layers” controla esta quantidade.

Como somente uma unidade celular é usada, “Multi-cell parameters” não é usado. “Final results parameters” indicam como programa finaliza a tesselação próximo às bordas das superfícies. “Untrimmed” (não aparado) resulta nas barras em excesso não serem excluídas, mas elas podem ser excluídas manualmente. “Preview” apresenta na tela uma previsão de como as unidades celulares serão posicionadas após a tesselação, mostrado na Figura 34.

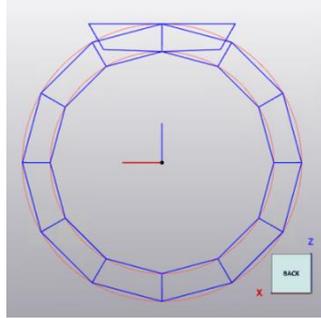


Figura 34 – “Preview” da tesselação conformal, cada retângulo azul representa uma unidade celular, na vista perpendicular ao eixo do cilindro. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Os dois retângulos na parte superior da imagem são unidades celulares em excesso, para garantir que toda a circunferência do cilindro está preenchida por uma unidade celular. A Figura 35 apresenta o resultado da tesselação conformal. A barra vertical na Figura 28 aparece no reforço como raios da circunferência formada pelas unidades celulares. As unidades celulares em excesso da Figura 34 também são geradas, mas elas podem ser facilmente excluídas. Após a exclusão das barras em excesso e inclusão do retículo como reforço no cilindro, com espessura de 1 mm, o resultado está mostrado na Figura 36.

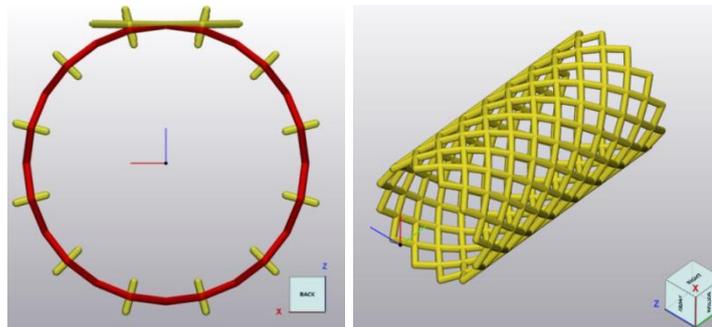


Figura 35 – Resultado da tesselação conformal. À esquerda, a visão traseira do reforço, as barras de cor amarela serão excluídas. À direita, o reforço após a barras em excesso terem sido excluídas. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

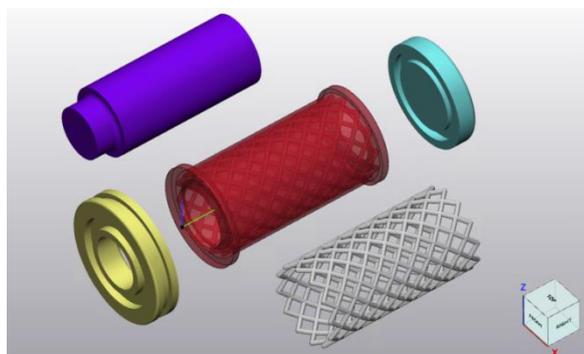


Figura 36 – Visão explodida do cilindro com helicoides interseccionantes usado em testes de complacência. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Um segundo modelo de cilindro foi criado, mas com os helicoides em sentidos opostos separados, denominado de “helicoides separados”. Entretanto, devido à proximidade das barras resultantes com as superfícies do cilindro, mostrado na Figura 37, a função “UV Based Conformal Lattice” não pode ser utilizada.

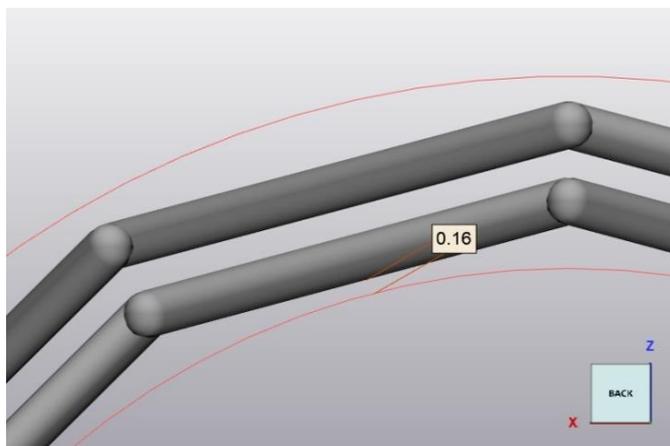


Figura 37 – Distância da barra do helicoide separado da superfície interna do cilindro, com a função “UV Based Conformal Lattice”. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Os helicoides foram criados usando a função de criar curvas em formato helicoidal, alterando a posição inicial para criar os diferentes helicoides no mesmo sentido. Após a criação dos helicoides, a função “Circular sweep” foi usada para transformar as curvas em sólidos tridimensionais. As curvas helicoidais foram criadas com raio de 8,5 mm e 9,5 mm, com 0,5 mm de diâmetro. A Figura 38 mostra o resultado da função “Circular sweep”, criando as barras de reforço com uma distância de 0,25 mm constante até as superfícies interna e externa do cilindro.

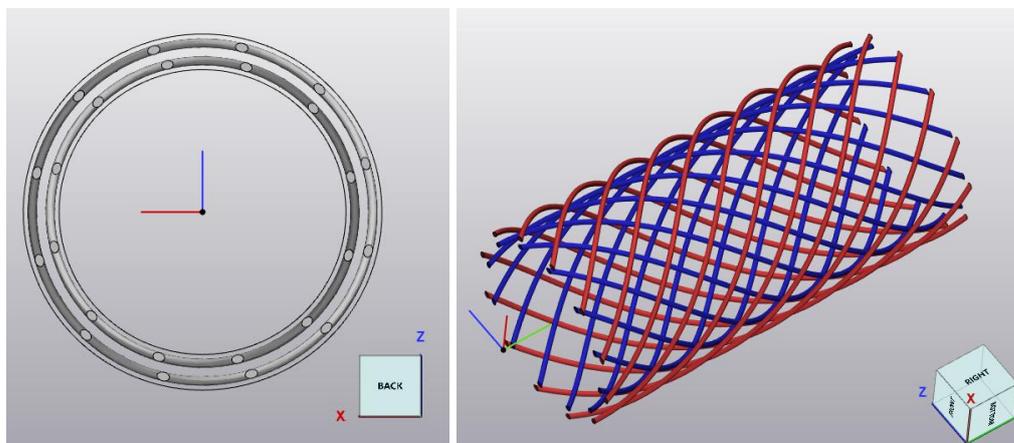


Figura 38 – Resultado da função “Circular sweep”. À esquerda, a visão traseira do reforço. À direita, o helicoide interno está em azul e o helicoide externo está em vermelho. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

A Figura 39 mostra a visão explodida dos componentes do cilindro de teste de complacência com o reforço de helicoides separadas.

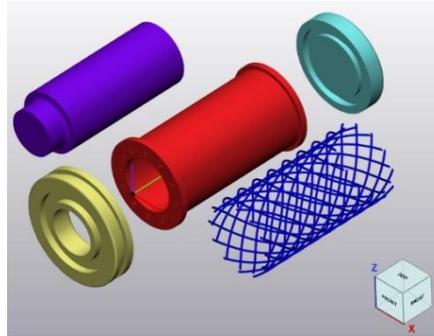


Figura 39 – Visão explodida do cilindro com helicoides separados. Fonte: Própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

A Tabela 8 apresenta a espessura da barra e a porcentagem do volume do cilindro ocupado pelo reforço.

Tabela 8 – Características dos reforços nos cilindros

Unidade celular	Espessura da barra (mm)	% do volume ocupado
Helicoides Interseccionantes ou Malha	1	17,91 %
Helicoides separados	0,5	5,12 %

Fonte: própria do autor

Além dos cilindros produzidos para este projeto, outros três cilindros foram impressos e testados no mesmo sistema, mas com parâmetros diferentes. Destes três cilindros, um foi impresso sem reforço, enquanto os outros dois foram impressos com um reforço interno de cristal de diamante, com tesselação direta das unidades celulares no formato da superfície do cilindro. Em um dos cilindros com reforço, a unidade celular foi definida com 2 mm de lado, enquanto o outro teve a unidade celular definida com 3 mm de lado. As características destes cilindros são apresentadas na Tabela 9.

Tabela 9 – Características dos cilindros anteriores

Unidade Celular	Tamanho da unidade celular (mm)	Espessura da barra (mm)	% de volume do reforço
Cristal de diamante	2	0,5	26,52 %
Cristal de diamante	3	0,5	13,06 %

Fonte: Laboratório de Bioengenharia (InCor, HCFMUSP)

3.3 MODELOS PARA IMPRESSÃO

Os arquivos STL, são enviados para a impressora com o programa GrabCAD Print. No GrabCAD os modelos são importados como “assembly” para que as partes das peças sejam posicionadas corretamente. A impressão dos modelos para testes foi feita em diferentes conjuntos. Em cada modelo de teste de tração uniaxial, foram impressas seis amostras, posicionadas com o comprimento paralelo ao movimento do cabeçote da impressora. No segundo conjunto, três amostras de cada modelo foram posicionadas paralelas ao movimento do cabeçote e outras três com posicionamento perpendicular, para avaliar se a mudança de direção de impressão gera diferenças significativas nas características mecânicas.

Além de modelos com os reforços internos da Tabela 7, também foram impressos modelos sem reforços, chamados de controle, para avaliar o comportamento mecânico dos materiais da matriz sem reforços.

As informações de impressão do primeiro conjunto estão na Tabela 10. Os modelos “entrelaçado controle flexível” e “entrelaçado controle rígido” foram criados para verificar se a presença de um design de reforço no modelo altera as características mecânicas, mesmo que a matriz e o reforço sejam impressos com o mesmo material.

Tabela 10 – Modelos impressos no primeiro conjunto e suas características

Modelo	Unidade celular	Material – matriz	Material – reforço
Corrente L3	Corrente L3	SH-A30	SH-A95
Corrente L5	Corrente L5	SH-A30	SH-A95
Entrelaçado	Entrelaçado	SH-A30	SH-A95
Entrelaçado invertido	Entrelaçado	SH-A95	SH-A30
Entrelaçado controle flexível	Entrelaçado	SH-A30	SH-A30
Entrelaçado controle rígido	Entrelaçado	SH-A95	SH-A95
Corrente controle	Corrente-controle	SH-A30	SH-A95
Controle A30	-	SH-A30	-
Controle VWC	-	VWC	-
Cristal de diamante	Cristal de diamante	SH-A30	SH-A70

Fonte: própria do autor

Tabela 12 – Modelos impressos no terceiro conjunto e suas características

Modelo	Unidade celular	Material – matriz	Material – reforço
Corrente grossa osso	Corrente grossa	Tissue 600	Osso pouco Denso
Corrente grossa ligamento	Corrente grossa	Tissue 600	Ligamento rígido
Corrente grossa SH-A85	Corrente grossa	Tissue 600	SH-A85
Entrelaçado SH-A85	Entrelaçado	Tissue 600	SH-A85
Controle ligamento rígido	-	Ligamento rígido	-
Controle tissue 600	-	Tissue 600	-

Fonte: própria do autor

A Figura 42 apresenta a disposição das amostras no GrabCAD® do terceiro conjunto e a Figura 43 mostra uma foto da impressão do primeiro conjunto após a impressão.

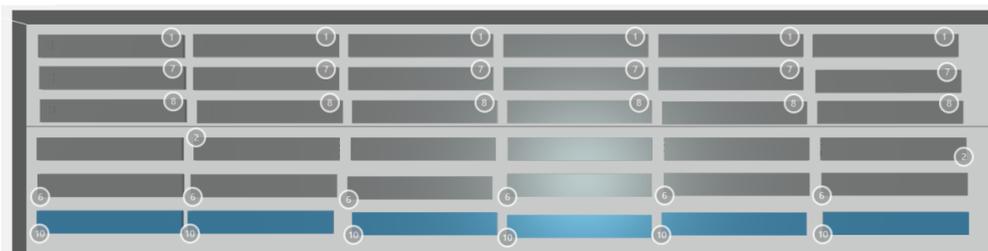


Figura 42 - Disposição das amostras do terceiro conjunto na bandeja de impressão organizada para enviar o trabalho para a impressora. De cima para baixo, corrente grossa SH-A85, corrente grossa osso, corrente grossa ligamento, entrelaçado SH-A85, controle tissue 600, controle ligamento rígido.

Fonte: própria do autor, captura de tela do GrabCAD®.



Figura 43 – Foto da bandeja no interior da impressora, após a finalização da impressão do primeiro conjunto. As marcas à direita correspondem ao material de suporte de amostras impressas e removidas antes da foto para ilustrar o uso de suporte. Fonte: própria do autor

As peças são impressas sobre uma camada de suporte, que deve ser removida. A remoção é feita manualmente, sob água corrente. A Figura 44 apresenta as amostras do modelo corrente L5, antes e depois do suporte ser removido.

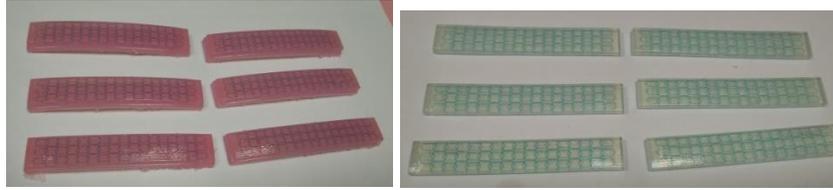


Figura 44 – Fotos do modelo corrente L5 antes e depois da remoção do suporte. Fonte: própria do autor

No quarto conjunto de impressões foram impressas as amostras de cilindros, com o eixo do cilindro paralelo ao eixo z da impressora, sendo uma amostra de cada cilindro. A Tabela 13 mostra as informações dos cilindros impressos no quarto conjunto.

Tabela 13 – Características dos cilindros dos testes de complacência

Modelo	Reforço	Material – matriz	Material – reforço
Controle Tissue 600	-	Tissue 600	-
Helicoides interseccionantes	Helicoides interseccionantes	Tissue 600	SH-A85
Helicoides separados	Helicoides separados	Tissue 600	Ossos poroso

Fonte: própria do autor

A Figura 45 apresenta o planejamento da bandeja de impressão do quarto conjunto de impressões.

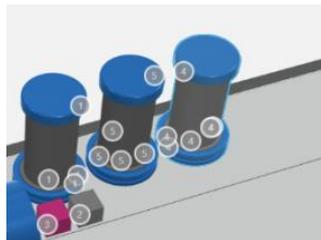


Figura 45 – Disposição das amostras de cilindros na bandeja de impressão. Entre os cilindros, da esquerda para a direita: controle, helicoides interseccionante e helicoides separados. Outras peças foram impressas no mesmo ciclo de impressão e não pertencem a este projeto. Fonte: própria do autor, captura de tela do GrabCAD®.

Após a impressão, os modelos de cilindros tiveram seus suportes removidos manualmente e com jato de água pressurizada em uma estação de limpeza modelo OWJ-03EU, comercializada pela StratasyS®. A Figura 46 mostra uma foto após a impressão do quarto conjunto. O material rosa em torno dos cilindros é o material de suporte para a impressão. A Figura 46 também mostra fotos do modelo com helicoides interseccionantes antes e depois da limpeza do suporte.



Figura 46 – Da esquerda para a direita: foto da impressora após impressão do quarto conjunto, foto do cilindro com reforço “helicoides interseccionantes” antes e depois da limpeza. Fonte: própria do autor.

A Tabela 14 apresenta as características de impressão dos cilindros impressos e testados anteriormente.

Tabela 14 – Características dos cilindros anteriores

Modelo	Unidade celular	Material - matriz	Material - reforço
Controle SH-A50	-	SH-A50	-
Cristal de Diamante 2	Cristal de diamante de 2 mm	SH-A30	SH-A70
Cristal de Diamante 3	Cristal de diamante de 3 mm	SH-A40	SH-A50

Fonte: Laboratório de Bioengenharia (InCor, HCFMUSP)

3.4 CARACTERIZAÇÃO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS CORPOS DE PROVA IMPRESSOS

A caracterização das propriedades mecânicas dos materiais foi feita em testes de tensão uniaxial, no equipamento Instron® 3365 (Norwood, MA, EUA).

Em cada teste a espessura da amostra foi medida em cinco pontos na região central, com um micrômetro analógico (Starrett No. 1015-MA-481). A média das medições foi utilizada para transformar as medidas de força em tensão mecânica no software Bluehill 3 do próprio equipamento, onde também foram realizados os registros.

No teste de tensão uniaxial, a amostra é presa ao equipamento por garras pneumáticas e estirada até a ruptura com velocidade de deformação fixada em 10 mm/min. Durante o teste, os valores de extensão em mm, carga em N, tensão de tração em MPa e deformação de tração relativa são medidos. O algoritmo do equipamento determina os valores medidos de carga máxima (em N), tensão máxima (em MPa), tensão na ruptura da amostra (em MPa) e deformação relativa (em %) na ruptura da amostra.

Previamente à aplicação de tensão, as amostras são pré-condicionadas mecanicamente, simulando o teste realizado em amostras biológicas. O condicionamento é feito com uma pré-carga de tensão de tração de 0,02 MPa, seguido de 3 ciclos com cargas entre 0 a 1 N e velocidade de deformação relativa de 1 mm/mm/min.

A Figura 47 mostra fotos antes e durante o teste de tensão de uma amostra de corrente L3.

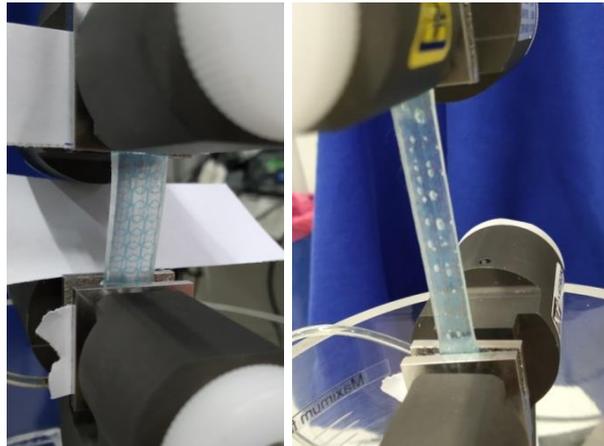


Figura 47 – Fotos do teste de tração de uma amostra do modelo corrente L3, antes e durante o ensaio.
Fonte: própria do autor

Seis amostras de cada configuração foram testadas, exceto os modelos “entrelaçado invertido” e “entrelaçado controle rígido” do primeiro conjunto pelo fato de que a célula de carga do equipamento de medição tem um limite nominal de 100 N, abaixo do limite de resistência do material da matriz dos dois modelos.

3.5 TESTE DE COMPLACÊNCIA

A complacência é uma propriedade de estruturas cobrindo um volume sob pressão, depende da geometria da estrutura e é proporcional ao inverso da rigidez (BULPITT; RAJKUMAR; CAMERON, 1999), ou seja, maior complacência da estrutura implica em menor módulo de elasticidade do material.

Os cilindros impressos para avaliação de complacência foram testados em um sistema hidráulico fechado, com medições de pressão dentro e fora do cilindro impresso e de variação de volume de líquido deslocado durante a aplicação da pressão no cilindro testado. A Figura 48 apresenta um desenho esquemático do sistema de teste de complacência previamente concebido pelo Dr. I. N. Cestari e construído no Laboratório de Bioengenharia (Incor, HCFMUSP).

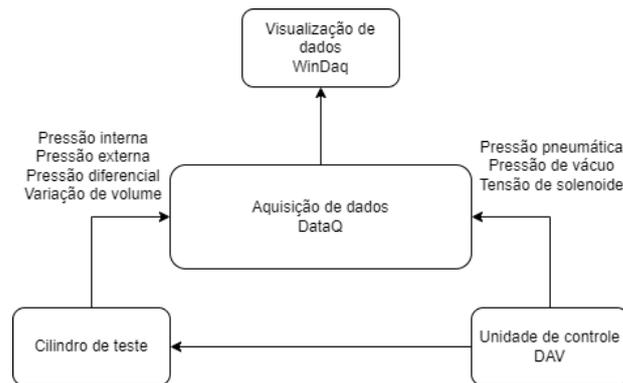


Figura 48 – Diagrama esquemático do sistema de ensaio de pressão hidrostática em cilindros. Fonte: própria do autor

Neste sistema de testes, o cilindro testado e o cilindro de suporte são preenchidos completamente com água destilada, removendo todo o ar dentro deles. Um sistema pneumático de geração de pulsos de pressão normalmente utilizado no controle e acionamento de Dispositivos de Assistência Ventricular (DAV) foi utilizado para gerar pressão interna no cilindro impresso. A aplicação da pressão cria um diferencial de pressão intramural, resultando em uma variação de volume no cilindro testado, que deforma uma membrana onde está apoiado o núcleo metálico de um transdutor indutivo, chamado de transformador diferencial variável linear (Linear Variable Differential Transformer – LVDT) (HP 70CDT-250, Waltham, Massachusetts, EUA). Conforme a membrana deforma, a posição do núcleo metálico varia e altera a leitura do LVDT, resultando na medição da variação de volume do cilindro testado. As pressões interna e externa ao cilindro impresso são medidas por transdutores de pressão (kit transdutor de pressão invasiva, código PTBDP1, importado por Royal Tech Import, Curitiba, Paraná, Brasil, fabricado por Edwards Lifescience Corp, Irvine, California, EUA) e pressão diferencial intramural é medida por um transdutor de pressão diferencial (demodulador CD12, Validyne, Northridge, California, EUA). A variável controlada neste sistema é a pressão pneumática aplicada pelo compressor do DAV, que corresponde a uma variação na pressão interna no cilindro e resulta em diferentes variações de volume no cilindro impresso. A aplicação da pressão pneumática é controlada por uma válvula solenoide no DAV. A Figura 49 apresenta fotos da montagem do sistema de testes de complacência.

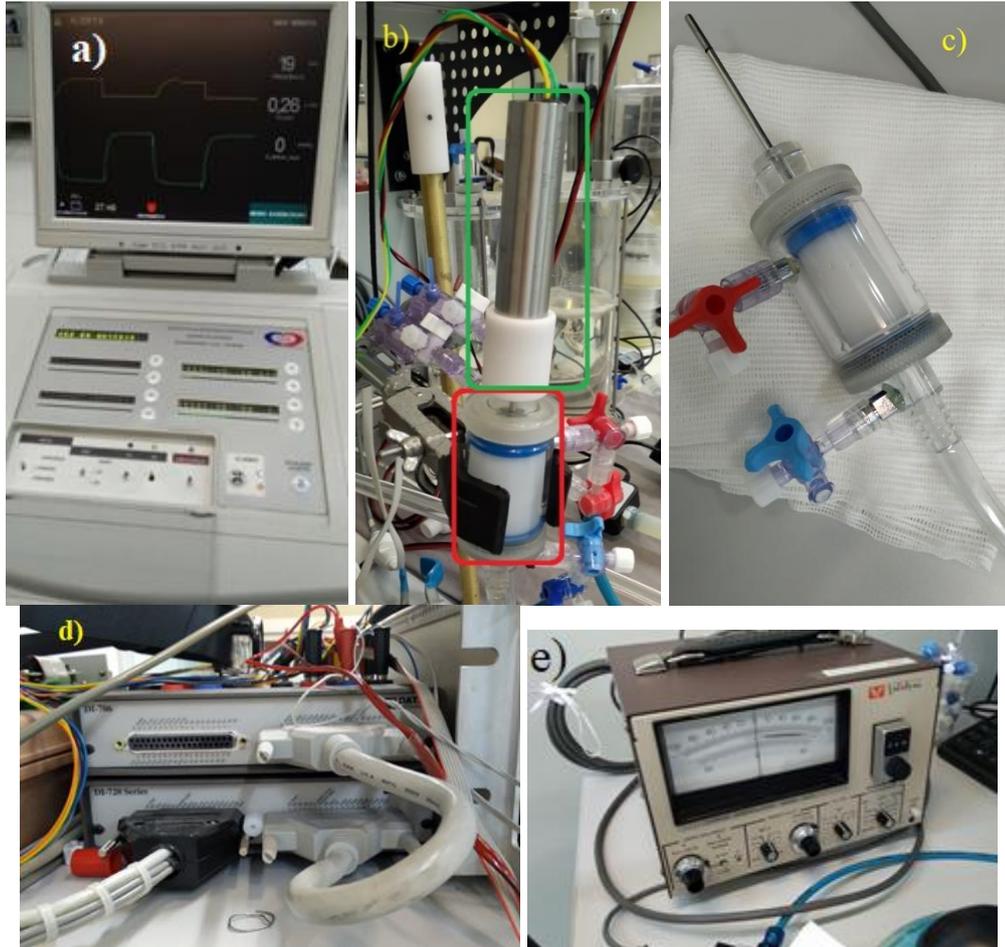


Figura 49 - Sistema de testes de complacência nos cilindros projetados. Unidade de controle do DAV (a), cilindro de teste montado (cilindros em vermelho, LVDT em verde) (b), cilindro de suporte com o cilindro impresso, desmontado (c). interface de aquisição de dados (d), amplificador do sinal de pressão diferencial intramural (e). Fonte: própria do autor

Para comparar com resultados de testes de complacência feitos anteriormente, os testes de complacência deste projeto foram feitos com uma frequência de pulsos de 20 pulsos de pressão por minuto, sendo a pressurização correspondente a 50% do ciclo total. A pressão pneumática foi aplicada entre 50 mmHg e 300 mmHg, com passos de 50 mmHg, ordenados aleatoriamente, evitando um possível condicionamento do material do cilindro testado, e para cada valor de pressão pneumática, as medições foram feitas durante um período entre 25 e 30 ciclos cardíacos, sendo a tensão do solenoide do DAV a referência no tempo. Um total de 20 ciclos foram selecionados e exportados para arquivos .csv para a análise em Matlab. Nos testes anteriores de complacência, a pressão pneumática aplicada variou de 200 mmHg a 500 mmHg, e para cada valor de pressão pneumática, as medidas foram feitas durante 11 ciclos, sendo o primeiro ciclo excluído da análise.

Foram medidas a pressão interna, pressão externa do cilindro testado (dentro do cilindro de suporte), pressão diferencial (pressão interna menos a pressão externa), variação

da tensão do LVDT, pressão pneumática e tensão da válvula solenoide do DAV ao longo do tempo. A tensão da válvula solenoide é usada como a referência temporal dos ciclos cardíacos simulados. Os valores são adquiridos a uma frequência de amostragem de 500 Hz (DataQ DI-705 e DataQ DI-720, DataQ, Akron, Ohio, EUA) e visualizados (WinDaq, versão 3.02, DataQ, Akron, Ohio, EUA).

3.6 SEGMENTAÇÃO DE AORTA

Para avaliar a aplicação de reforço na construção de um modelo de aneurisma, foram utilizadas imagens obtidas por tomografia computadorizada de um paciente com aneurisma na região da aorta abdominal. As características do aneurisma resultaram na indicação de tratamento cirúrgico do aneurisma no Hospital das Clínicas. A utilização da imagem consta de Protocolo de Pesquisa devidamente aprovado pelo Comitê de Ética em pesquisa Institucional (04557518.9.0000.0068). O processamento da imagem foi realizado com o uso do programa Mimics®, versão 25.0 (Materialise, Lovaina, Bélgica) (“Materialise Mimics”, [s.d.]). A imagem estudada foi extraída de um exame de tomografia computadorizada angiográfica axial, com 2213 cortes, espessura de cada corte de 1 mm, sem inclinação no detector, 499,88 mm de campo de visão, 512 x 512 pixels de para cada corte, espaçamento de 0,97632 mm entre pixels, 16 bits por pixel, 70 kVp de tensão no cilindro, tempo de exposição de 1428 ms, spiral pitch factor (fator de passo da espiral) de 0,35, índice de dosagem de CT de 10,1386 mGy, largura de colimação de 0,6 mm para cada colimador, total de 38,4 mm, kernel de convolução Bv36f/3. O marcador angiográfico é aplicado na circulação de modo que o sangue é o elemento que apresenta maior contraste o que define que, a região segmentada seja o sangue dentro da artéria aorta.

A segmentação foi feita em uma workstation com Windows 10®, dois processadores Intel® Xeon® E5-2660 v4 de 2.0 GHz e 14 núcleos, 64 GB de memória RAM e GPU NVIDIA® Quadro P4000.

A função semi-automática “segment vessel” do Mimics® utilizada é capaz de segmentar a aorta a partir de uma posição inicial, indicada pelo usuário, e dentro de um limiar de brilho. Foram utilizados limiares de HU entre 230 e 500 e semente inicial próxima à raiz aórtica, em direção ao arco aórtico. A Figura 50 apresenta o menu da ferramenta e o resultado da segmentação. A configuração “Anatomic Preset” é uma padronização dos parâmetros avançados com a geometria de vasos, usado com o padrão “Aorta – Main Branch”, para segmentar somente a aorta, sem as ramificações.

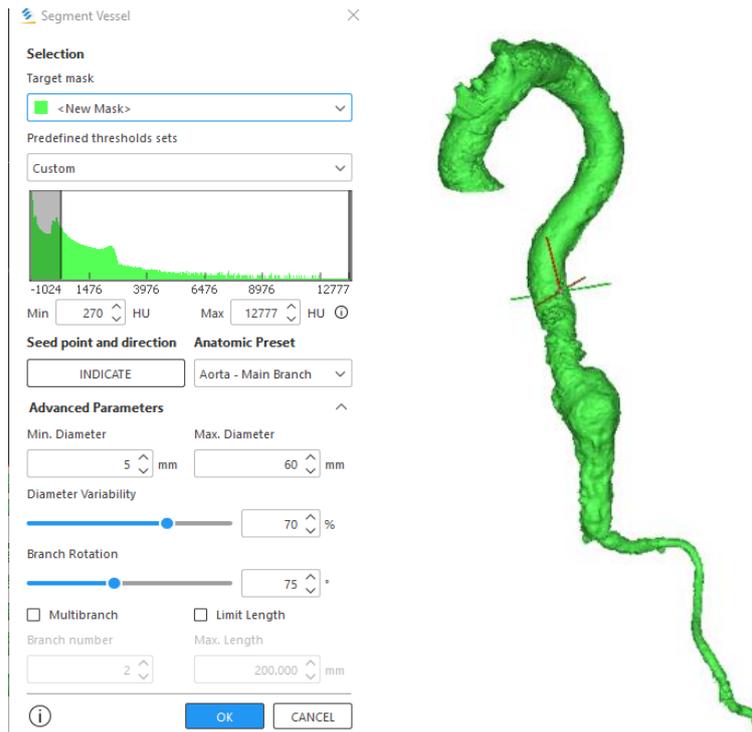


Figura 50 – Menu do “segment vessel”(à esquerda), segmentação resultante (à direita). Fonte: Própria do autor, captura de tela do Mimics®.

As regiões sobre-segmentadas foram removidas manualmente a partir do “centerline“ da segmentação. Em seguida, a superfície foi suavizada com a função “3D tools - edit contour” (Figura 51), uma ferramenta interativa que permite a edição direta de objetos 3D, então a segmentação deve ser transformada em um objeto 3D para utilizar esta ferramenta.

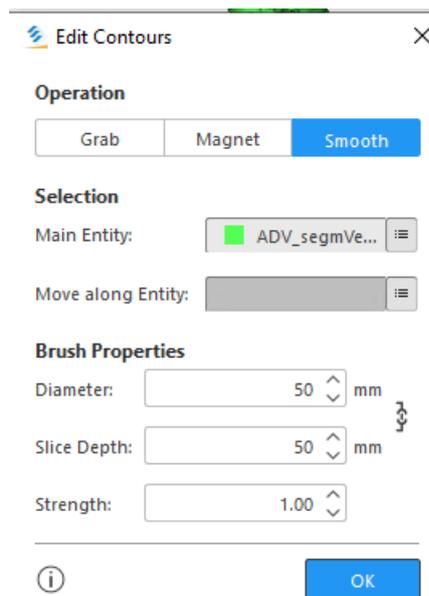


Figura 51 – Menu de uso da ferramenta “3D tools - edit contour”. Fonte: Própria do autor, captura de tela do Mimics®.

A aorta suavizada foi transformada novamente em uma máscara de segmentação para a obtenção do objeto inicial e a artéria ilíaca comum direita foi adicionada para dar referência geométrica à aorta, com a função “segment vessel”, mas com “anatomic preset” para artéria renal. Em seguida, a aorta foi dividida nas suas porções ascendente e torácica, abdominal e nas artérias ilíacas, com a função “Split mask”. Esta função permite dividir uma segmentação em duas ou mais regiões diferentes a partir de sementes dentro da segmentação inicial. A divisão torácica-abdominal foi feita na altura do diafragma e a divisão abdominal-ilíacas foi feita aproximadamente 5 mm acima da bifurcação da aorta nas artérias ilíacas. A Figura 52 mostra o resultado da segmentação da aorta e as divisões nas regiões ascendente e torácica, abdominal e nas artérias ilíacas.

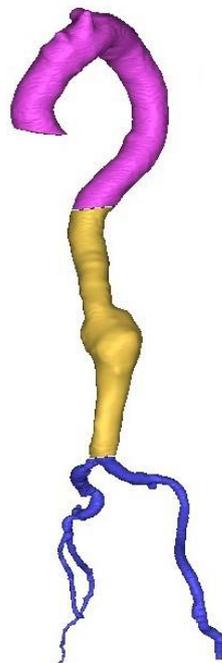


Figura 52 – Resultado da segmentação com os segmentos da aorta separados nas regiões ascendente e torácica (rosa), abdominal (amarela) e nas artérias ilíacas (azul). Fonte: Própria do autor, captura de tela do Mimics®.

Após a divisão das máscaras de segmentação, os objetos segmentados foram transformados em modelos 3D e podem ser modificados em um programa de CAD para a impressão, exportados como arquivos STL. A parede da aorta pode ser gerada com um reforço e impressa com materiais escolhidos a partir dos resultados dos testes de tração uniaxial e de complacência em cilindros.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 PROPRIEDADES MECÂNICAS DOS MATERIAIS

Os modelos impressos foram detalhados na Tabela 10, na Tabela 11 e na Tabela 12. A Tabela 15 e a Tabela 16 apresentam códigos de identificação para os modelos impressos usados nos testes uniaxiais. O código segue o padrão $T_UniCel_MM_MR$, onde *UniCel* identifica a unidade celular, *MM* o material da matriz e *MR* o material do reforço, se houver.

Tabela 15 – Codificação das unidades celulares usadas nos modelos do teste uniaxial

Unidade celular	<i>UniCel</i>
Corrente L3	CL3
Corrente L5	CL5
Corrente controle	CCtrl
Corrente grossa	CGr
Entrelaçado	Entr
Cristal de diamante	CrDia
Origami	Ori
Controle (Sem reforço)	SRef

Fonte: Própria do autor

Tabela 16 – Codificação dos materiais usados nos modelos do teste uniaxial

Material	<i>MM/MR</i>
SH-A30	SHA30
SH-A70	SHA70
SH-A85	SHA85
SH-A95	SHA95
Vessel Wall Compliant (VWC)	VWC
Tissue 600	T600
Ligamento Rígido	Lig
Osso pouco denso	OpD

Fonte: Própria do autor.

Os testes uniaxiais geram registros de extensão (mm), carga mecânica (N), tensão mecânica (MPa) e deformação (% de variação do comprimento inicial), ao longo do tempo de execução do teste. A Figura 53 apresenta um exemplo de resultados do teste de tração

uniaxial do modelo de controle Agilus30, as curvas de deformação e tensão ao longo do tempo e a curva de tensão versus deformação.

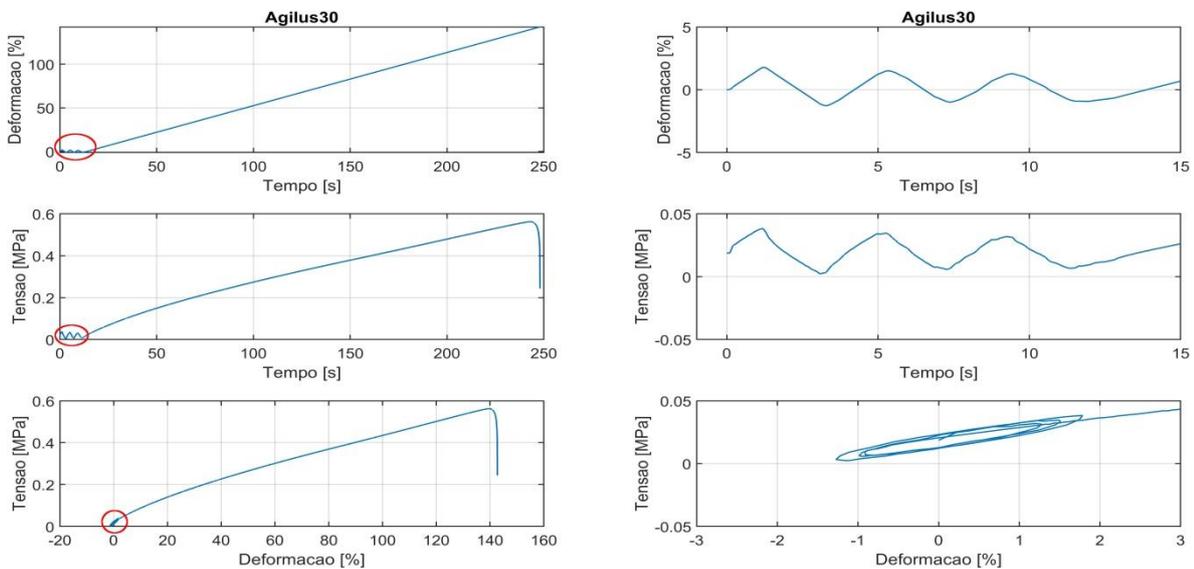


Figura 53 – Gráficos dos testes de tração uniaxial do material Agilus30 (A30) obtidos a partir da média dos resultados. De cima para baixo, deformação [%] e tensão mecânica [MPa] no tempo [s] e tensão versus deformação. À esquerda, os sinais completos, à direita, o trecho de pré-condicionamento em foco. A deformação atingiu valores negativos devido à viscosidade do material. Os círculos vermelhos indicam o período de pré-condicionamento. Fonte: Própria do autor.

O processamento dos dados foi realizado a partir de scripts desenvolvidos com o auxílio do software Matlab® (versão R2022a). Os valores médios foram obtidos a partir de interpolação de dados e de filtragem de dados realizada com um filtro passa-baixas Butterworth. Os dados foram adquiridos com uma frequência de amostragem de 100 Hz, o que amplificou o ruído de quantização das medidas. Para reduzir este ruído, os dados foram subamostrados por um fator 10. Em seguida, o filtro Butterworth foi escolhido como 2ª ordem, com frequência de corte de 0,1 Hz, sendo a frequência de amostragem de 10 Hz. Derivadas dos sinais foram calculadas com a diferença central dos pontos após a aplicação do filtro. Os resultados das derivadas foram filtrados novamente com o mesmo filtro Butterworth.

Os valores de tensão mecânica (σ) são calculados dividindo-se a força medida no equipamento pela área transversal da amostra testada, resultando em uma distribuição média das forças de tensão sobre a área transversal da amostra, calculada como (CHIRINOS, 2012):

$$\sigma = \frac{F}{A_0}$$

Onde F é a força e A_0 é a área transversal inicial. O valor de σ é dado em unidades de pressão.

A deformação relativa (ϵ) é a variação de dimensão de um corpo na direção de aplicação de uma força dividida pelo comprimento inicial, calculada como (CHIRINOS, 2012):

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L_0}$$

Onde ΔL é a variação do comprimento e L_0 é o comprimento inicial da amostra. O valor de ϵ pode ser adimensional ou percentual.

Com os valores de tensão mecânica e de deformação é possível calcular o valor do módulo de Young, ou módulo de elasticidade (E), valor que expressa a rigidez da amostra. O cálculo é feito com a divisão do valor da tensão mecânica pela deformação relativa em relação ao estado não estressado (sem tensão mecânica e sem deformação relativa) (CHIRINOS, 2012):

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon}$$

O resultado é dado em unidades de força (N) por área (mm²) ou pressão (MPa). Graficamente, este valor representa a inclinação da curva de tensão-deformação da origem até o ponto analisado.

Para materiais em que a tensão não responde linearmente à deformação, utiliza-se o módulo de Young incremental, ou módulo elástico incremental (E_{inc}) que é calculado como a derivada da tensão mecânica em relação à deformação relativa (adimensional) e o resultado é dado em unidade de tensão (CHIRINOS, 2012):

$$E_{inc} = \frac{\delta\sigma}{\delta\epsilon}$$

Graficamente, o módulo elástico incremental representa a inclinação da curva tensão-deformação no ponto analisado e expressa a rigidez do material para cada valor de deformação.

Os resultados obtidos dos testes uniaxiais são apresentados a seguir, agrupados conforme seus reforços. A Figura 54 apresenta os gráficos de tensão versus deformação e de E_{inc} versus deformação das amostras dos materiais referidos como controles, obtidos com os modelos das amostras sem inclusão de reforços e que foram utilizados como material base

para a criação de outros modelos. Somente valores entre 15% e 90% da duração do teste de tração foram considerados nos gráficos de E_{inc} , para evitar o período de pré-condicionamento das amostras e a redução do E_{inc} que as amostras apresentam próximo à tensão máxima.

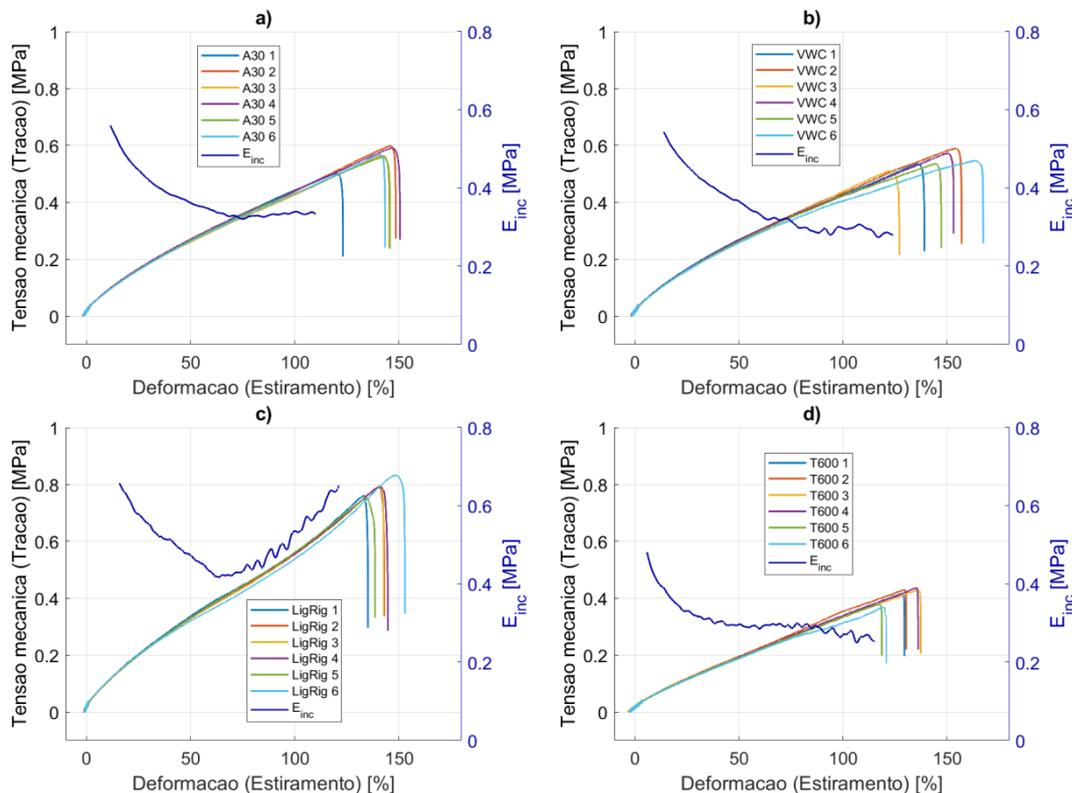


Figura 54 – Curvas de tensão [MPa] e de E_{inc} [MPa] versus deformação [%] para materiais considerados controles. Em (a) Agilus30 (A30), em (b) Vessel Wall Compliant (VWC), em (c) ligamento rígido (LigR) e em (d) Tissue 600 (T600). E_{inc} é dado de 15 a 90% da duração do teste.

Fonte: própria do autor

Na Figura 55 estão apresentados os gráficos de tensão versus deformação e de E_{inc} versus deformação das amostras com reforços em forma de correntes. O gráfico de E_{inc} do modelo com matriz de Tissue600 e reforço de osso pouco denso (T_CGr_T600_OpD) tem escalas diferentes dos demais.

O gráfico (d) da Figura 55 apresenta os resultados das amostras do mesmo modelo (corrente grossa com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A70 – T_CGr_SHA30_SHA70) impresso em dois posicionamentos diferentes: com a direção do comprimento paralela ou perpendicular ao movimento do cabeçote de impressão. Considerando diferenças acima de 5% como significativas, não houve diferença significativa entre a tensão máxima das amostras impressas em direções diferentes, calculado com o teste T de Student, semelhante ao resultado de TEE et al. (2020), onde amostras homogêneas impressas em direções diferentes não apresentam mudança significativa na tensão máxima.

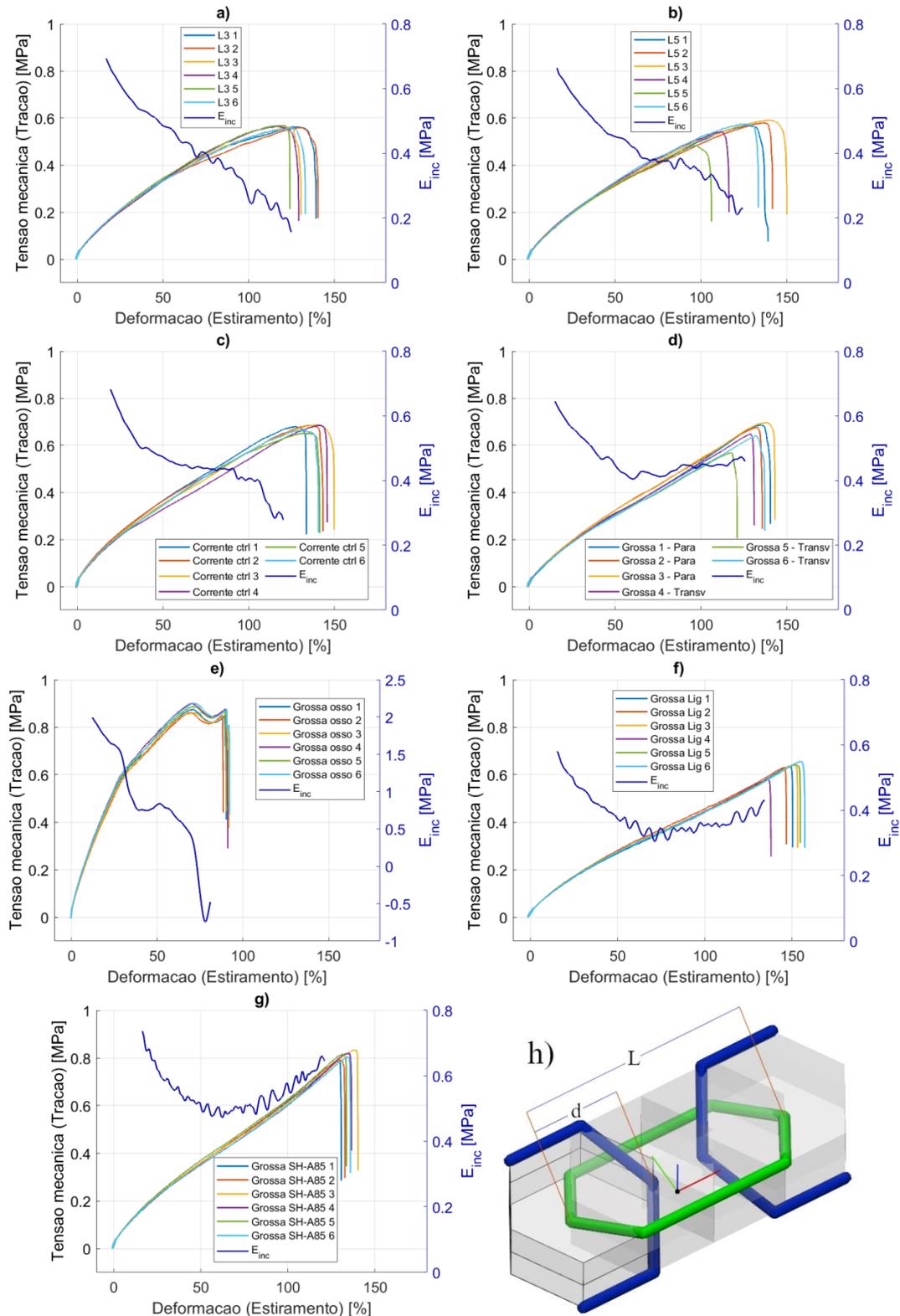


Figura 55 – Curvas de tensão [MPa] e de E_{inc} [MPa] versus deformação [%] para os modelos reforçados com correntes. Em (a) corrente L3 com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A95, em (b) corrente L5 com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A95, em (c) corrente-controlada com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A95, em (d) corrente grossa com matriz de A30 e reforço de SH-A70, em (e) corrente grossa com matriz de T600 e reforço de osso pouco denso (OpD), em (f) corrente grossa com matriz de T600 e reforço de LigR, em (g) corrente grossa com matriz de T600 e reforço de SH-A85 e em (h) a unidade celular da corrente. E_{inc} é dado de 15 a 90% da duração do teste. Fonte: própria do autor.

Na Figura 56 estão apresentados os gráficos de tensão versus deformação e de E_{inc} versus deformação das amostras com entrelaçados.

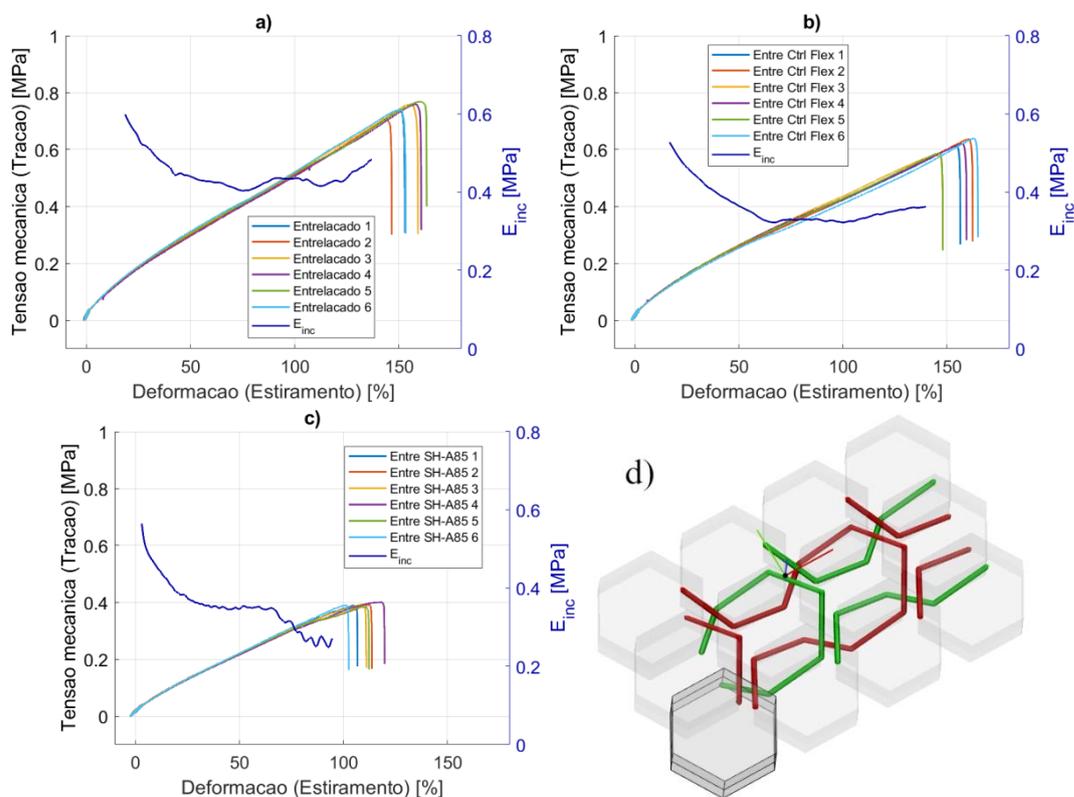


Figura 56 – Curvas de tensão [MPa] e de E_{inc} [MPa] versus deformação [%] para os modelos reforçados com entrelaçados. Em (a) entrelaçado com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A95, em (b) entrelaçado de controle flexível com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A30, em (c) entrelaçado com matriz de T600 e reforço de SH-A85 e em (d) unidade celular do entrelaçado. E_{inc} é dado de 15 a 90% da duração do teste. Fonte: própria do autor.

Na Figura 57 estão apresentados os gráficos de tensão versus deformação e de E_{inc} versus deformação das amostras com reforços variados.

O gráfico (b) da Figura 57 apresenta os resultados das amostras do mesmo modelo (origami com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A70 – T_Ori_SHA30_SHA70) impresso em dois posicionamentos diferentes: com a direção do comprimento paralela ou perpendicular ao movimento do cabeçote de impressão. Considerando diferenças acima de 5% como significativas, não houve diferença significativa entre a tensão máxima das amostras impressas em direções diferentes, calculado com o teste T de Student, similar ao caso de T_CGr_SHA30_SHA70.

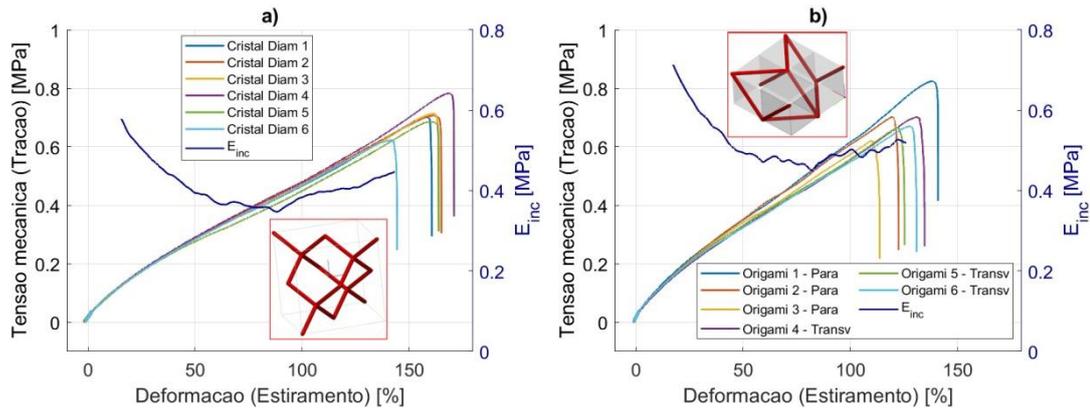


Figura 57 – Curvas de tensão [MPa] e de E_{inc} [MPa] versus deformação [%] para os modelos com reforços variados. Em (a) cristal de diamante com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A70 e em (b) origami com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A70. E_{inc} é dado de 15 a 90% da duração do teste. Fonte: própria do autor.

O Apêndice B.1.1 mostra o diagrama usado para realizar os cálculos.

Simplificadamente, pode-se assumir que na parede aórtica a faixa fisiológica de pressão é de 80 a 120 mmHg (em torno de 0,2 MPa) (DUPREY et al., 2010) e neste trabalho, este será o valor de tensão circunferencial adotado como valor representativo da faixa fisiológica. Este valor corresponde ao valor adotado em testes de tensão-deformação realizados no laboratório com amostras de aortas humanas colhidas em autópsias (MAIZATO et al., 2024).

A Figura 58 apresenta os resultados gráficos agrupados em conjuntos selecionados de acordo com os materiais das matrizes e designs semelhantes dos reforços. Os grupos estão apresentados na Tabela 17. Os gráficos são apresentados na faixa de 0 a 60% de deformação e também mostram a representação gráfica dos módulos de elasticidade das amostras a 0,2 MPa de tensão ($E_{0,2 MPa}$).

O gráfico do grupo 2 da Figura 58 explicita a similaridade no comportamento dos modelos de controle com matriz de A30 (T_SRef_SHA30), de controle com matriz de VWC (T_SRef_VWC) e de entrelaçado com matriz de A30 e reforço de A30 (T_Entr_SHA30_SHA30), para valores de deformação até 60%,

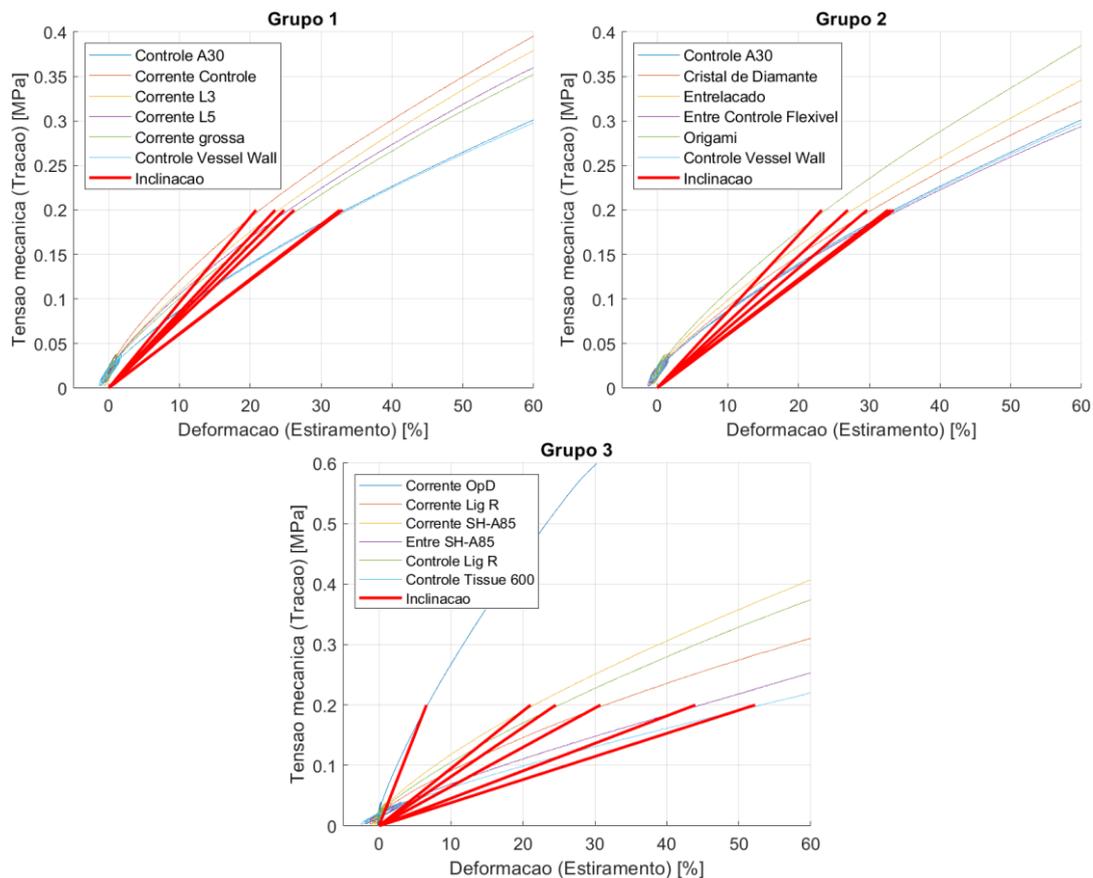


Figura 58 – Gráficos comparando tensão versus deformação das médias dos modelos e os módulos de elasticidade secante a 0,2 MPa de tensão, considerado representativo da aorta humana. Os grupos são divididos pelo material da matriz e do reforço. Matriz de SH-A30 com reforços de corrente (Grupo 1), matriz de SH-A30 com reforços de entrelaçado e variados (Grupo 2) e matriz de Tissue 600 e controle de LigR (Grupo 3). Fonte: Própria do autor.

A Figura 59 apresenta os valores de módulo de elasticidade de cada amostra de cada modelo usado no teste de tração uniaxial, feito com a função boxplot do Matlab, divididos nos três grupos da Figura 58.

Testes T bicaudais foram feitos dentro de cada grupo, para todos os pares possíveis, com 5% de significância, com a função ttest2 no Matlab. Na Figura 59, as barras vermelhas indicam que as médias dos valores de $E_{0,2 MPa}$ são iguais e os valores de p sobre as barras mostram a probabilidade de as médias serem iguais.

Tabela 17 – Agrupamento de resultados do teste de tração uniaxial

Modelo	Código	Unidade celular do reforço	Material da matriz	Material do reforço
Grupo 1				
Controle A30	T_SRef_SHA30	-	SH-A30	-
Corrente Controle	T_CCtrl_SHA30_SHA95	Corrente-controle	SH-A30	SH-A95
Corrente L3	T_CL3_SHA30_SHA95	Corrente L3	SH-A30	SH-A95
Corrente L5	T_CL5_SHA30_SHA95	Corrente L5	SH-A30	SH-A95
Corrente grossa SH-A70	T_CGr_SHA30_SHA70	Corrente grossa	SH-A30	SH-A70
Controle Vessel Wall	T_SRef_VWC	-	VWC	-
Grupo2				
Controle A30	T_SRef_SHA30	-	SH-A30	-
Cristal de diamante	T_CrDia_SHA30_SHA70	Cristal de diamante	SH-A30	SH-A70
Entrelaçado	T_Entr_SHA30_SHA95	Entrelaçado	SH-A30	SH-A95
Entrelaçado controle flexível	T_Entr_SHA30_SHA30	Entrelaçado	SH-A30	SH-A30
Origami	T_Ori_SHA30_SHA70	Origami	SH-A30	SH-A70
Controle Vessel Wall	T_SRef_VWC	-	VWC	-
Grupo 3				
Corrente grossa osso	T_CGr_T600_OpD	Corrente grossa	Tissue 600	Ossos pouco Denso
Corrente grossa ligamento	T_CGr_T600_LigR	Corrente grossa	Tissue 600	Ligamento rígido
Corrente grossa SH-A85	T_CGr_T600_SHA85	Corrente grossa	Tissue 600	SH-A85
Entrelaçado SH-A85	T_Entr_T600_SHA85	Entrelaçado	Tissue 600	SH-A85
Controle Lig R	T_SRef_LigR	-	Ligamento rígido	-
Controle T600	T_SRef_T600	-	Tissue 600	-

Fonte: Própria do autor.

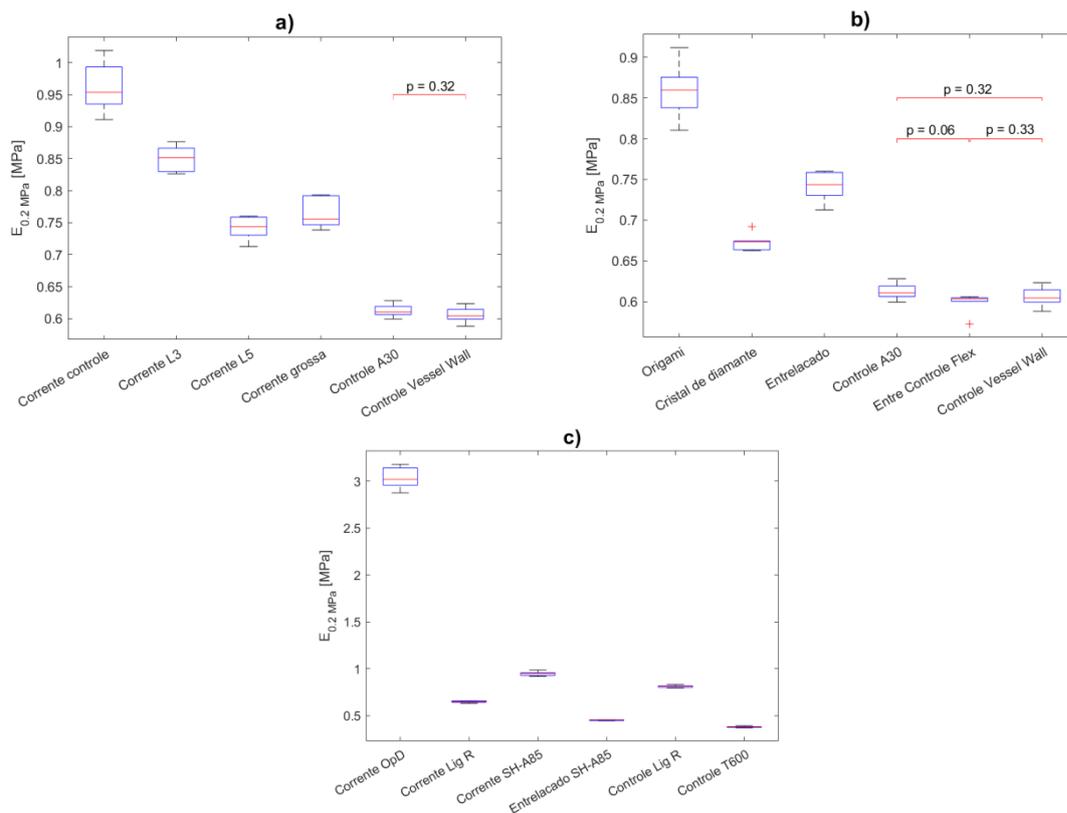


Figura 59 – Comparação do módulo de elasticidade secante a 0,2 MPa de tensão ($E_{0,2 MPa}$). As barras vermelhas indicam que as médias são iguais. Matriz de SH-A30 com reforços de corrente (a), matriz de SH-A30 com reforços de entrelaçado e variados (b) e matriz de Tissue 600 (c). Os pontos vermelhos são pontos fora da curva. Fonte: Própria do autor.

Os resultados da Figura 59 indicam que a combinação de reforços e matrizes resultou em alterações no $E_{0,2 MPa}$ que foram significativamente diferentes no ponto de referência (0,2 MPa de tensão). As únicas exceções foram apresentadas pelas amostras de T_SRef_SHA30, o T_Entr_SHA30_SHA30 e o T_SRef_VWC.

A Tabela 18 apresenta os valores médios de $E_{0,2 MPa}$, os valores de tensão máxima e de deformação na tensão máxima das amostras testadas para comparar com os dados de aorta humana obtidos no laboratório.

Os modelos, com e sem reforços, apresentam comportamento similar para deformações, entre 0% e 40%, com diminuição da rigidez à medida que a deformação aumenta. Este comportamento característico resulta na redução do E_{inc} nesta faixa, conforme observado na Figura 54, na Figura 55, na Figura 56 e na Figura 57.

Tabela 18 – Valores médios do módulo de elasticidade a 0,2 MPa de tensão, a tensão máxima e a deformação na tensão máxima das amostras, separadas por grupos.

Modelo	$E_{0,2 MPa}$ [MPa]	Tensão máxima [MPa]	Deformação na tensão máxima [%]
Grupo 1			
Controle A30	0,60 ± 0,01	0,56 ± 0,03	139,46 ± 9,81
Corrente Controle	0,94 ± 0,04	0,67 ± 0,01	133,49 ± 5,29
Corrente L3	0,83 ± 0,02	0,56 ± 0,004	122,49 ± 5,01
Corrente L5	0,79 ± 0,02	0,56 ± 0,04	122,04 ± 15,61
Corrente Grossa	0,75 ± 0,02	0,65 ± 0,05	130,18 ± 6,92
Controle Vessel Wall	0,59 ± 0,01	0,55 ± 0,03	144,79 ± 14,44
Grupo2			
Controle A30	0,60 ± 0,01	0,56 ± 0,03	139,46 ± 9,81
Cristal de diamante	0,66 ± 0,01	0,70 ± 0,05	158,21 ± 8,99
Entrelaçado	0,73 ± 0,02	0,74 ± 0,02	152,94 ± 5,72
Entrelaçado controle flexível	0,59 ± 0,01	0,61 ± 0,03	153,95 ± 7,53
Origami	0,84 ± 0,03	0,70 ± 0,07	124,40 ± 9,77
Controle Vessel Wall	0,59 ± 0,01	0,55 ± 0,03	144,79 ± 14,44
Grupo 3			
Corrente OpD	2,99 ± 0,11	0,88 ± 0,02	70,44 ± 0,86
Corrente Lig R	0,64 ± 0,01	0,63 ± 0,03	147,76 ± 6,81
Corrente SH-A85	0,93 ± 0,02	0,81 ± 0,02	132,95 ± 3,61
Entrelaçado SH-A85	0,45 ± 0,01	0,39 ± 0,01	108,70 ± 5,93
Controle Lig R	0,80 ± 0,01	0,79 ± 0,03	139,54 ± 5,40
Controle T600	0,38 ± 0,01	0,41 ± 0,03	127,33 ± 7,47

Fonte: próprio do autor

No grupo 3, composto principalmente de modelos impressos com matriz de T600, os reforços dos modelos de correntes grossas estão posicionados muito próximos entre si, o que faz com que a região central gelatinosa da matriz não seja impressa, resultando em uma matriz composta de quase somente A30. Já os reforços do modelo de entrelaçado estão afastados o suficiente para que a região gelatinosa seja impressa na matriz, resultando em um comportamento da amostra mais próximo do controle de T600. Isto é confirmado analisando os gráficos (a) e (d) da Figura 54, (e), (f) e (g) da Figura 55 e (c) da Figura 56 e a Tabela 18, onde os resultados das correntes grossas do grupo 3 estão mais próximos do T_SRef_SHA30

do que do controle de T600 (T_SRef_T600), enquanto o entrelaçado com matriz de T600 (T_Entr_T600_SHA85) está mais próximo do controle de T600. Assim, os modelos de correntes grossas são comparados com o T_SRef_SHA30, enquanto o modelo de entrelaçado com matriz de T600 e reforço de SH-A85 é comparado com o T_SRef_T600.

Comparando os modelos de T_CGr_SHA30_SHA70 (Figura 55-d), entrelaçado com matriz de A30 e reforço de SH-A95 (T_Entr_SHA30_SHA95) (Figura 56-a), cristal de diamante (T_CrDia_SHA30_SHA70) e T_Ori_SHA30_SHA70 (Figura 57) com o T_SRef_SHA30 (diferentes designs de reforços com o mesmo material de matriz), os valores de $E_{0,2 MPa}$ e tensão máxima aumentaram para os modelos reforçados. O alongamento máximo aumentou para o cristal de diamante e para o entrelaçado e diminuiu para a corrente grossa e origami, indicando que a presença de reforço aumenta a rigidez e a tensão máxima e que a presença do reforço altera a deformação máxima.

Comparando os modelos de controle (as matrizes sem reforço) da Figura 54, apenas o controle de ligamento rígido (T_SRef_LigR) tem comportamento de enrijecimento com a distensão para deformações maiores que 80%, enquanto os outros controles tem um comportamento mais linear para a mesma deformação. Da Tabela 18, a tensão máxima média dos controles varia entre 0,41 MPa até 0,79 MPa e a deformação na tensão máxima média varia entre 127,33% e 147,79%. Os valores mais baixos correspondem ao T_SRef_T600, que é constituído de um material gelatinoso encapsulado por uma camada de 600 micrômetros de A30, ou seja, as propriedades mecânicas medidas no teste de tração uniaxial do T_SRef_T600 são características da camada superficial de A30. Os resultados do T_SRef_SHA30 e do T_SRef_VWC são quase idênticos. Isto indica que o VWC é um material anatômico com A30 na sua composição. Os resultados de $E_{0,2 MPa}$ e de tensão máximos do T_SRef_LigR são os mais altos dentre os controles.

Comparando os modelos com correntes mais finas (a), (b) e (c) da Figura 55 (T_CL3_SHA30_SHA95, T_CL5_SHA30_SHA95 e T_CCtrl_SHA30_SHA95) com o T_SRef_SHA30, a presença do material de reforço altera o comportamento, deixando as amostras mais flexíveis em maiores deformações. Dos valores da Tabela 18, a tensão máxima média da corrente-controle é mais alta que do controle e das outras correntes, e a deformação na tensão máxima de T_CCtrl_SHA30_SHA95 é mais alta que no modelo T_CL3_SHA30_SHA95, mas igual ao dos modelos T_CL5_SHA30_SHA95 e T_SRef_SHA30. O módulo de elasticidade a 0,2 MPa das amostras com correntes é maior que o do T_SRef_SHA30, mas o da T_CCtrl_SHA30_SHA95 é o mais alto dentre as

correntes finas. Isto sugere que, entre os modelos com correntes finas, as barras que entrelaçam os elos das correntes influenciam as características mecânicas das amostras, reduzindo a tensão máxima e a rigidez. Isto possivelmente ocorre, pois, entre os modelos de correntes mais finas, as propriedades mecânicas são definidas principalmente pela matriz e as barras dos elos introduzem descontinuidades na direção perpendicular à tensão mecânica na matriz, reduzindo o $E_{0,2 MPa}$, a tensão máxima e a deformação na tensão máxima.

Comparando os modelos de T_CGr_SHA30_SHA70 (d) da Figura 55 e de corrente grossa com matriz de T600 e reforço de SH-A85 (T_CGr_T600_SHA85) (g) da Figura 55 com as correntes finas e com o T_SRef_SHA30, o modelo T_CGr_SHA30_SHA70 tem comportamento mais linear em deformações maiores, enquanto o modelo T_CGr_T600_SHA85 tem um leve enrijecimento com distensões maiores. Da Tabela 18, o módulo de elasticidade do T_CGr_SHA30_SHA70 é menor que o das correntes finas, indicando maior flexibilidade a 0,2 MPa, mas é maior que o do T_SRef_SHA30, mostrando que o modelo de T_CGr_SHA30_SHA70 é mais rígido que o A30 puro, enquanto módulo de elasticidade do T_CGr_T600_SHA85 é maior que das correntes finas, indicando maior rigidez em pequenas deformações. A tensão máxima do modelo de T_CGr_SHA30_SHA70 é igual ao do T_CCtrl_SHA30_SHA95, mas maior que das correntes finas e do T_SRef_SHA30, e a deformação máxima do T_CGr_SHA30_SHA70 é igual aos modelos T_CL5_SHA30_SHA95, T_CCtrl_SHA30_SHA95 e T_CGr_T600_SHA85, maior que do modelo T_CL3_SHA30_SHA95, e menor que do modelo T_SRef_SHA30. Mas no T_CGr_T600_SHA85, a tensão máxima é maior do que nos modelos de correntes finas e no T_SRef_SHA30, e a deformação na tensão máxima é maior que no T_CL3_SHA30_SHA95 e igual aos modelos T_SRef_SHA30, T_CCtrl_SHA30_SHA95, T_CL5_SHA30_SHA95 e T_CGr_SHA30_SHA70. Tudo isso indica que a maior espessura nas barras da corrente aumenta a rigidez da amostra, mas o material mais flexível usado de reforço nos testes pode ter contrabalanceado a variação no diâmetro do reforço.

Comparando os modelos de correntes grossas do terceiro conjunto de impressão (e), (f) e (g) da Figura 55, com o T_SRef_SHA30, o modelo T_CGr_T600_OpD apresenta alta rigidez para pequenas deformações e se torna mais flexível com o aumento da distensão. A amostra com reforço de ligamento rígido (T_CGr_T600_LigR) e a amostra T_CGr_T600_SHA85 se tornam mais rígidas com deformações acima de 100%, mas no modelo T_CGr_T600_SHA85, este enrijecimento é mais acentuado. Da Tabela 18, os valores de módulo de elasticidade e de tensão máxima dos três modelos de corrente grossa do terceiro

conjunto são maiores que os valores do T_SRef_SHA30, indicando maior rigidez que o T_SRef_SHA30. Somente o modelo T_CGr_T600_OpD tem deformação na tensão máxima muito menor que do T_SRef_SHA30, enquanto os modelos T_CGr_T600_SHA85 e T_CGr_T600_LigR têm deformação na tensão máxima igual ao T_SRef_SHA30. Adicionalmente, entre os modelos reforçados, a rigidez e a tensão máxima são proporcionais à rigidez dos materiais de reforço, enquanto a deformação na tensão máxima é inversamente proporcional. Estes resultados demonstram que o material do reforço altera o comportamento da amostra, especialmente se o material de reforço for mais rígido.

O comportamento do modelo T_CGr_T600_OpD é o que mais se destaca (Figura 55-e), pois apresenta uma redução de rigidez em aproximadamente 30% de deformação, e entre 70% e 80% de deformação apresenta módulo elástico incremental negativo, indicando que após o pico de tensão por volta de 70% de distensão, a amostra exerce menos força mesmo com o aumento da distensão, até 80% de distensão. Isto ocorre devido ao rompimento somente da matriz da amostra durante o teste de tração, mostrado na Figura 60-a, ampliado e editado para aumentar a visibilidade do reforço na Figura 60-b. A Figura 60-c mostra o modelo 3D da corrente grossa, indicando em azul a posição do reforço na amostra testada e em verde a posição da ruptura da matriz. O rompimento da matriz possivelmente permite que os elos da corrente tenham um movimento menos limitado, com a possibilidade de compressão da matriz presente entre os elos da corrente.

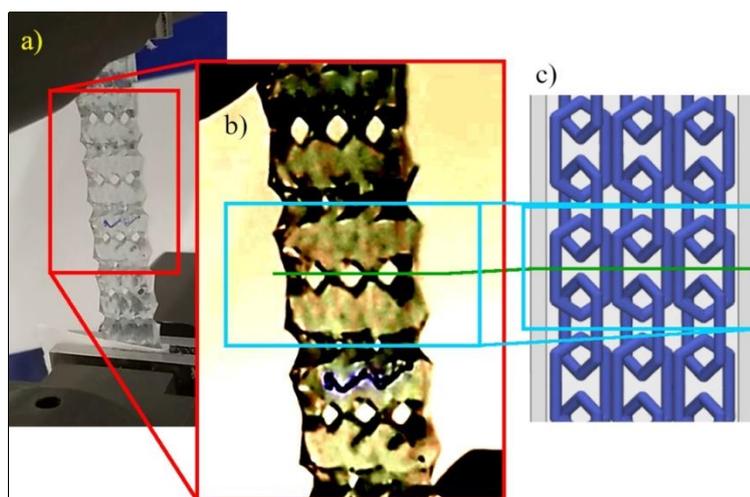


Figura 60 – Amostra do modelo de corrente grossa com reforço de osso pouco denso. Durante o teste de tração uniaxial (a), ampliada e editada para aumentar a visibilidade do reforço (b) e o modelo 3D da corrente grossa (c). A área em azul indica a posição do reforço na amostra testada e a linha verde indica a posição da ruptura da matriz. Fonte: Própria do autor.

Comparando os modelos de entrelaçado do primeiro conjunto (a) e (b) da Figura 56 com o T_SRef_SHA30, o comportamento ao longo do teste é similar entre os três: para

valores maiores o comportamento nos três modelos é praticamente linear. As diferenças aparecem somente para o modelo T_Entr_SHA30_SHA95 nos valores de $E_{0,2 MPa}$ e na tensão máxima, que são maiores que nos outros dois modelos, mas a deformação na tensão máxima dos dois entrelaçados é maior que no T_SRef_SHA30, enquanto a deformação na tensão máxima é a mesma entre os modelos reforçados. Com os gráficos de tensão versus deformação, valores de $E_{0,2 MPa}$ e tensão máxima, o modelo T_Entr_SHA30_SHA30 é muito similar ao T_SRef_SHA30, havendo, no entanto, diferença de deformação na tensão máxima.

Comparando o modelo T_Entr_T600_SHA85 no gráfico (c) da Figura 56 com o T_SRef_T600 no gráfico (d) da Figura 54, o comportamento do T_Entr_T600_SHA85 é mais flexível em deformações maiores que 80% do que o T_SRef_T600. O $E_{0,2 MPa}$ do T_Entr_T600_SHA85 é maior que o do controle e a deformação na tensão máxima é maior no T_SRef_T600, enquanto a tensão máxima é igual nos dois modelos. A comparação dos entrelaçados com seus respectivos controles indica que, nas condições testadas, o reforço não alterou o comportamento geral das amostras nos testes de tração uniaxial. A comparação também indica que o reforço aumenta a tensão máxima na matriz de A30, enquanto não altera na matriz de T600. A deformação na tensão máxima aumenta nos modelos com matriz de A30 e diminui no modelo com matriz de T600, indicando que o efeito que o reforço tem sobre o comportamento mecânico da amostra também depende do material da matriz.

Comparando os modelos T_CrDia_SHA30_SHA70 e T_Ori_SHA30_SHA70 da Figura 57 com o T_SRef_SHA30, para grandes deformações, o T_CrDia_SHA30_SHA70 fica ligeiramente mais rígido para deformações acima de 120%, enquanto o T_Ori_SHA30_SHA70 fica mais linear. Da Tabela 18, os $E_{0,2 MPa}$ e a tensão máxima do T_CrDia_SHA30_SHA70 e do T_Ori_SHA30_SHA70 são maiores que o do T_SRef_SHA30. A deformação na tensão máxima do T_CrDia_SHA30_SHA70 é maior que do T_SRef_SHA30, enquanto do T_Ori_SHA30_SHA70 é menor. O mesmo valor de tensão máxima com menor deformação indica que o modelo de T_Ori_SHA30_SHA70 é mais rígido que o modelo de T_CrDia_SHA30_SHA70.

Comparando os modelos de correntes da Figura 55 entre si, aumentar a área da seção transversal das barras que os compõem fez com que os testes variassem menos ao longo da tração da amostra. O resultado da T_CGr_SHA30_SHA70 (d) da Figura 55 mostra que a maior espessura das barras altera diretamente o comportamento da amostra, de um comportamento que se torna mais flexível com a distensão para um comportamento linear em

maiores distensões. O $E_{0,2 MPa}$ da T_CGr_SHA30_SHA70 do segundo conjunto é menor que dos modelos com corrente fina, porém o material de reforço do T_CGr_SHA30_SHA70 é o SH-A70, mais flexível comparado com o SH-A95 usado nas correntes finas, diferença também refletida na deformação na tensão máxima maior no T_CGr_SHA30_SHA70.

Dentre os modelos de corrente grossa, somente o T_CGr_T600_LigR é mais flexível que os modelos de correntes finas, mas isto é esperado, uma vez que o ligamento rígido é flexível o suficiente para ser usado como amostra de controle (Figura 54-c). O modelo “entrelaçado controle rígido” (T_Entr_SHA95_SHA95) feito completamente de SH-A95 foi rígido demais para ser testado nas mesmas condições do restante das amostras.

Considerando somente os modelos T_CGr_SHA30_SHA70 (Figura 55-d), T_CrDia_SHA30_SHA70 e T_Ori_SHA30_SHA70 (matriz de SH-A30 e reforço de SH-A70) da Figura 57, a ordem crescente do módulo de elasticidade segue a mesma ordem crescente do percentual de volume ocupado pelo reforço na Tabela 7, e o inverso ocorre para a deformação na tensão máxima. Para tensão máxima, esta ordem não acontece. Isto indica que o $E_{0,2 MPa}$ varia proporcionalmente à quantidade de reforço na matriz. A deformação na tensão máxima apresenta uma tendência de variação inversamente proporcional à quantidade de reforço na matriz, compatível com a constituição das amostras.

As curvas de tensão versus deformação apresentam concavidade aproximada a partir de uma regressão polinomial (função *polyfit*, MatLab). A operação permite aproximar os gráficos médios de tensão por deformação dos testes uniaxiais em funções quadráticas $\sigma = a\epsilon^2 + b\epsilon + c$, considerando os valores medidos até o pico de tensão.

A Tabela 19 apresenta os resultados dos coeficientes a , b e c da aproximação em uma função quadrática, com os modelos novamente divididos entre os mesmos grupos da Tabela 17. O valor R^2 representa a proximidade entre a função calculada e os valores medidos experimentalmente, variando entre 0 e 1, sendo que 1 indica maior proximidade entre a função calculada e os valores medidos.

Como a concavidade é determinada com a segunda derivada de uma função, nas aproximações da Tabela 19, a orientação de abertura da concavidade pode ser facilmente obtida com o valor de a e como este valor é negativo para todos os modelos testados, todos os modelos possuem a abertura da concavidade para baixo. No Apêndice B.1.2 estão apresentados os coeficientes da regressão polinomial entre 15% e 90% da duração dos testes,

para evitar o período de pré-condicionamento das amostras e a redução do E_{inc} que as amostras apresentam próximo à tensão máxima.

Tabela 19 – Resultados da regressão polinomial, considerando os valores até a tensão máxima.

	a	b	c	R^2
Grupo 1				
Controle A30	$-9,39 * 10^{-6}$	$5,03 * 10^{-3}$	$3,28 * 10^{-2}$	1,00
Corrente Controle	$-1,59 * 10^{-5}$	$6,83 * 10^{-3}$	$4,73 * 10^{-2}$	1,00
Corrente L3	$-2,46 * 10^{-5}$	$7,33 * 10^{-3}$	$3,09 * 10^{-2}$	1,00
Corrente L5	$-2,02 * 10^{-5}$	$6,71 * 10^{-3}$	$3,36 * 10^{-2}$	1,00
Corrente Grossa	$-8,92 * 10^{-6}$	$5,82 * 10^{-3}$	$3,81 * 10^{-2}$	1,00
Controle Vessel Wall	$-1,08 * 10^{-5}$	$5,04 * 10^{-3}$	$3,25 * 10^{-2}$	1,00
Grupo2				
Controle A30	$-9,39 * 10^{-6}$	$5,03 * 10^{-3}$	$3,28 * 10^{-2}$	1,00
Cristal de diamante	$-4,95 * 10^{-6}$	$4,89 * 10^{-3}$	$4,07 * 10^{-2}$	1,00
Entrelaçado	$-5,39 * 10^{-6}$	$5,34 * 10^{-3}$	$4,23 * 10^{-2}$	1,00
Entrelaçado controle flexível	$-6,16 * 10^{-6}$	$4,59 * 10^{-3}$	$3,72 * 10^{-2}$	1,00
Origami	$-9,51 * 10^{-6}$	$6,37 * 10^{-3}$	$4,01 * 10^{-2}$	1,00
Controle Vessel Wall	$-1,08 * 10^{-5}$	$5,04 * 10^{-3}$	$3,25 * 10^{-2}$	1,00
Grupo 3				
Corrente OpD	$-1,54 * 10^{-4}$	$2,23 * 10^{-2}$	$4,95 * 10^{-2}$	1,00
Corrente Lig R	$-6,48 * 10^{-6}$	$4,82 * 10^{-3}$	$3,98 * 10^{-2}$	1,00
Corrente SH-A85	$-5,13 * 10^{-6}$	$6,26 * 10^{-3}$	$5,03 * 10^{-2}$	1,00
Entrelaçado SH-A85	$-1,03 * 10^{-5}$	$4,54 * 10^{-3}$	$2,01 * 10^{-2}$	1,00
Controle Lig R	$-2,98 * 10^{-6}$	$5,53 * 10^{-3}$	$4,75 * 10^{-2}$	1,00
Controle T600	$-5,10 * 10^{-6}$	$3,64 * 10^{-3}$	$2,21 * 10^{-2}$	1,00

Fonte: Própria do autor

A Figura 61 apresenta resultados de testes uniaxiais feitos em amostras da parede de aorta torácica humana sem sinais de doenças vasculares, cortada em sentido circunferencial no formato ASTM D638 tipo V (MAIZATO et al., 2024). Os testes foram feitos com 3 amostras de duas autópsias, coletadas dentro de 24 horas do falecimento, armazenados em solução fisiológica a 4°C e testados em até de 72 horas da coleta.

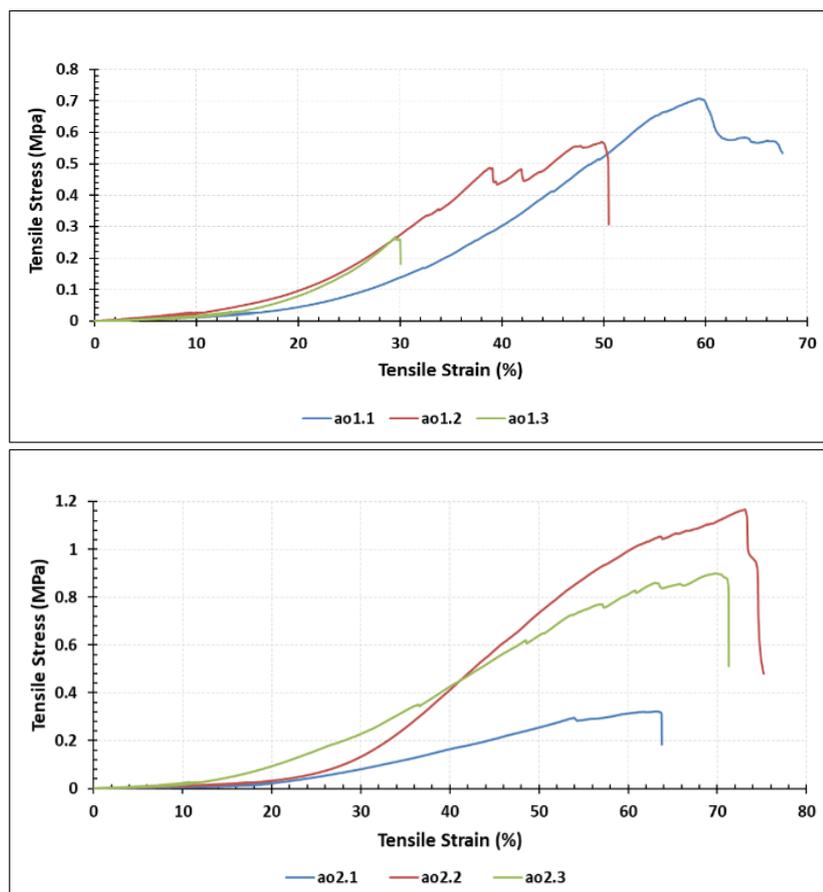


Figura 61 – Resultados de teste de tração uniaxial com amostras de parede aórtica torácica humana saudável obtidas em autópsias. Fonte: MAIZATO et al. (2024).

A Tabela 20 apresenta os valores de módulo elástico fisiológico (MPa), módulo elástico máximo (MPa), tensão máxima (MPa) e deformação na tensão máxima (%). O valor do módulo elástico fisiológico foi calculado entre os pontos onde a tensão mecânica varia de 0 a 0,2 MPa.

Tabela 20 – Propriedades mecânicas de aorta humana

	Aorta 1	Aorta 2	Média
Módulo elástico fisiológico [MPa]	$0,68 \pm 0,2$	$0,58 \pm 0,4$	$0,53 \pm 0,22$
Tensão máxima [MPa]	$0,73 \pm 0,18$	$0,80 \pm 0,43$	$0,76 \pm 0,23$
Deformação na tensão máxima [%]	$45,87 \pm 15,14$	$68,50 \pm 4,92$	$57,18 \pm 7,96$

Fonte: Dados de aortas de MAIZATO et al. (2024), médias calculadas pelo autor.

A Figura 62 apresenta o valor de E_{inc} de duas amostras dos tecidos das autópsias da Figura 61, entre 60% e 90% da duração do teste, para evitar o período de pré-condicionamento e a redução de tensão medida próximo à ruptura das amostras, calculada com o mesmo diagrama do apêndice B.1.1.

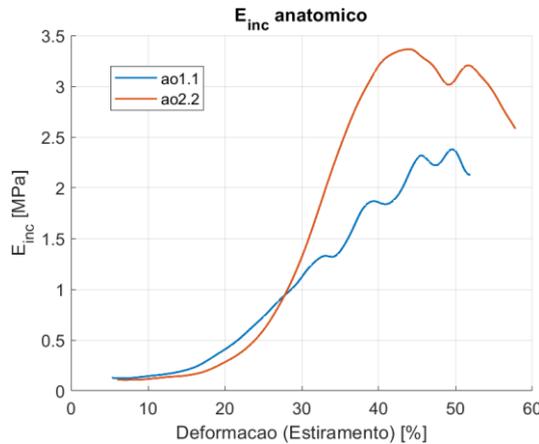


Figura 62 – E_{inc} do tecido anatômico de duas amostras das autópsias. Fonte: Própria do autor, calculado a partir dos dados brutos de MAIZATO et al. (2024). Os dados foram solicitados à autora.

A Figura 61 mostra que a parede aórtica apresenta comportamento de enrijecimento com a distensão e a Figura 62 mostra como este comportamento é refletido no E_{inc} do tecido anatômico, com E_{inc} menor (próximo de 0 MPa) para deformações abaixo de 20% e maior (acima de 1,5 MPa) em deformações acima de 30%. Este comportamento não foi observado nas amostras de materiais 3D.

Nota-se da Figura 54 até a Figura 57 que para deformações pequenas (até aproximadamente 20%), todas as amostras impressas se tornam mais flexíveis (o E_{inc} diminui) com a distensão. Diferentemente, a aorta mantém uma flexibilidade aproximadamente constante para até aproximadamente 20% de deformação e se torna crescente para valores de deformação acima de 20%.

Para maiores deformações, a partir de 60%, a aorta está próxima de seu valor máximo de distensão, como mostrado na Figura 61, enquanto as amostras impressas apresentam três comportamentos diferentes:

- Os modelos T_SRef_LigR (Figura 54-c) T_CGr_T600_SHA85 (Figura 55-g), T_CrDia_SHA30_SHA70 e T_Ori_SHA30_SHA70 (Figura 57) apresentam enrijecimento (o E_{inc} aumenta) com a distensão.
- Os modelos T_SRef_SHA30 (Figura 54-a), T_SRef_VWC (Figura 54-b) T_SRef_T600 (Figura 54-d), T_CGr_SHA30_SHA70 (Figura 55-d), T_CGr_T600_LigR (Figura 55-f), T_Entr_SHA30_SHA95 (Figura 56-a) e T_Entr_SHA30_SHA30 (Figura 56-b) apresentam uma variação de tensão quase constante com o aumento da distensão, ou seja, o E_{inc} é aproximadamente constante.

- Os modelos T_CL3_SHA30_SHA95 (Figura 55-a), T_CL5_SHA30_SHA95 (Figura 55-b), T_CCtrl_SHA30_SHA95 (Figura 55-c), T_CGr_T600_OpD (Figura 55-e) e T_Entr_T600_SHA85 (Figura 56-c) continuam aumentando sua flexibilidade com o aumento da deformação (o E_{inc} diminui).

Para deformações entre 20% e 60%, todos os modelos apresentam uma transição entre seus comportamentos de menor e maior deformação. Nos modelos que enrijecem com maiores distensões e nos modelos que tem módulo elástico incremental aproximadamente constante, o aumento de flexibilidade se torna menos expressivo, se tornando mais linear para este intervalo de deformações. Enquanto os modelos que apresentam maior flexibilidade em maiores distensões ficam gradativamente mais flexíveis nesta faixa de deformações.

As amostras de T_SRef_LigR (Figura 54-c), T_CGr_T600_SHA85 (Figura 55-g), T_CrDia_SHA30_SHA70 e T_Ori_SHA30_SHA70 (Figura 57) apresentaram uma tendência ao enrijecimento com a distensão acima de 60%. Em contraste, este comportamento é observado na aorta a partir de 20% de distensão.

Considerando os módulos elásticos a 0,2 MPa da Tabela 18, os modelos que têm módulo elástico dentro da faixa média das aortas da Tabela 20 são: T_SRef_SHA30, T_SRef_VWC, T_CrDia_SHA30_SHA70, T_Entr_SHA30_SHA95, T_Entr_SHA30_SHA30, T_CGr_T600_LigR, T_Entr_T600_SHA85 e T_SRef_T600. Valores do módulo de elasticidade fisiológicos similares entre os modelos impressos e os tecidos aórticos podem ser usados para recriar a sensação de toque do tecido biológico na impressão 3D (GARCIA et al., 2018).

Nota-se na Figura 61, para tensão de 0,2 MPa a distensão da aorta varia de 24% a 44%, aproximadamente. Na Figura 58, observa-se que este valor pode ser comparado aos modelos T_CCtrl_SHA30_SHA95 (a), T_Ori_SHA30_SHA70 (b). Os modelos T_CGr_T600_OpD e T_CGr_T600_SHA85 (c) têm a distensão média abaixo dos valores da aorta. Já os modelos T_Entr_T600_SHA85 e T_SRef_T600 (b) têm distensão média a 0,2 MPa acima dos valores da aorta medidos no Laboratório.

As amostras apresentaram tensão máxima dentro da faixa média das aortas (Tabela 20), exceto o T_Entr_T600_SHA85 e T_SRef_T600.

As amostras apresentam deformação na tensão máxima acima da faixa média das aortas (Tabela 20) e o modelo de corrente grossa com reforço de osso pouco denso apresentou a deformação na tensão máxima mais próxima da aorta.

Com os testes de tração uniaxial realizados, pode-se concluir que diversas características dos reforços alteram o comportamento tensão-deformação das amostras.

Em geral, o uso de reforços aumenta o módulo de elasticidade a 0,2 MPa (rigidez), aumenta ou mantém a tensão máxima, e altera a deformação na tensão máxima dependendo do design e do material dos reforços. Neste trabalho, o design do reforço, o volume da matriz ocupado pelo reforço, os materiais do reforço e da matriz são os fatores estudados.

Dos quatro designs de reforços usados, a corrente (SILVEIRA; MUNIZ, 2019) e o entrelaçado (ZHALMURATOVA et al., 2019) dependem de movimento relativo entre os elos e laços para que as características do reforço afetem o teste. O origami e o cristal de diamante dependem da deformação da unidade celular, sendo que no origami a deformação deve ocorrer em uma direção específica. Quando implantados como reforços, a corrente e o entrelaçado não têm o movimento relativo expressado quando testados isoladamente, então o comportamento destes reforços no teste de tração uniaxial é diferente das referências.

Aumentar o volume ocupado pelo reforço na matriz aparentemente aumenta a rigidez da amostra, mas reduz a deformação na tensão máxima. Comparando-se as correntes finas de SH-A95 (T_CL3_SHA30_SHA95 e T_CL5_SHA30_SHA95) com as correntes grossas T_CGr_SHA30_SHA70 e T_CGr_T600_SHA85, o comportamento da corrente grossa é mais linear, e mais rígido para reforços de rigidez semelhantes, mas com um reforço de material mais flexível, as variações se equivalem.

Os resultados dos testes mostram que diferentes materiais usados como reforço alteram o comportamento mecânico das amostras, sendo que materiais mais rígidos de reforço aumentam o E_{inc} e a tensão máxima.

Quatro materiais foram testados como matriz: o A30, o VWC, o ligamento rígido e o T600. Os resultados do VWC e do A30 podem ser considerados similares. O T600 tem suas características definidas por uma camada superficial de A30, gerando uma matriz mais flexível que os outros materiais. O ligamento rígido é mais rígido que os outros materiais, mas apresenta enrijecimento em maiores deformações. Os testes também indicaram que o material da matriz afeta o efeito que o reforço tem na amostra: o reforço entrelaçado na matriz de A30 aumentou o módulo de elasticidade, da tensão máxima e da deformação na tensão máxima, enquanto o entrelaçado na matriz de T600 aumentou o módulo de elasticidade, manteve a tensão máxima e diminuiu a deformação na tensão máxima.

Assim, as comparações entre as amostras impressas podem ser resumidas em:

- Todos os modelos tem o comportamento de redução de E_{inc} similar para pequenas deformações (de 0% até 40%);
- O uso de reforço aumenta a rigidez e a pode aumentar a tensão máxima, mas a deformação na tensão máxima pode aumentar ou diminuir, dependendo do design;
- Dentre os controles, o T_SRef_T600 apresenta menor E_{inc} (é mais flexível) e a menor deformação na tensão máxima enquanto o T_SRef_VWC e T_SRef_SHA30 são similares;
- Dentre as correntes finas, o modelo de corrente controle tem maior rigidez, tensão máxima e deformação na tensão máxima, indicando que as barras de entrelaçado das correntes tornam o modelo menos rígido, reduzem a tensão máxima e a deformação;
- Os resultados sugerem que aumentar a espessura das barras da corrente pode aumentar a rigidez, mas outros testes são necessários para avaliar materiais de reforço iguais;
- O efeito que o reforço tem sobre o comportamento mecânico também depende do material da matriz e o volume de reforço pode alterar a rigidez e a deformação na tensão máxima, mas não a tensão máxima;
- Barras de reforço com maior seção transversal nas correntes resultam em menores variações de tensão ao longo da deformação;
- O percentual de volume de reforço aparenta alterar a rigidez e a deformação na tensão máxima, mas não a tensão máxima.

A Tabela 21 apresenta dados da literatura referentes a de testes uniaxiais realizados com tecido aórtico e válvulas em diferentes condições e regiões da aorta.

Na Tabela 21, FORSELL et al. (2014) apresenta os resultados como mediana, 1º quartil e 3º quartil, enquanto as outras referências apresentam como média e desvio padrão. Em FORSELL et al. (2014) e FORSELL et al. (2012), a deformação é dada como o comprimento total na ruptura em relação ao comprimento inicial, ao invés da variação relativa do comprimento, resultando em valores maiores do que 100%. As deformações apresentadas na Tabela 21 foram alteradas para variação relativa do comprimento.

Tabela 21 – Dados de testes uniaxiais de tecido aórtico usados como referências

Referência	Saudável/Aneurisma Direção	Número de amostras	Tensão máxima [MPa]	Deformação na tensão máxima [%]
FORSELL et al. (2014)	Aneurisma torácico ascendente Circunferencial	11	0,49 ± 0,21	52,11 ± 13,02
VALLABHANENI et al. (2004)	Aneurisma abdominal Longitudinal	96	0,53 ± 0,02	30 ± 2
	Saudável Circunferencial	26	0,61 ± 0,07	29 ± 4
	Saudável Longitudinal	26	1,30 ± 0,11	33 ± 4
REEPS et al. (2012)	Aneurisma abdominal Circunferencial	143	1,063 ± 0,49	-
FORSELL et al. (2012)	Aneurisma abdominal Longitudinal	16	0,437 ± 0,319	32,5 ± 11,3

Fonte: FORSELL et al. (2014), VALLABHANENI et al. (2004), REEPS et al. (2012) e FORSELL et al. (2012). Somente resultados adquiridos de pacientes com válvula aórtica tricúspide foram utilizados de FORSELL et al. (2014). Deformação em FORSELL et al. (2014) e FORSELL et al. (2012) foram adaptados pelo autor.

A partir dos dados da Tabela 21, os valores de tensão mecânica máxima variam entre tecidos de parede aórtica saudável e com aneurisma (HE; ROACH, 1994), e também com a direção testada (THUBRIKAR et al., 2001).

Vale notar que, para tensão máxima, o coeficiente de variação do tecido biológico tem valores entre 0,038 e 0,73 para o aneurisma abdominal no sentido longitudinal de VALLABHANENI et al. (2004) e FORSELL et al. (2012), respectivamente, enquanto nos modelos impressos o coeficiente de variação tem valores entre 0,01 e 0,10 para os modelos T_CL3_SHA30_SHA95 e T_Ori_SHA30_SHA70, respectivamente. Para deformação na tensão máxima, o coeficiente de variação do tecido biológico tem valores entre 0,07 e 0,35 para o aneurisma abdominal no sentido longitudinal de VALLABHANENI et al. (2004) e FORSELL et al. (2012), respectivamente, e nos modelos impressos, o coeficiente de variação tem valores entre 0,01 e 0,08 para os modelos T_CGr_SHA30_SHA70 e T_Ori_SHA30_SHA70, respectivamente. Isto indica que os modelos impressos tem resultados mais consistentes que o tecido biológico.

Comparando os resultados de tensão máxima obtidas nas amostras impressas com os dados da Tabela 21 (limitado a até seis modelos por comparação):

- Os modelos T_SRef_SHA30, , T_CL3_SHA30_SHA95, T_CL5_SHA30_SHA95, T_CGr_SHA30_SHA70, T_Entr_SHA30_SHA30, e T_CGr_T600_LigR tem

valor médio da tensão máxima semelhante ao valor de referência da aorta saudável no sentido circunferencial;

- Os modelos T_CGr_T600_SHA85 e T_CGr_T600_OpD tem valor médio da tensão máxima mais próxima do valor da aorta saudável no sentido longitudinal;
- Os modelos T_Entr_SHA30_SHA95, T_CGr_T600_SHA85, T_CGr_T600_OpD e T_SRef_LigR também tem o valor médio da tensão máxima mais próxima do valor da aorta com aneurisma abdominal no sentido circunferencial;
- Os modelos T_SRef_SHA30, T_CL3_SHA30_SHA95, T_CL5_SHA30_SHA95, T_SRef_VWC, T_Entr_T600_SHA85 e T_SRef_T600 têm valor médio da tensão máxima próximos do aneurisma abdominal longitudinal de FORSELL et al. (2012), enquanto os modelos T_CL5_SHA30_SHA95 e T_SRef_VWC têm valor médio da tensão máxima mais próximos do aneurisma abdominal longitudinal de VALLABHANENI et al. (2004);
- Os modelos T_SRef_SHA30, T_CL3_SHA30_SHA95, T_CL5_SHA30_SHA95, T_SRef_VWC, T_SRef_T600 e T_Entr_T600_SHA85 tem valor médio da tensão máxima próximos do aneurisma torácico ascendente no sentido circunferencial ;
- Os modelos T_CrDia_SHA30_SHA70, T_Entr_SHA30_SHA95 e T_Ori_SHA30_SHA70 tem valor médio da tensão máxima entre o valor de aorta saudável no sentido circunferencial e o valor de aorta com aneurisma abdominal no sentido circunferencial.

Em relação à deformação na ruptura da amostra, todos os modelos testados têm deformações maiores do que os valores das referências, sendo o modelo de corrente de osso pouco denso o modelo que mais se aproxima do tecido biológico.

A Tabela 22 resume os modelos impressos considerados adequados para os diferentes tecidos aórticos referenciados da Tabela 21.

A Figura 63 apresenta um resultado de teste de tração uniaxial de uma amostra com aneurisma aórtico torácico de FORSELL et al. (2014), consistindo de dois gráficos: a linha cinza representa um dos resultados experimentais obtidos, e a linha preta representa o resultado de um modelo computacional de elementos finitos. E a Figura 64 apresenta um resultado de teste tração uniaxial de uma amostra com aneurisma aórtico abdominal de REEPS et al. (2012).

Nota-se que em ambas as situações apresentadas na Figura 63 e na Figura 64 para deformações acima de 30%, o comportamento mecânico do tecido sugere ruptura de fibras de colágeno. Assim, pode-se considerar que 30% seja o limite fisiológico do tecido aórtico.

Tabela 22 – Modelos impressos mais próximos das referências para tensão máxima

Referência	Saudável/Aneurisma Direção	Modelo parecido em tensão máxima
FORSELL et al. (2014)	Aneurisma torácico ascendente Circunferencial	T_SRef_SHA30, T_CL3_SHA30_SHA95, T_CL5_SHA30_SHA95, T_SRef_VWC, T_Entr_T600_SHA85, T_SRef_T600
VALLABHANENI et al. (2004)	Aneurisma abdominal Longitudinal Saudável Circunferencial	T_CL5_SHA30_SHA95, T_SRef_VWC T_SRef_SHA30, T_CL3_SHA30_SHA95, T_CL5_SHA30_SHA95, T_CGr_SHA30_SHA70, T_Entr_SHA30_SHA30, e T_CGr_T600_LigR
	Saudável Longitudinal	T_CGr_T600_SHA85, T_CGr_T600_OpD
REEPS et al. (2012)	Aneurisma abdominal Circunferencial	T_Entr_SHA30_SHA95, T_CGr_T600_SHA85, T_CGr_T600_OpD e T_SRef_LigR
FORSELL et al. (2012)	Aneurisma abdominal Longitudinal	T_SRef_SHA30, T_CL3_SHA30_SHA95, T_CL5_SHA30_SHA95, T_SRef_VWC, T_Entr_T600_SHA85, T_SRef_T600

Fonte: própria do autor

Em 20% de deformação, o aneurisma torácico (Figura 63) apresenta tensão entre 0,1 e 0,2 MPa, e o aneurisma abdominal (Figura 64) entre 0,6 e 0,8 MPa, superiores aos valores encontrados na amostras das aortas normais, testadas no Laboratório (Figura 61) com tensão menor que 0,1 MPa.

Nos resultados obtidos utilizando metamateriais incorporando os designs criados, para deformação de 20%, a aorta saudável pode ser representada pelo modelo T_SRef_T600, o aneurisma abdominal pode ser representado pelo modelo T_CGr_T600_OpD com tensão

entre 0,4 e 0,5 MPa. O aneurisma torácico pode ser representado pelos demais designs cuja tensão fica entre 0,1 e 0,2 MPa.

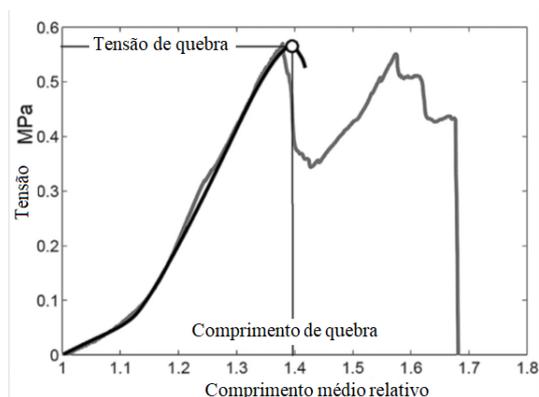


Figura 63 – Resultado de teste de tração uniaxial de uma amostra de aneurisma aórtico torácico. A linha cinza representa o dado experimental, a linha preta representa o resultado de um modelo de elementos finitos. Fonte: FORSELL et al. (2014), traduzido pelo autor.

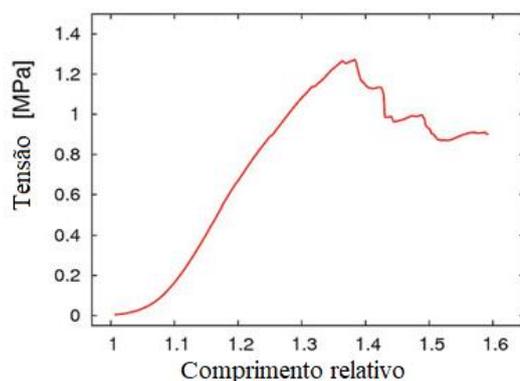


Figura 64 – Resultado de teste de tração uniaxial de uma amostra de aneurisma aórtico abdominal. Fonte: REEPS et al. (2012), traduzido pelo autor.

Em 40%, o tecido de aneurisma torácico atingiu a deformação de ruptura no modelo de elementos finitos (Figura 63), com um valor entre 0,5 e 0,6 MPa. Na aorta normal (Figura 61), a amostra ao1.1 tem valor entre 0,3 e 0,4 MPa, a amostra ao1.2 entre 0,4 e 0,5 MPa (apesar de possivelmente apresentar ruptura no colágeno, dada pela redução na tensão em torno de 38% de deformação), a amostra ao1.3 já foi rompida, a amostra ao2.1 com menos de 0,2 MPa e as amostras ao2.2 e ao2.3 entre 0,4 e 0,6 MPa. Na aorta com aneurisma abdominal (Figura 64) a amostra está rompida e seu rompimento ocorreu com tensão entre 1,2 e 1,4 MPa e deformação entre 30% e 40%.

Nos modelos impressos as tensões variam entre 0,2 e 0,35 MPa na Figura 58-a, 0,2 e 0,3 MPa na Figura 58-b e 0,1 e 0,3 MPa na Figura 58-c, exceto o T_CGr_T600_OpD, que tem tensão entre 0,6 e 0,8 MPa, na Figura 55-e. Assim, o modelo T_CGr_T600_OpD é o mais próximo de representar o aneurisma torácico, enquanto o aneurisma abdominal tem tensão

muito mais alta que todos os modelos e não pode ser fielmente representado, então um modelo mais próximo deve ser estudado. A aorta saudável pode ser representada pelo modelo T_CCtrl_SHA30_SHA95 e pelo T_CGr_T600_SHA85, com valores de tensão próximo de 0,3 MPa. No caso da amostra individual ao2.1 (Figura 61), o modelo T_SRef_T600 pode ser usado, com tensão abaixo de 0,2 MPa.

Em relação ao valor fisiológico de 0,2 MPa de tensão, o aneurisma torácico (Figura 63) tem aproximadamente 20% de deformação e o aneurisma abdominal (Figura 64) tem aproximadamente 10% de deformação. Comparando com os gráficos da Figura 58, os modelos T_CCtrl_SHA30_SHA95, T_Ori_SHA30_SHA70 e T_CGr_T600_SHA85 apresentam deformação mais próxima do aneurisma torácico, todos próximos de 20% de deformação. E o modelo T_CGr_T600_OpD é o único com menos de 10% de deformação, tornando-o o mais próximo do aneurisma abdominal.

A Figura 65 apresenta os dados de tensão e deformação na ruptura das referências, divididos entre saudável ou com aneurisma, aneurisma torácico ou abdominal e amostra do tecido longitudinal ou circunferencial. Apresenta também os valores dos modelos impressos, mostrando claramente que mesmo que a tensão mecânica na ruptura tenha valores próximos entre os tecidos e os modelos impressos, a deformação dos modelos é muito alta para produzir uma reprodução fiel na ruptura, exceto o T_CGr_T600_OpD, que tem tensão e deformação próximas de um dos dados do aneurisma torácico e da aorta saudável.

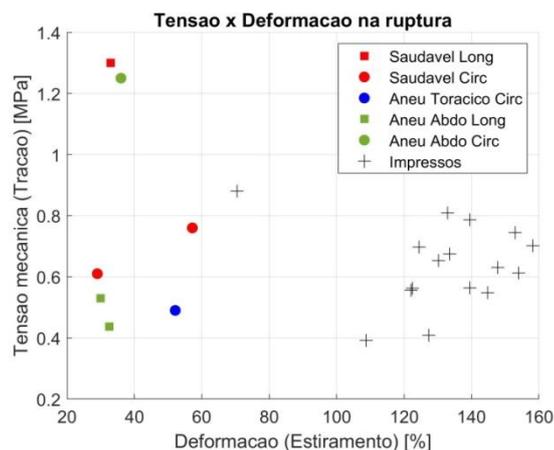


Figura 65 – Comparação dos dados de tensão versus deformação na ruptura entre os modelos impressos e referências. Aneu – aneurisma; circ – circunferencial; long – longitudinal. Fonte: FORSELL et al. (2014), VALLABHANENI et al. (2004), FORSELL et al. (2012), adaptação de REEPS et al. (2012), MAIZATO et al. (2024) e próprios do autor.

A Tabela 23 resume quais modelos impressos podem ser usados para representar a aorta saudável e com aneurisma nas diferentes deformações analisadas.

Tabela 23 – Resumo de modelos para representar o tecido aórtico

Condição de uso	Saudável/Aneurisma	Modelo
20% de deformação	Saudável	T_SRef_T600
	Aneurisma torácico	Todos, exceto T_SRef_T600 e T_CGr_T600_OpD
	Aneurisma abdominal	T_CGr_T600_OpD
40% de deformação	Saudável	T_CCtrl_SHA30_SHA95, T_CGr_T600_SHA85
	Aneurisma torácico	T_CGr_T600_OpD
	Aneurisma abdominal	-
0,2 MPa de tensão	Saudável	T_CCtrl_SHA30_SHA95, T_Ori_SHA30_SHA70
	Aneurisma torácico	T_CCtrl_SHA30_SHA95, T_Ori_SHA30_SHA70, T_CGr_T600_SHA85
	Aneurisma abdominal	T_CGr_T600_OpD
Ruptura	Saudável	T_CGr_T600_OpD
	Aneurisma torácico	T_CGr_T600_OpD
	Aneurisma abdominal	-

Fonte: Própria do autor.

Assim, a escolha de material de impressão para representar a aorta, saudável ou com aneurisma, varia com a deformação planejada do modelo. Para modelos de aortas saudáveis, o T_SRef_T600 é adequado até 20% de deformação, o T_CCtrl_SHA30_SHA95 ou o T_CGr_T600_SHA85 para 40% de deformação, e T_CGr_T600_OpD para a ruptura. Para o aneurisma torácico, qualquer modelo exceto o T_SRef_T600 e o T_CGr_T600_OpD podem ser usados até 20% de deformação, mas para 40% e até a ruptura o T_CGr_T600_OpD é o indicado. Para o aneurisma abdominal, o T_CGr_T600_OpD é indicada para 20% e 40% de deformação, mas não há indicação para a ruptura.

4.2 DETERMINAÇÃO DA COMPLACÊNCIA DE MODELOS DA AORTA

Os modelos impressos foram detalhados na Tabela 13 e na Tabela 14. A Tabela 24 e a Tabela 25 apresentam códigos de identificação para os modelos impressos usados nos testes

de complacência. O código segue o padrão *C_UniCel_MM_MR*, onde *UniCel* identifica a unidade celular, *MM* o material da matriz e *MR* o material do reforço, se houver.

Tabela 24 – Codificação das unidades celulares usadas nos modelos do teste de complacência

Unidade celular	<i>UniCel</i>
Helicoides interseccionantes	Hinter
Helicoides separados	Hsep
Cristal de diamante de 2 mm	CrDia2
Cristal de diamante de 3 mm	CrDia3
Controle (Sem reforço)	SRef

Fonte: Própria do autor

Tabela 25 – Codificação dos materiais usados nos modelos do teste de complacência

Material	<i>MM/MR</i>
SH-A30	SH30
SH-A40	SH40
SH-A50	SH50
SH-A70	SH70
SH-A85	SH85
Tissue 600	T600
Osso poroso	Opor

Fonte: Própria do autor.

Em seguida são apresentados os resultados dos testes de complacência em estruturas tubulares mimetizando a geometria básica da aorta. Os testes são realizados em condições de pulsatilidade, que simulam as oscilações que ocorrem durante o ciclo cardíaco e, portanto, estabelecem uma condição adequada de operação do vaso.

A complacência dos materiais impressos foi determinada a partir da medição da pressão interna (mmHg), pressão externa (mmHg), pressão diferencial (mmHg), variação de volume do LVDT (mL), tensão do solenoide (V), pressão aplicada pela fonte pneumática de acionamento do DAV (mmHg), denominada pressão aplicada, e pressão negativa auxiliar de enchimento do DAV (mmHg).

Nos cilindros impressos para o teste de complacência foram projetados reforços de helicoides interseccionantes e helicoides separados inseridos nas paredes. Um cilindro sem reforço foi testado como controle. Os materiais para a matriz e os reforços destes modelos foram selecionados a partir dos resultados dos testes de tração uniaxial. O T600 foi escolhido

para as matrizes, o SH85 foi escolhido para o reforço de helicoides interseccionantes. O material “osso poroso” foi escolhido para o reforço de helicoides separados, por ser mais flexível.

Os testes foram realizados em um cilindro sem reforço com matriz de Tissue600 (C_SRef_T600) e um cilindro com reforços de helicoides interseccionantes com matriz de Tissue600 e reforço de SH-A85 (C_Hint_T600_SHA85). O cilindro com reforço de helicoides separados com matriz de Tissue600 e reforço de osso poroso (C_Hsep_T600_Opor) foi danificado durante o processo e não foi ensaiado. Os resultados de C_SRef_T600 foram excluídos da análise por apresentarem valores negativos de pressão diferencial, possivelmente resultantes de erro de calibração ou dano não identificado no cilindro. Os resultados de C_Hint_T600_SHA85 com 50 mmHg de pressão aplicada também foram excluídos, por apresentar valores negativos de pressão diferencial.

A Figura 66 ilustra um registro completo dos sinais durante um teste de complacência.

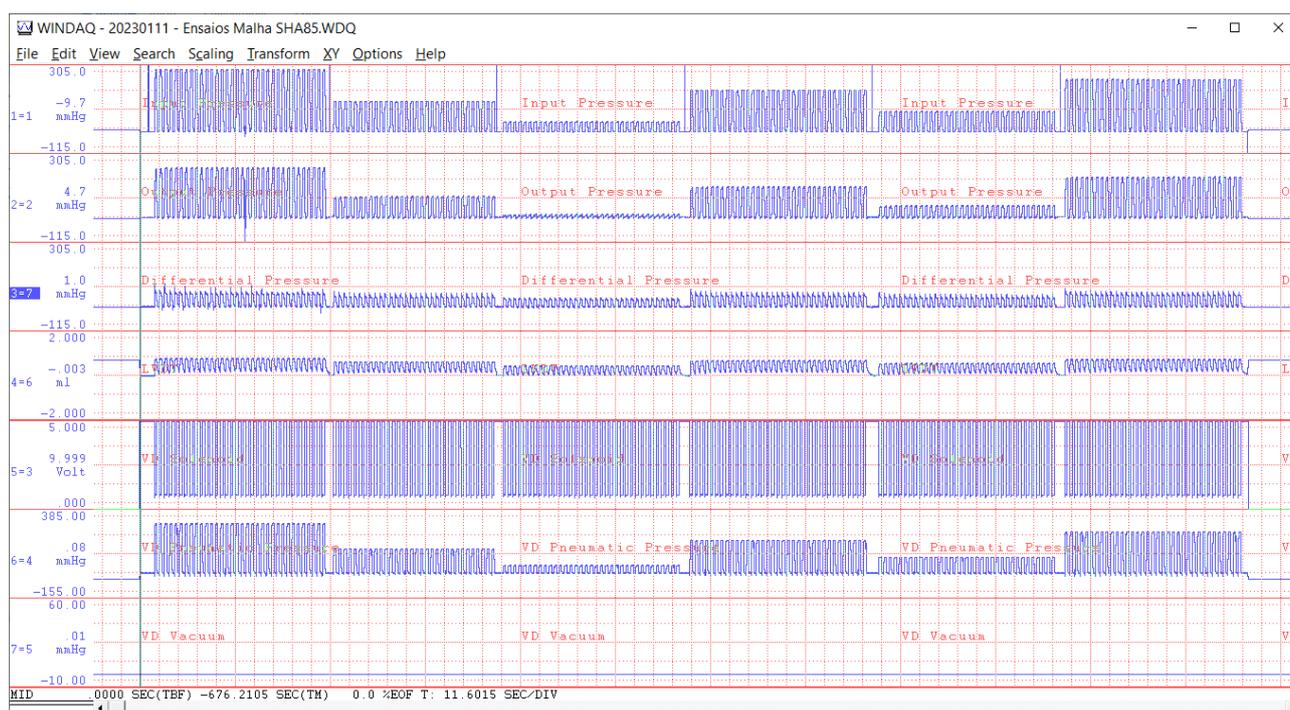


Figura 66 – Registro de sinais durante o teste de complacência do cilindro com reforço de helicoides interseccionantes. De cima para baixo, os sinais registrados são pressão interna, pressão externa, pressão diferencial, LVDT, tensão do solenoide, pulsos de pressão na fonte e pressão de auxiliar de enchimento aplicada ao DAV. Fonte: própria do autor, captura de tela do WinDaq.

A Figura 67 apresenta um trecho dos sinais do teste de complacência do C_Hint_T600_SHA85, explicitando os primeiros pulsos, a periodicidade dos pulsos e como a medida do LVDT não retorna para o valor de repouso medido antes do começo dos testes.

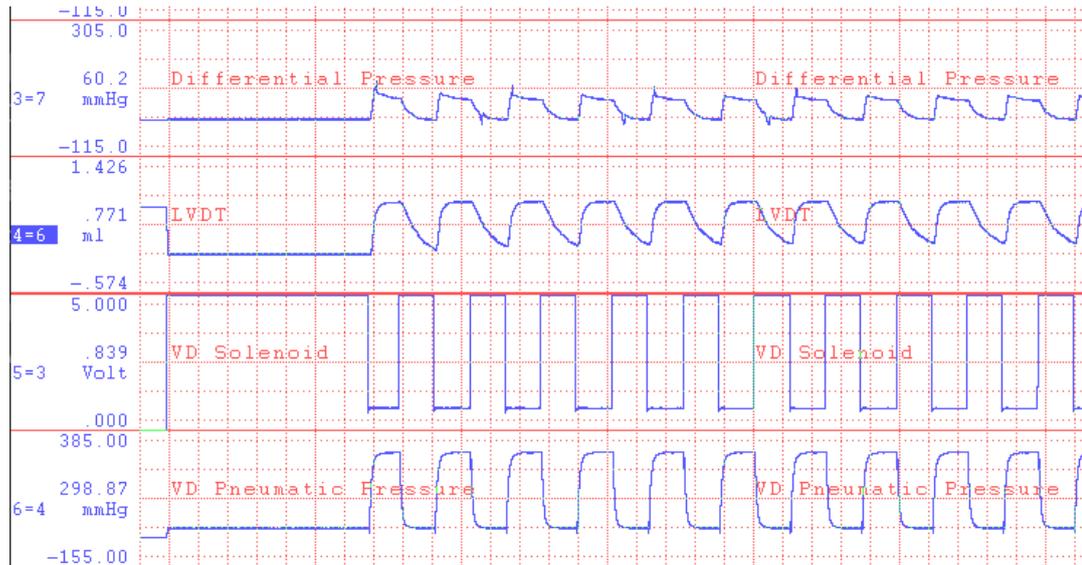


Figura 67 – Registros iniciais de sinais do cilindro com reforço de helicoides interseccionantes com 300 mmHg de pressão aplicada. Fonte: própria do autor, captura de tela do WinDaq.

A Figura 68 mostra os registros de pressão diferencial e variação de volume do C_Hint_T600_SHA85, a uma pressão da fonte de 200 mmHg. As linhas verticais separam os ciclos medidos.

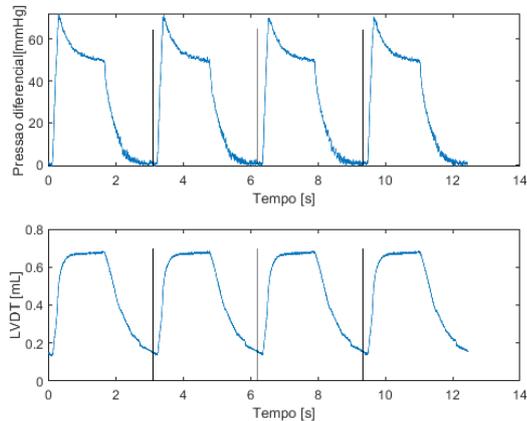


Figura 68 - Registros de pressão diferencial [mmHg] e variação de volume [mL] em relação ao tempo do cilindro com helicoides interseccionantes com pressão pneumática de 200 mmHg para 4 pulsos. Fonte: própria do autor.

A pressão diferencial é oposta por uma tensão interna na parede do cilindro (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017). A tensão pode ser calculada em duas direções: circunferencial e longitudinal (ou axial) e no escopo deste projeto, somente a direção circunferencial é considerada de interesse.

A relação entre a pressão diferencial e a tensão circunferencial σ é dada pela lei de Laplace (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017):

$$\sigma = \frac{Pr}{t}$$

Onde P é a pressão diferencial, r é o raio do cilindro e t é a espessura da parede do cilindro. A tensão tem unidade de pressão. Neste trabalho, a espessura da parede é considerada fixa, com o valor de 2 mm no projeto do modelo impresso.

O valor medido pelo LVDT corresponde à variação volumétrica do cilindro testado. Como somente a direção circunferencial está sendo considerada, o comprimento do cilindro é considerado constante, enquanto a variação de volume ocorre com a variação do raio. Por simplicidade, é considerado que o raio do cilindro varia igualmente ao longo de todo o comprimento, seguindo:

$$\Delta V = \Delta A * L$$

$$\Delta V = \pi * \Delta r^2 * L$$

$$\Delta r = \sqrt{\frac{\Delta V}{\pi L}}$$

$$r = r_0 + \Delta r$$

Onde V é o volume medido pelo LVDT, r é o raio, r_0 é o raio inicial e L é o comprimento do cilindro. De maneira similar à deformação no teste uniaxial, a deformação no teste de complacência é calculada como:

$$\epsilon = \frac{\Delta r}{r_0}$$

O Apêndice B.2.1 mostra o diagrama dos cálculos usados. O filtro Butterworth usado nos resultados do teste uniaxial gera um atraso no sinal, que pode ser ignorado no teste uniaxial, mas impede a análise no teste de complacência. Então, a filtragem dos dados foi feita com um filtro de Savitzky-Golay de 3ª ordem com uma janela de tamanho 95. O filtro Savitzky-Golay é uma média móvel, neste caso, com 95 coeficientes dados por uma função polinomial de 3º grau.

A complacência C é definida como a variação do volume de um reservatório ou vaso oco induzido pela variação da pressão contida no container (BULPITT; RAJKUMAR; CAMERON, 1999). A complacência é dada em unidade de volume dividido pela unidade de pressão e calculada como (CHIRINOS, 2012):

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P}$$

Dada a dificuldade de se obter a variação de volume em medições *in vivo*, a complacência também pode ser calculada de maneira simplificada, utilizando a variação do diâmetro ao invés da variação do volume (KUECHERER; JUST; KIRCHHEIM, 2000), sendo dada em unidade de comprimento dividido pela unidade de pressão. Os valores de C apresentados neste trabalho foram calculados utilizando a variação do diâmetro.

Uma medida alternativa de complacência é o chamado módulo de elasticidade de Peterson E_p , que representa a variação da pressão com a variação relativa do diâmetro, calculado como (CHIRINOS, 2012):

$$E_p = \frac{\Delta P}{\frac{\Delta D}{D_0}}$$

Onde ΔD é a variação do diâmetro e D_0 é o diâmetro inicial do cilindro. O denominador pode ser considerado como uma alternativa de deformação. Nota-se a similaridade entre a complacência e o inverso de E_p .

É possível notar uma similaridade entre o E_p e o E_{inc} , caso a variação de pressão seja substituída pela tensão da lei de Laplace com as alterações necessárias no cálculo de E_p , por isso pode ser chamado de módulo por pressão-deformação (CHIRINOS, 2012). Pode-se afirmar que, assim como o E_{inc} , o E_p indica a rigidez do material apesar de indiretamente, pois também é afetado pela geometria do vaso (CHIRINOS, 2012; BULPITT; RAJKUMAR; CAMERON, 1999). Assim, a complacência é inversamente proporcional à rigidez do vaso (BULPITT; RAJKUMAR; CAMERON, 1999), ou seja, à medida que a rigidez aumenta a sua complacência diminui e vice-versa. A Figura 69 mostra o gráfico de tensão versus deformação do cilindro C_Hint_T600_SHA85, com os diferentes valores de pulso de pressão aplicada.

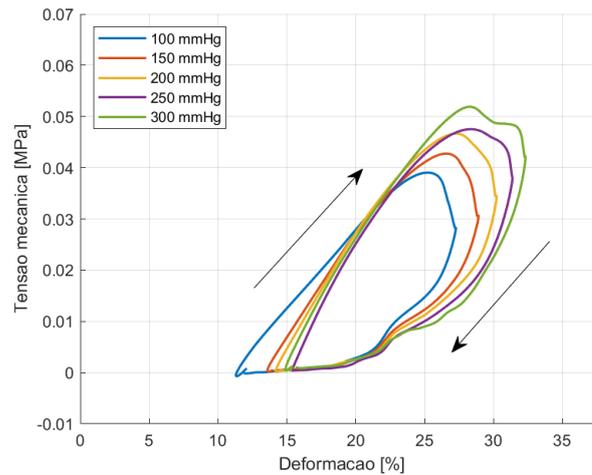


Figura 69 – Tensão mecânica [MPa] versus deformação [%] no cilindro de helicoides interseccionantes com matriz de T600 e reforço do SH-A85 (C_Hint_T600_SHA85). As setas indicam o sentido da histerese do cilindro. Fonte: Própria do autor.

A Tabela 26 mostra os valores de pressão diferencial máxima medidos para os diferentes valores de pressão aplicada, durante o teste ilustrado na Figura 69.

Tabela 26 – Pressão diferencial máxima para cada teste do cilindro C_Hint_T600_SHA85

Pressão aplicada [mmHg]	Pressão diferencial máxima [mmHg]
100	$59,17 \pm 1,99$
150	$64,05 \pm 1,99$
200	$68,75 \pm 1,24$
250	$69,50 \pm 1,81$
300	$75,98 \pm 8,18$

Fonte: própria do autor

A Figura 70 apresenta os gráficos de tensão mecânica versus deformação do cilindro de controle com matriz de SH-A50 (C_SRef_SHA50), cilindro de cristal de diamante de 2 mm com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A70 (C_CrDia2_SHA30_SHA70) e cilindro de cristal de diamante de 3 mm com matriz de SH-A40 e reforço de SH-A50 (C_CrDia3_SHA40_SHA50), impressos anteriormente, similar aos gráficos da Figura 69.

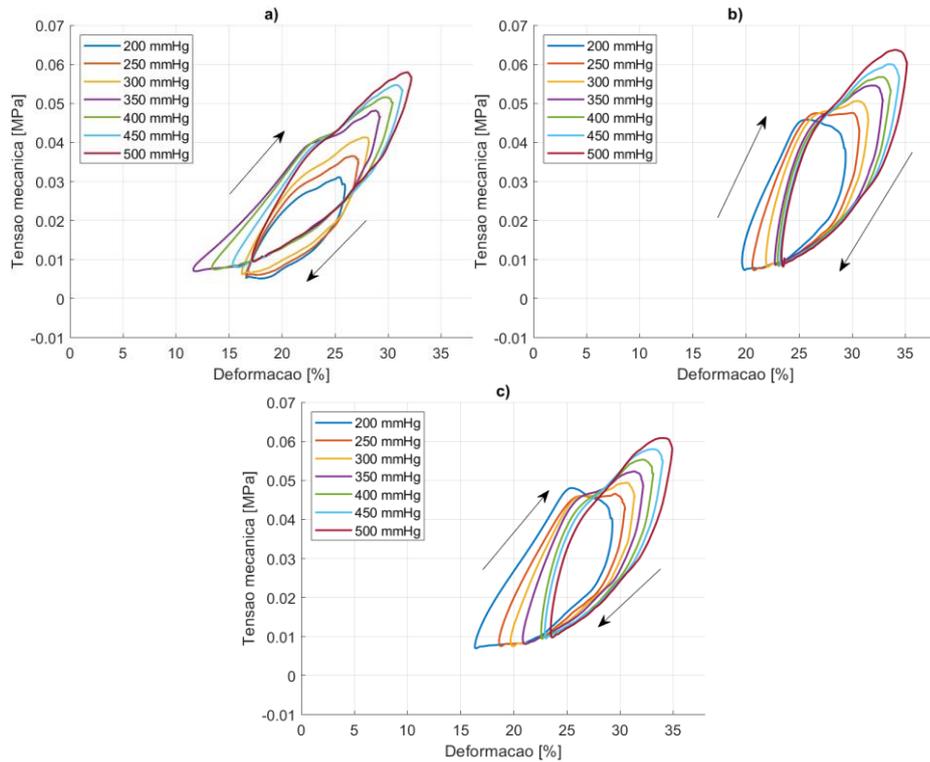


Figura 70 – Tensão mecânica [MPa] versus deformação [%] nos cilindros: Controle de SH-A50 (a), cristal de diamante de 2 mm com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A70 (b), cristal de diamante de 3 mm com matriz de SH-A40 e reforço de SH-A50 (c). As setas indicam o sentido da histerese. Fonte: Própria do autor, calculados de dados não publicados do Laboratório de Bioengenharia do Incor.

A Tabela 27 apresenta os valores medidos de pressão diferencial máxima nos testes do C_SRef_SHA50, C_CrDia2_SHA30_SHA70 e C_CrDia3_SHA40_SHA50 da Figura 70.

Tabela 27 – Pressão diferencial máxima média para cada teste dos cilindros anteriores

Pressão aplicada [mmHg]	Pressão diferencial máxima [mmHg]		
	C_SRef_SHA50	C_CrDia2_SHA30_SHA70	C_CrDia3_SHA40_SHA50
200	46,85 ± 0,61	68,64 ± 1,32	71,99 ± 1,02
250	54,89 ± 1,28	71,13 ± 1,01	68,67 ± 1,15
300	60,99 ± 0,76	73,15 ± 0,39	71,41 ± 0,81
350	70,51 ± 0,33	78,08 ± 0,71	75,20 ± 0,64
400	75,05 ± 0,83	80,73 ± 0,52	79,01 ± 0,65
450	78,82 ± 0,91	84,84 ± 0,69	82,27 ± 0,63
500	82,91 ± 0,33	89,55 ± 1,00	85,68 ± 0,61

Fonte: Própria do autor, calculados de dados não publicados do Laboratório de Bioengenharia do Incor.

Analisando os gráficos das Figura 69 e Figura 70 e as pressões diferenciais na Tabela 26 e Tabela 27, percebe-se que, em geral, há uma relação crescente entre a pressão aplicada, a deformação máxima medida, a pressão diferencial máxima medida e a tensão mecânica

máxima calculada. Também há uma relação crescente entre a rigidez dos materiais de matriz, a pressão diferencial máxima e a tensão máxima calculada.

Da Tabela 26 e da Tabela 27, para as pressões aplicadas de 200 a 300 mmHg, os cilindros de controle tem pressão diferencial máxima menor que os cilindros reforçados, indicando que a presença de reforço tem maior impacto no valor da pressão diferencial máxima. Entre os cilindros com reforços, a ordem de pressão diferencial máxima muda entre eles, indicando que a combinação de rigidez dos materiais da matriz e do reforço e o formato do reforço não afetam a pressão diferencial máxima tanto quanto a presença de reforço.

O E_p foi calculado considerando a variação de pressão como a diferença entre o máximo e o mínimo de pressão diferencial, a variação de diâmetro como a diferença entre os raios correspondentes às pressões máxima e mínima e o diâmetro inicial como o raio interno definido no modelo impresso, resultando em um valor de E_p médio ao longo do ciclo de testes. A Figura 71 apresentam os resultados de E_p e C dos cilindros testados, mostrando a relação inversamente proporcional entre E_p e C .

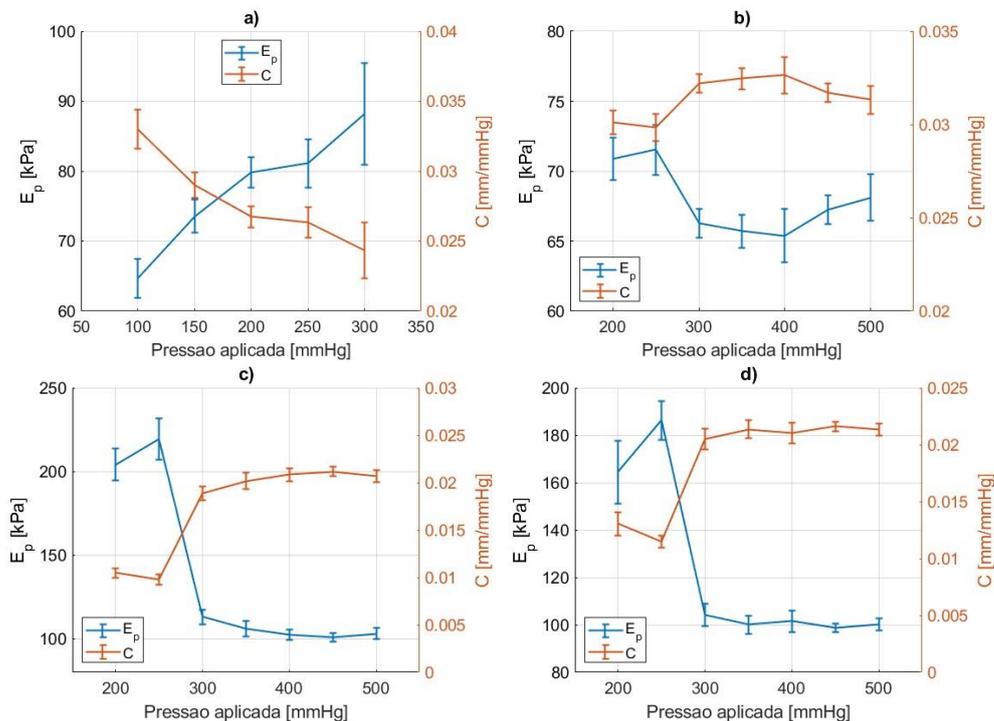


Figura 71 - E_p [kPa] e C [mm/mmHg] em função da pressão aplicada [mmHg] nos cilindros testados: Helicoides interseccionantes com matriz de T600 e reforço do SH-A85 (C_Hint_T600_SHA85) (a), controle de SH-A50 (C_SRef_SHA50) (b), cristal de diamante de 2 mm com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A70 (C_CrDia2_SHA30_SHA70) (c), cristal de diamante de 3 mm com matriz de SH-A40 e reforço de SH-A50 (C_CrDia3_SHA40_SHA50) (d). Fonte: própria do autor (a), calculados de dados não publicados do Laboratório de Bioengenharia do Incor (b, c, d)

Para as pressões aplicadas de 200 a 300 mmHg, a Figura 71 mostra que o modelo de cilindro sem reforço têm valores de E_p mais baixos que os modelos reforçados e que os materiais da matriz e do reforço afetam o E_p , similar aos resultados da Tabela 26 e da Tabela 27.

Na Figura 71, os valores de E_p dos cilindros impressos apresentam valores crescentes com o aumento de pressão aplicada, indicando redução da complacência com o aumento da pressão aplicada. Porém, nos cilindros anteriores, os valores de E_p são mais altos para pressões aplicadas de 200 e 250 mmHg, enquanto nas pressões aplicadas de 300 a 500 mmHg, o E_p é mais baixo e aproximadamente constante, indicando que nestes modelos testados da Figura 71, não é possível alterar a complacência do modelo variando a pressão aplicada, na faixa entre 300 e 500 mmHg, deve-se alterar os materiais utilizados. Isto permite alterar a pressão aplicada para a deformação ou pressão diferencial desejada sem que a complacência do cilindro seja comprometida.

Nos cilindros C_Hint_T600_SHA85, C_CrDia2_SHA30_SHA70 e C_CrDia3_SHA40_SHA50 a deformação mínima aumenta com o aumento de pressão aplicada. No caso do C_SRef_SHA50, somente para as pressões pneumáticas de 350 a 500 mmHg apresentam aumento na deformação mínima, enquanto para as pressões menores, a deformação mínima é semelhante à de 500 mmHg. Como a frequência de pulsos de pressão é de 20 pulsos por minuto em todos os ensaios e a deformação máxima aumenta com o aumento da pressão aplicada, este aumento na deformação mínima indica que a maior rigidez dos materiais afeta tanto o enchimento como o esvaziamento do cilindro.

LONG et al. (2004a) apresenta o valor de complacência em pacientes saudáveis com valor de $(53,32 \pm 16,00) * 10^{-3}$ mm/mmHg (média e desvio padrão), LONG et al. (2004b) e LONG et al. (2005) apresentam complacência em pacientes com aneurisma aórtico abdominal de $(19,46 \pm 11,06) * 10^{-3}$ mm/mmHg (média e desvio padrão) e $20,66 [13,06; 29,99] * 10^{-3}$ mm/mmHg (mediana e intervalo interquartil), respectivamente, todas medidas realizadas em imageamento Doppler. Comparando com os valores de complacência dos cilindros na Figura 71, em geral, C_CrDia2_SHA30_SHA70 e o C_CrDia3_SHA40_SHA50 apresentam valores de complacência mais próximos do valor da aorta com aneurisma abdominal, enquanto os modelos C_Hint_T600_SHA85 e o C_SRef_SHA50 apresentam complacência entre os valores da aorta com aneurisma e da aorta saudável.

A Tabela 28 apresenta dados de E_p , consultados como referência. Estes dados são resultados de exames in vivo, com exames de imagem. Os valores de WILSON et al. (2000) são dados como mediana, primeiro e terceiro quartis, enquanto o restante dos dados são dados em média e desvio padrão.

Tabela 28 – Dados de E_p de tecido aórtico usados como referências

Referência	Saudável / Aneurisma	Informações específicas	E_p [kPa]
LÄNNE et al. (1992)	Saudável	-	337 ± 101
	Aneurisma abdominal	-	504 ± 253
MARTIN et al. (2013)	Aneurisma torácico ascendente	-	$259,24 \pm 271,20$
	Aneurisma torácico ascendente	Arco aórtico bovino	$236,52 \pm 172,79$
	Aneurisma torácico ascendente	Válvula aórtica bicúspide	$130,95 \pm 42,72$
WILSON et al. (2000)	Aneurisma abdominal	-	310 [210 – 460]

Fonte: LÄNNE et al. (1992), MARTIN et al. (2013) e WILSON et al. (2000).

Comparando os resultados de E_p dos cilindros com os valores médios da Tabela 28, quase todos os testes resultaram em cilindros mais flexíveis que as referências, indicado pelo menor valor de E_p na Figura 71. Com pressões aplicadas de 200 e 250 mmHg, o C_CrDia2_SHA30_SHA70 se aproxima dos resultados de aneurisma torácico ascendente, de aneurisma torácico ascendente com arco aórtico bovino (MARTIN et al., 2013) e do primeiro quartil do aneurisma abdominal (WILSON et al., 2000), enquanto o C_CrDia3_SHA40_SHA50 se aproxima dos resultados de aneurisma torácico ascendente com válvula aórtica bicúspide (MARTIN et al., 2013). Nos dados de LÄNNE et al. (1992), os resultados médios são mais altos que os valores medidos nos cilindros impressos, mas o C_CrDia2_SHA30_SHA70 é mais próximo do limite inferior das faixas de dados, tanto de saudável quanto de aneurisma abdominal. A Tabela 29 mostra os modelos impressos considerados adequados para representar os tecidos anatômicos em termos de E_p .

SONESSON et al. (1993) e LANNE et al. (1992) estudaram a flexibilidade da aorta de mulheres e homens saudáveis, respectivamente, em diversas faixas etárias, resultando em valores crescentes de rigidez com o aumento da idade em ambos os artigos. De SONESSON et al. (1993), os valores de E_p variam de 18 kPa até 117 kPa, entre idades de 5,8 até 68,6 anos.

De LANNE et al. (1992), os valores de E_p variam entre 26 kPa e 337 kPa, entre idades de 4,9 até 71,1 anos.

Tabela 29 – Modelos impressos mais próximos das referências para E_p

Saudável / Aneurisma	Informações específicas	Modelo parecido em E_p
Saudável	-	C_CrDia2_SHA30_SHA70
Aneurisma abdominal	-	C_CrDia2_SHA30_SHA70
Aneurisma torácico ascendente	-	C_CrDia2_SHA30_SHA70
Aneurisma torácico ascendente	Arco aórtico bovino	C_CrDia2_SHA30_SHA70
Aneurisma torácico ascendente	Válvula aórtica bicúspide	C_CrDia3_SHA40_SHA50
Aneurisma abdominal	-	C_CrDia2_SHA30_SHA70 (primeiro quartil)

Fonte: Própria do autor.

Similar ao teste uniaxial, o módulo incremental de elasticidade E_{inc} nos cilindros é calculado como a derivada da tensão em relação à deformação relativa (FARRAR et al., 1978):

$$E_{inc} = \frac{\delta\sigma}{\delta\epsilon}$$

A Figura 72 apresenta os valores calculados de E_{inc} do C_Hint_T600_SHA85 e do C_CrDia2_SHA30_SHA70. O C_Hint_T600_SHA85 foi escolhido devido ao reforço inspirado na disposição do colágeno na túnica adventícia, enquanto o C_CrDia2_SHA30_SHA70 foi escolhido devido à similaridade do modelo com o modelo T_CrDia_SHA30_SHA70 do teste de tração uniaxial. Para gerar o gráfico do E_{inc} somente no período de enchimento, são encontrados os instantes no tempo dos testes onde a deformação é mínima e a tensão mecânica é máxima, e a diferença destes instantes resulta no período de enchimento dos cilindros. Para o C_Hint_T600_SHA85, o gráfico do E_{inc} foi criado a partir de 31,5% do período de enchimento até o máximo de tensão, enquanto para o C_CrDia2_SHA30_SHA70, o gráfico do E_{inc} foi gerado a partir de 10% até o máximo de tensão, evitando picos causados pelo ruído de quantização dos transdutores.

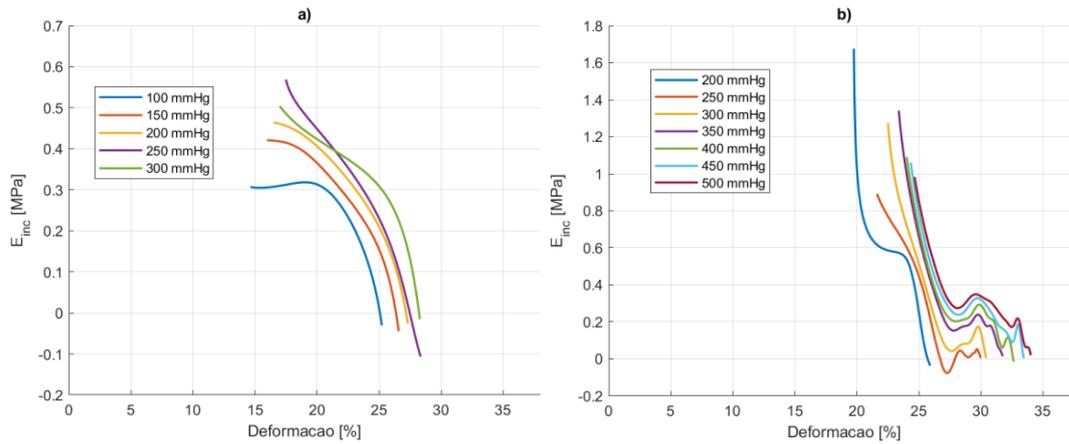


Figura 72 – Gráficos E_{inc} [MPa] versus deformação [%] dos cilindros de helicoides interseccionantes com matriz de T600 e reforço de SH-A85 (a) e do cilindro com reforço de cristal de diamante de 2 mm com matriz de SH-A30 e reforço de SH-A70 (b). Fonte: Própria do autor, calculados de dados não publicados do Laboratório de Bioengenharia do Incor.

Diferente do resultado anatômico da Figura 62, o $C_Hint_T600_SHA85$ da Figura 72 apresenta E_{inc} decrescente, exceto entre 15% e 20% de deformação com 100 mmHg, onde o E_{inc} é aproximadamente constante. O E_{inc} do $C_CrDia2_SHA30_SHA70$ tem valor mais alto para menores deformações e decresce conforme a deformação aumenta, o E_{inc} varia dependendo da pressão aplicada no teste, entre decrescente, aproximadamente constante e crescente, enquanto no $C_CrDia2_SHA30_SHA70$ do teste uniaxial da Figura 57-a, o E_{inc} é crescente acima de aproximadamente 60% de deformação. Os valores de E_{inc} dos cilindros são menores do que os valores dos testes uniaxiais, indicando que os cilindros são mais flexíveis (no sentido circunferencial). Isto indica que a deformação em uma direção do teste de tração uniaxial não reflete na complacência a partir da tensão circunferencial.

A área interna da histerese nos gráficos da Figura 69 e da Figura 70 pode ser considerada como a energia dissipada entre o enchimento e esvaziamento dos cilindros, quantificando a viscoelasticidade (CHUNG et al., 2014). A Figura 73 apresenta a definição da energia perdida e o comportamento típico de uma amostra da parede aórtica em um ciclo de carga e descarga de tensão mecânica.

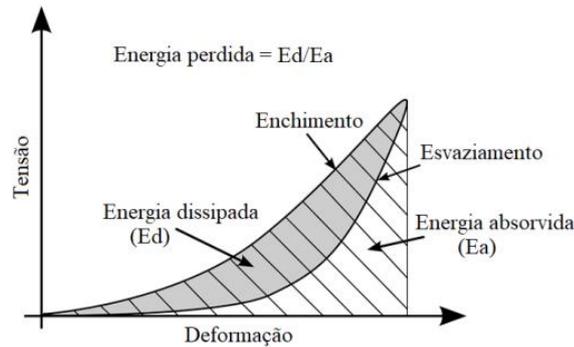


Figura 73 – Exemplo de gráfico de tensão versus deformação em um ciclo de carga e descarga de tensão mecânica. A área em cinza é a energia dissipada e a área listrada é a energia absorvida no enchimento. Fonte: SHAHMANSOURI et al. (2016), traduzido pelo autor.

A Figura 74 apresentam os valores calculados de energia perdida nos cilindros impressos.

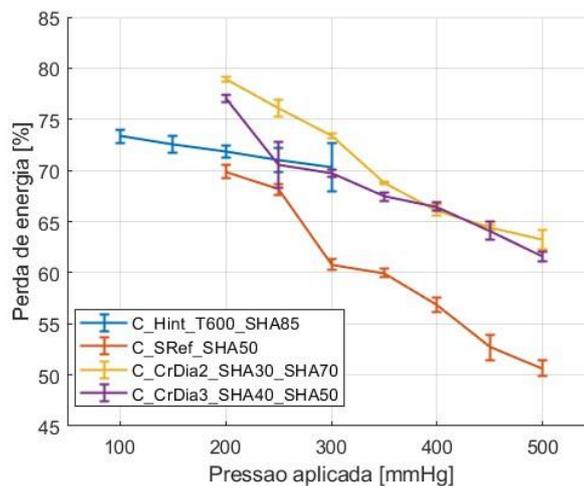


Figura 74 - Perda de energia [%] dos cilindros em função da pressão aplicada [mmHg]. Fonte: Própria do autor.

Comparando os valores da Figura 74, de 200 a 300 mmHg, os valores médios de energia perdida são menores no cilindro de controle sem reforço, mostrando que os reforços alteram o comportamento introduzindo uma componente viscoelástica maior. Dentre os cilindros com reforços (entre 200 e 300 mmHg de pressão aplicada), o C_CrDia2_SHA30_SHA70 tem a maior perda de energia. Para as pressões aplicadas entre 200 e 300 mmHg, a influência do reforço não é linear, podendo haver variação da perda de energia com a pressão aplicada.

Em geral, todos os cilindros apresentaram redução na perda de energia com o aumento da pressão aplicada.

A Tabela 30 apresenta dados de energia perdida da literatura, obtidos em testes de tração biaxial.

Tabela 30 – Dados de energia perdida de tecido aórtico usados como referências

Referência	Saudável/Aneurisma Direção	Informações específicas	Energia perdida [%]
CHUNG et al. (2014)	Saudável		28 ± 2
	Aneurisma torácico ascendente		34 ± 4
SHAHMANSOURI et al. (2016) (aproximados)	Saudável Circunferencial		26 ± 2
	Aneurisma ascendente Circunferencial	Válvula aórtica tricúspide	31 ± 3
	Aneurisma ascendente Circunferencial	Válvula aórtica bicúspide	30 ± 3

Fonte: CHUNG et al. (2014) e SHAHMANSOURI et al. (2016).

Nas referências, os resultados foram adquiridos de testes de tração biaxial, partindo do repouso. Em SHAHMANSOURI et al. (2016) os testes ocorreram até 6 mm (40%) de deformação, numa taxa de deformação de 0,1 mm/s e em CHUNG et al. (2014), os testes ocorreram até 60% de deformação. Neste projeto, os ciclos de testes ocorreram continuamente na frequência de 20 pulsos por minuto (1 pulso a cada 3 segundos, com 1,5 segundos de duração), com deformações de até 35%, sem que os cilindros retornassem completamente ao repouso, como mostrado na Figura 67.

Os valores de perda de energia dos cilindros testados na Figura 74 são maiores do que os valores das referências da Tabela 30. Isto indica que é preciso muito mais energia para deformar o cilindro e acomodar o volume, do que é devolvida pelo cilindro para o sistema de testes, quando comparado com o tecido aórtico, sugerindo que o componente viscoelástico dos cilindros é maior do que o do tecido aórtico.

Da Figura 73, o comportamento típico do tecido da aorta apresenta pouca variação de tensão para baixas deformações durante a carga, similar ao comportamento do tecido aórtico no teste uniaxial, na Figura 9. Assim, pode-se esperar que, se os modelos impressos dos testes uniaxiais forem usados nos testes de complacência, resultados semelhantes sejam obtidos, para a tensão mecânica com a Lei de Laplace e para a perda de energia, com alta variação de tensão em pequenas deformações e perda de energia mais alta que no tecido aórtico.

4.3 DESIGN DE REFORÇO PARA SIMULAÇÃO DE ANEURISMA AÓRTICO

A partir dos testes realizados com as amostras de materiais de impressão com reforços, foi criado um modelo de aorta com aneurisma abdominal com a inclusão de reforço utilizando-se a imagem de aorta apresentada na seção 3.6 considerando-se somente a porção abdominal. A inclusão do reforço foi realizada no 3-matic®.

O projeto da segmentação do Mimics® é importado para o 3-matic®, carregando os modelos 3D gerados e o centerline. Para gerar o reforço dentro da parede aórtica, a tesselação das unidades celulares deve ocorrer sobre um mapa UV da superfície da parede da aorta, de maneira similar à feita nos cilindros de testes de complacência.

Primeiramente, deve ser determinada a região onde o reforço será inserido.

A região definida para o reforço tem início logo abaixo das artérias renais, por se tratar de um aneurisma aórtico abdominal abaixo das artérias renais. A Figura 75 mostra a distância entre a artéria renal esquerda até o início da dilatação do aneurisma, usado como referência visual.



Figura 75 – Medição da distância entre artéria renal esquerda e início da dilatação do aneurisma. Medidas de diâmetro da aorta estão mostradas para verificação do aneurisma. À esquerda, corte coronal e à direita, modelo 3D. Fonte: própria do autor, captura de tela do Mimics®.

Em seguida, foram criados quatro planos perpendiculares ao centerline. O primeiro é o plano na altura da artéria renal, a partir da referência mostrada na Figura 75 e é usado posteriormente para cortar o reforço. Em seguida, os planos nas extremidades da região abdominal são usados para criar os mapas UV. Por fim, o plano no meio do aneurisma, planejado para ser usado no alinhamento dos mapas UV (que não foi utilizado). A Figura 76 mostra os quatro planos criados.

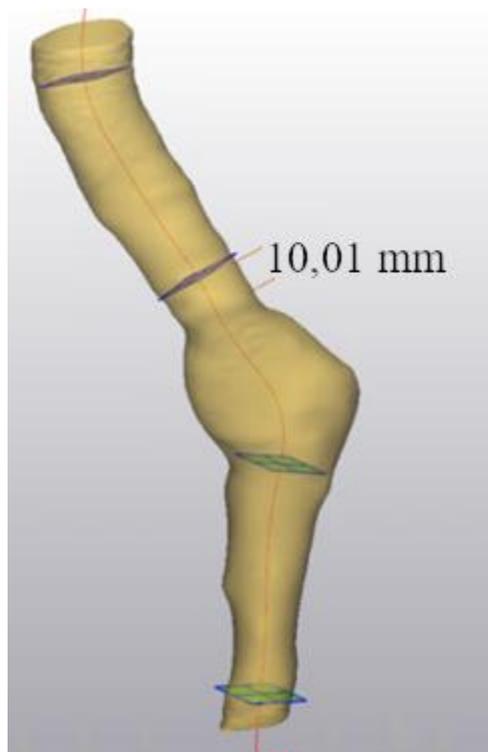


Figura 76 – Planos criados para auxiliar na criação e alinhamento do mapa UV. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Após a criação dos planos, um offset de 2 mm foi usado na região abdominal inteira, criando o modelo da parede aórtica, onde o reforço será inserido. A Figura 77 mostra o modelo após o offset.

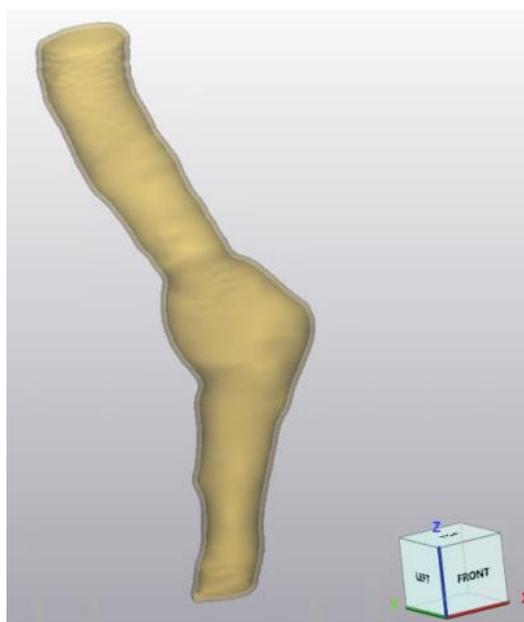


Figura 77 – Offset da superfície, criando a parede aórtica. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Após cortar a parede aórtica com os planos das extremidades, o centerline é projetado nas superfícies interna e externa da parede, criando uma linha usada como referência pelo mapa UV. Uma curva é gerada pela intersecção do plano no meio do aneurisma com superfície da parede aórtica, criando uma linha no sentido circunferencial no meio da aorta. A Figura 78 mostra as duas linhas de referência criadas sobre a superfície externa da parede aórtica.

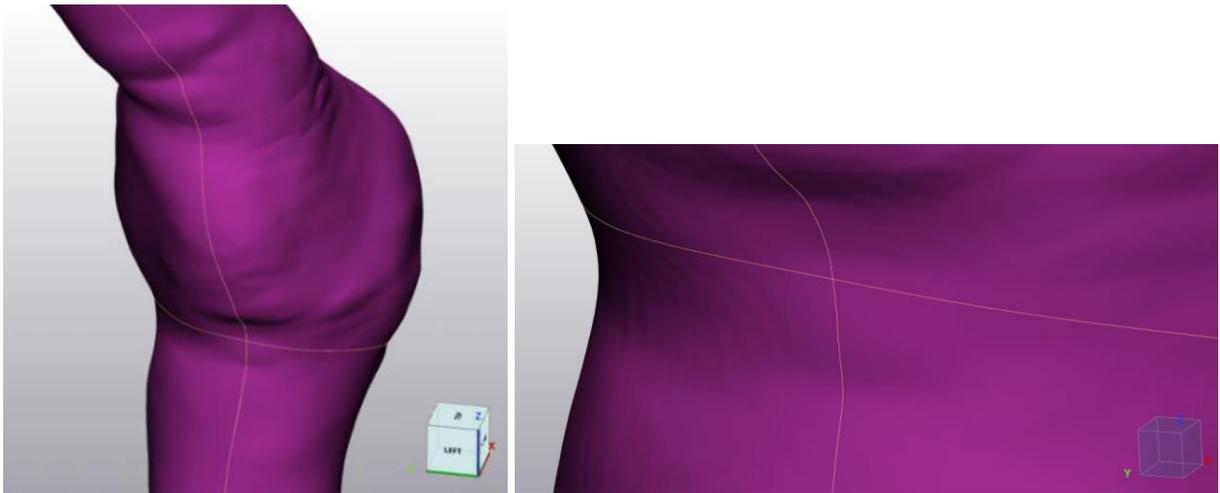


Figura 78 – Parede aórtica com duas linhas de referência, em laranja, para alinhamento do mapa UV, mostrado em detalhe à direita. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Em seguida, os mapas UV podem ser criados nas superfícies interna e externa da parede aórtica. De maneira similar aos mapas criados nos cilindros de testes de complacência, “XYZ to U factor” e “XYZ to V factor” foram escolhidos como 2.75 na superfície interna. O alinhamento foi feito automaticamente pelo 3-matic®. Os valores resultantes de “Size U”, “Size V”, “Position U” e “Position V” do mapa da superfície interna foram copiados nas propriedades do mapa da superfície externa, forçando os dois mapas a terem a mesma quantidade de divisões em U e em V. Em seguida, os mapas foram otimizados com a função “Optimize UV”, com a opção “angles and area” por 100 iterações. Os mapas foram alinhados novamente após a otimização. A Figura 79 mostra o resultado final do alinhamento dos mapas UV.

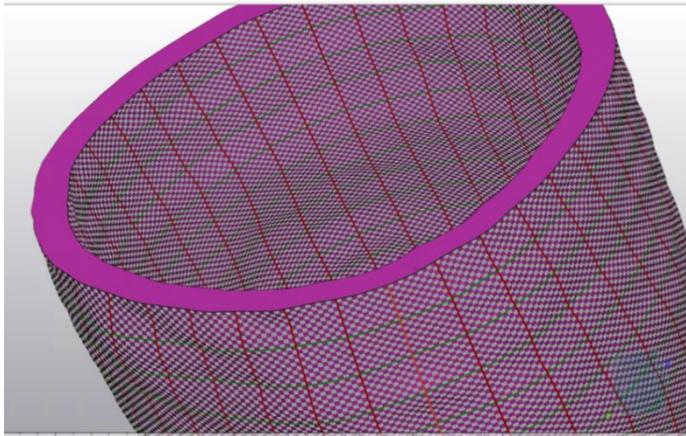


Figura 79 – Resultado do alinhamento dos mapas UV. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Dos testes de complacência, a unidade celular do cristal de diamante foi usada com a função “UV Based Conformal Lattice”, “Source UV map” e “Target UV map” são as superfícies interna e externa, respectivamente. A propriedade “Height offset” foi escolhida como 0.5 e “Desired result” foi escolhido como “Untrimmed”. A Figura 80 mostra o reforço resultante da função “UV Based Conformal Lattice”.



Figura 80 – Resultado da função “UV Based Conformal Lattice”. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Após a sua geração, o reforço interno foi cortado na altura da artéria renal e subtraído da parede aórtica. A Figura 81 mostra o reforço cortado e a parede aórtica com o a região do reforço subtraída.

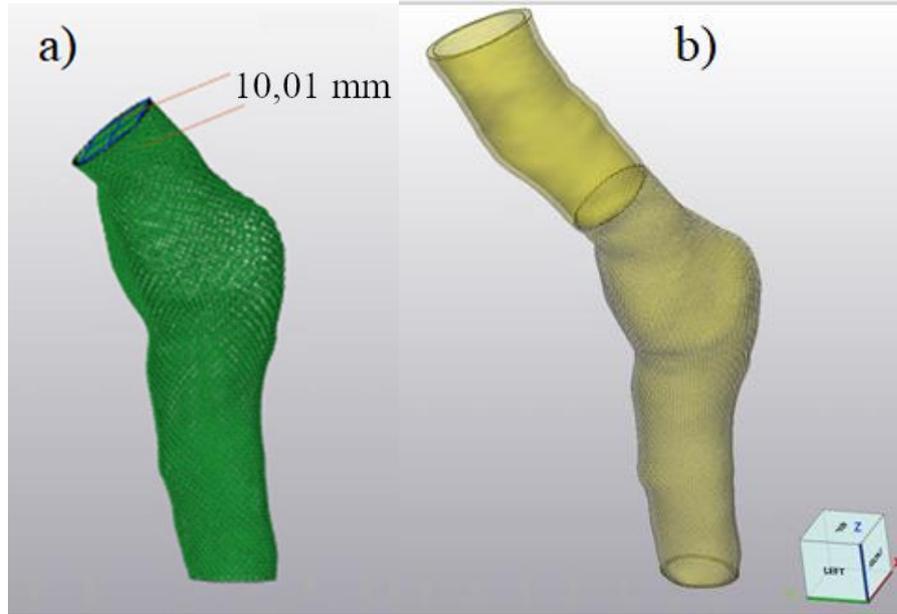


Figura 81 – Reforço cortado, abrangendo somente a região com o aneurisma (a) e parede aórtica com o reforço subtraído (b). Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Para complementar a impressão, um trecho curto das artérias ilíacas também foi preparado para serem impressas junto com a aorta. Para tal, as artérias ilíacas foram cortadas a cerca de 15 mm de distância da bifurcação da aorta e foi criada uma parede de 2 mm. A Figura 82 mostra a aorta e as artérias ilíacas juntas, revelando um espaço vazio causado pelo corte da aorta.

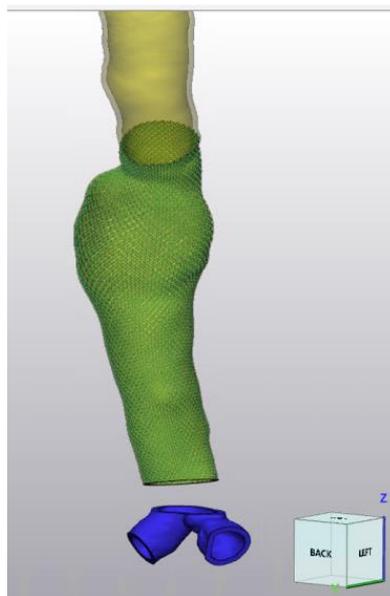


Figura 82 – Aorta e artérias ilíacas. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Para preencher o trecho entre as artérias ilíacas e a aorta, foi usado o comando “Loft”. Este comando cria uma superfície de transição entre duas superfícies ou contornos separados.

A Figura 83 mostra o menu do comando “loft”. O tipo de loft usado foi o “Surface loft”, que pode ser usado em contornos de buracos na superfície dos objetos. As entidades usadas foram os “bad contours” criados excluindo as superfícies cortadas de cópias da parede aórtica e da parede ilíaca. A função foi usada duas vezes, uma para gerar a superfície externa e uma para gerar a interna da parede aórtica. Os parâmetros de loft foram mantidos como o padrão: método “smooth”, direção ortogonal e detalhamento 1, e os pesos 1 e 2 foram usados como 2. O objeto resultante não foi fundido com nenhuma entidade de referência (“merge” foi desmarcado).

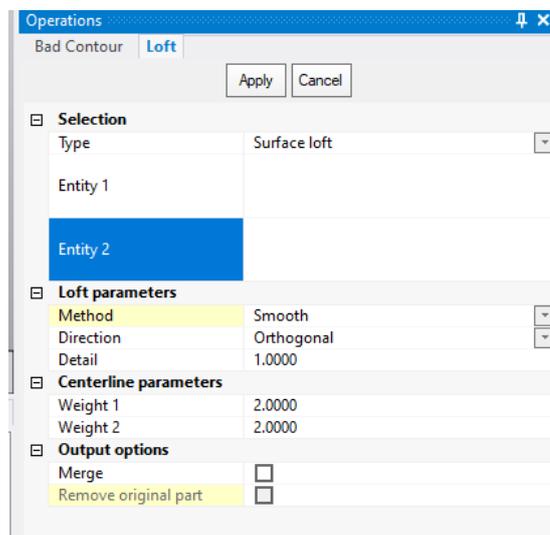


Figura 83 – Menu do comando “loft”. Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

Foram criadas duas superfícies, uma interna e uma externa, e com estas superfícies, dois objetos foram construídos, um só com a superfície interna, montando o preenchimento interno, e um com a superfície externa, usando a função “Fix Hole Normal” para fechar buracos usando os contornos das superfícies criadas. A superfície interna deve ter sua normal invertida antes de fechar o buraco. A parede aórtica foi recriada subtraindo o preenchimento do modelo com a superfície externa. A Figura 84 mostra as superfícies de transição criadas.

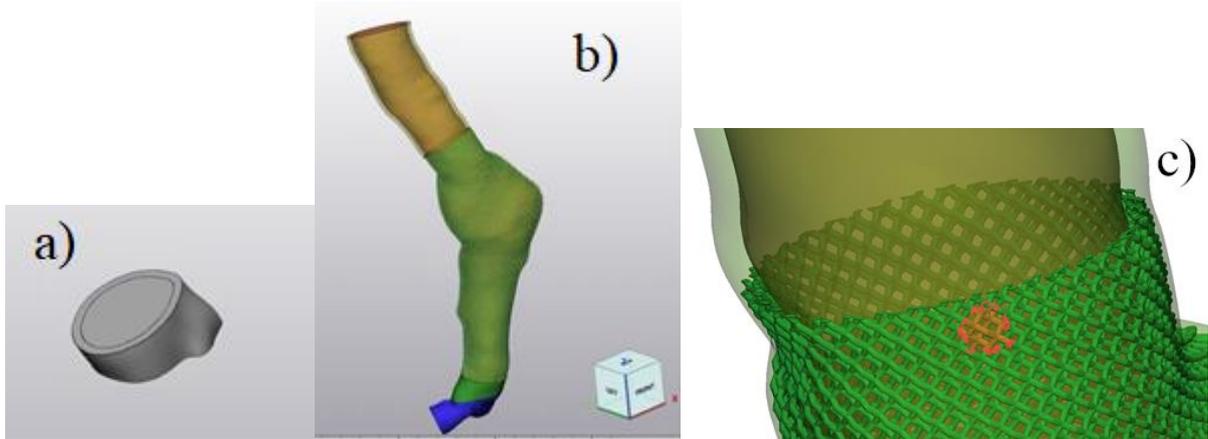


Figura 84 – Modelo de transição entre a aorta e as artérias ilíacas (a), modelo completo da aorta reforçada, das artérias ilíacas e do modelo de transição (b), e detalhe de (b) mostrando as regiões com e sem reforço e uma unidade celular marcada em laranja (c). Fonte: própria do autor, captura de tela do 3-matic®.

A Figura 85 mostra o modelo completo da Figura 84-b no GrabCad®, posicionado para impressão e com as partes do modelo explodidas. As diferentes cores das partes indicam diferentes materiais selecionados para a impressão, o reforço de cristal de diamante em azul foi escolhido como SH-A70, a parede aórtica em cinza foi escolhida como SH-A30 e as peças vermelhas representam a região interna da aorta escolhida como Suporte Gel Puro, para suporte durante a impressão, sendo removidas posteriormente. Outras combinações de materiais de parede aórtica e reforço podem ser utilizadas, como Tissue600 para a aorta e SH-A85 para o reforço.

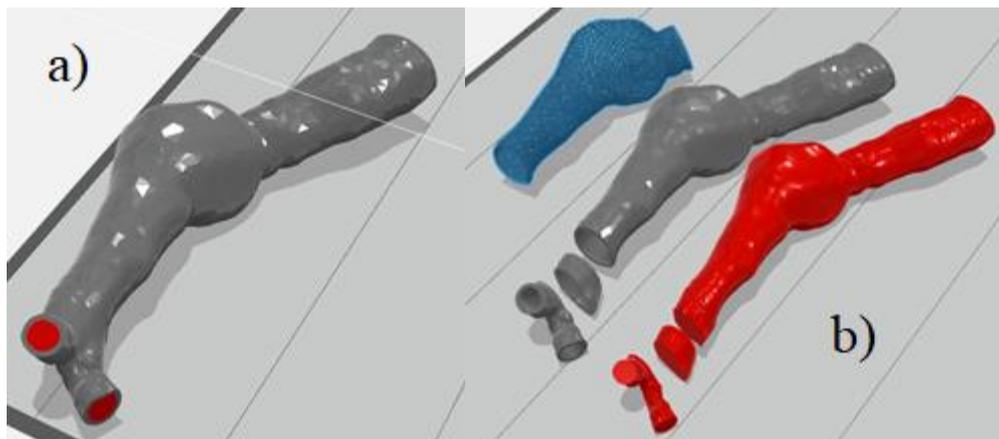


Figura 85 – Modelo posicionado no GrabCad (a), visão explodida do modelo (b). A parte de reforço de cristal de diamante em azul são de SH-A70, as partes em cinza são de SH-A30 e as partes em vermelho são de Suporte Gel Puro. Fonte: própria do autor, captura de tela do GrabCAD®.

Este modelo foi criado com a ideia de não ser impresso para evitar consumo de material de impressão, sendo feito somente para criar uma sequência de passos para gerar o reforço dentro da parede aórtica.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Neste trabalho, foram realizados testes de caracterização mecânica com materiais fotopoliméricos disponíveis para a impressora 3D J750™ DAP, específicos para modelos anatômicos. Os modelos foram impressos com materiais homogêneos ou com combinações de diferentes materiais, conhecidos como materiais digitais. Diferentes formatos de reforços internos foram projetados para caracterização mecânica a partir de combinações de materiais. Os modelos impressos também foram comparados entre si e com resultados da parede aórtica saudável e do aneurisma aórtico. Por fim, uma imagem de aorta com aneurisma foi segmentada e uma sequência de passos foi criada para projetar o modelo 3D com reforço interno.

As unidades celulares de correntes (SILVEIRA; MUNIZ, 2019) e de entrelaçados (ZHALMURATOVA et al., 2019) foram escolhidas para serem testadas devido aos seus comportamentos no teste de tração uniaxial quando isoladas. Porém, quando inseridas em uma matriz como reforços, os resultados são diferentes. Isto ocorre, pois nos testes isolados, existe movimento livre entre os elos da corrente e entre as fibras do entrelaçado, enquanto nos modelos impressos testados este movimento livre é impedido pela presença de material da matriz.

Durante os testes de tração uniaxial, os modelos com reforços de corrente e entrelaçado quase sempre romperam ou começaram a se romper na mesma posição relativa às suas unidades celulares, inclusive no modelo de corrente controle. A Figura 86 ilustra a posição do rompimento nas unidades celulares.

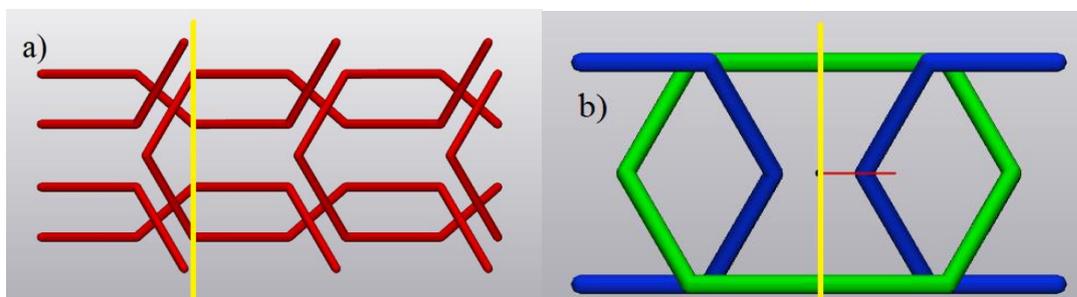


Figura 86 – Unidades celulares de entrelaçado (a) e corrente (b). A linha amarela mostra a posição do rompimento das amostras relativo às unidades celulares. Fonte: própria do autor.

As principais conclusões obtidas a partir da comparação entre os modelos impressos nos testes de tração uniaxial foram:

- Todos os modelos tem comportamento similar para pequenas deformações (entre 0% e 40% de deformação), com a redução de E_{inc} ;
- Os modelos testados não apresentaram enrijecimento com a deformação que o tecido aórtico apresenta;
- O uso de reforços altera o comportamento mecânico do material nos testes de tração uniaxial, e a alteração depende do design do reforço e da combinação dos materiais da matriz e de reforço.

Comparando os modelos impressos com referências de tecidos aórticos, o modelo T_CGr_T600_OpD é o que aparece mais frequentemente entre as opções, ainda que os modelos impressos testados possam ser usados em condições específicas,.

De forma geral, os testes de complacência permitem as conclusões:

- A deformação mínima aumenta com o aumento de pressão aplicada, exceto no C_SRef_SHA50 com pressões aplicadas menores;
- Aumentar a pressão aplicada resulta em:
 - Maior deformação máxima;
 - Maior tensão máxima;
 - Menor perda de energia;
- Os cilindros com reforço de cristal de diamante são os mais adequados para modelos de aorta saudável e de aorta com aneurisma a partir dos resultados de E_p . As combinações de materiais devem ser exploradas para ajustar as características.

A partir dos resultados dos testes de tração uniaxial e de complacência, os modelos escolhidos para o modelo de aorta gerado foram o controle sem reforço para a região saudável e o reforço de cristal de diamante para a região com aneurisma. Os materiais escolhidos foram o Tissue600 para a matriz, tanto da região saudável quanto da região com aneurisma, e SH-A85 para o reforço da região com aneurisma.

Os programas Mimics® e 3-matic® usados neste projeto são comerciais. A segmentação e a tesselação foram realizadas com operações específicas do Mimics® e do 3-matic®, respectivamente, mas estes processos não são exclusivos dos programas, então alternativas gratuitas podem ser usadas. Somente a unidade celular do diamante de cristal foi usada da biblioteca do 3-matic®, enquanto as demais foram criadas neste projeto, indicando a

liberdade para criação das unidades celulares. A possibilidade de usar diferentes materiais de impressão abre caminho para criação de combinações entre designs de unidades celulares para o reforço e materiais de matriz e de reforço. A textura dos modelos impressos não foi comparada com a textura do tecido aórtico humano ou animal.

A análise dos resultados considerou algumas simplificações:

- O formato retangular dos modelos impressos é diferente do formato das amostras biológicas das referências usadas na comparação;
- A espessura da parede do cilindro não varia ao longo do teste de complacência;
- As referências da literatura de perda de energia dos testes de complacência são baseadas em testes de tração biaxial com amostras de tecido aórtico. Não foram encontradas referências para perda de energia na parede aórtica in vivo;
- Das referências de E_p , MARTIN et al. (2013) usou testes de tração biaxial e LÄNNE et al. (1992) e WILSON et al. (2000) usaram exames de imagem de pacientes.

Nos testes de complacência, os valores de E_{inc} , E_p e perda de energia foram calculados a partir dos valores de pressão diferencial, variação de volume e dimensões iniciais, assim os cálculos podem ser adaptados para exames de imagem em pacientes.

Mesmo que os modelos impressos não reproduzam perfeitamente o comportamento do tecido aórtico saudável e com aneurisma, a impressão 3D ainda pode ser usada nas aplicações mencionadas na seção 1.3 . A importância da reprodução do comportamento do tecido real nos modelos impressos é tornar estas aplicações mais próximas do material biológico, principalmente durante o treinamento cirúrgico e em inovação de dispositivos.

Como mencionado na seção 1.3 os modelos 3D que se comportam como o tecido aórtico real podem ter diferentes aplicações. Estas aplicações incluem planejamento cirúrgico e treinamento. TONG et al. (2020b) e TONG et al. (2020a) mostram o uso de modelos 3D para a criação de janelas nos enxertos, preparando-os para o tratamento do aneurisma aórtico. O trabalho de HAN et al. (2017) indica que a tomografia computadorizada angiográfica pré-operatória pode apresentar dimensões diferentes do ultrassom intravascular usado nos procedimentos de reparo intravascular aórtico ao longo do tempo e em diferentes posições observadas, gerando inconsistências nas informações disponíveis o que leva à preparação de enxertos de tamanhos inadequados, e o uso de um modelo 3D para treinamento

pode preparar o cirurgião para tais situações. KÄRKKÄINEN et al. (2019) descreve o uso de modelos 3D com bombeamento de fluídos em simulação de reparo endovascular, podendo ser usado como treinamento ou avaliação de cirurgões. Simulações com métodos de elementos finitos conseguem avaliar o risco (DI MARTINO et al., 2001) e prever o local de ruptura (O'ROURKE et al., 2022) da aorta com aneurisma, e podem ser validadas com os modelos 3D com comportamento da aorta humana com aneurisma, podendo ser aplicado no planejamento cirúrgico.

Lista de Referências

Agilus30 Family. Disponível em: <<https://support.stratasys.com/en/materials/polyjet/agilus30-family>>. Acesso em: 15 dez. 2022.

AIMAR, A.; PALERMO, A.; INNOCENTI, B. The role of 3d printing in medical applications: a state of the art. **Journal of Healthcare Engineering**, v. 2019, p. 1–10, 21 mar. 2019.

AREMU, A. O. et al. A voxel-based method of constructing and skinning conformal and functionally graded lattice structures suitable for additive manufacturing. **Additive Manufacturing**, v. 13, p. 1–13, jan. 2017.

ASTM INTERNATIONAL. **Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies: F2792-12a.** (Withdraw 2015). West Conshohocken: ASTM International, 2015.

BEARE, R.; LEHMANN, G. The watershed transform in ITK - discussion and new developments. **The Insight Journal**, 9 jun. 2006.

BELZ, G. G. Elastic properties and Windkessel function of the human aorta. **Cardiovascular Drugs and Therapy**, v. 9, n. 1, p. 73–83, fev. 1995.

BEUCHER, S.; LANTUÉJOUL, C. Use of watersheds in contour detection. In INTERNATIONAL WORKSHOP ON IMAGE PROCESSING, 1979. **Proceedings.** [s.l.:s.n.], 1979, p. 17-21.

BEZEK, L. B. et al. 3D printing tissue-mimicking materials for realistic transeptal puncture models. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 110, article n° 103971, out. 2020.

BEZEK, L. B. et al. Mechanical properties of tissue-mimicking composites formed by material jetting additive manufacturing. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 125, article n° 104938, jan. 2022.

BOSSONE, E.; EAGLE, K. A. Epidemiology and management of aortic disease: aortic aneurysms and acute aortic syndromes. **Nature Reviews Cardiology**, v. 18, n. 5, p. 1–18, 22 dez. 2020.

BRIA, A.; MARROCCO, C.; TORTORELLA, F. Addressing class imbalance in deep learning for small lesion detection on medical images. **Computers in Biology and Medicine**, v. 120, article n° 103735, maio 2020.

BULPITT, C. J.; RAJKUMAR, C.; CAMERON, J. D. Vascular Compliance as a Measure of Biological Age. **Journal of the American Geriatrics Society**, v. 47, n. 6, p. 657–663, jun. 1999.

BYRNE, N. et al. A systematic review of image segmentation methodology, used in the additive manufacture of patient-specific 3D printed models of the cardiovascular system. **JRSM Cardiovascular Disease**, v. 5, article nº 2048004016645467, 21 mar. 2016.

CHIRINOS, J. A. Arterial stiffness: basic concepts and measurement techniques. **Journal of Cardiovascular Translational Research**, v. 5, n. 3, p. 243–255, 1 jun. 2012.

CHUNG, J. et al. Energy loss, a novel biomechanical parameter, correlates with aortic aneurysm size and histopathologic findings. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 148, n. 3, p. 1082–1089, set. 2014.

COLLINS, J. A. et al. The anatomy of the aging aorta. **Clinical Anatomy**, v. 27, n. 3, p. 463–466, 12 fev. 2014.

DI MARTINO, E. S. et al. Fluid-structure interaction within realistic three-dimensional models of the aneurysmatic aorta as a guidance to assess the risk of rupture of the aneurysm. **Medical Engineering & Physics**, v. 23, n. 9, p. 647–655, 1 nov. 2001.

Digital Anatomy Materials. Disponível em: <<https://support.stratasys.com/en/materials/polyjet/digital-anatomy-materials>>. Acesso em: 15 dez. 2022.

DUPREY, A. et al. In Vitro Characterisation of Physiological and Maximum Elastic Modulus of Ascending Thoracic Aortic Aneurysms Using Uniaxial Tensile Testing. **European Journal of Vascular and Endovascular Surgery**, v. 39, n. 6, p. 700–707, 1 jun. 2010.

FARRAR, D. J. et al. Aortic pulse wave velocity, elasticity, and composition in a nonhuman primate model of atherosclerosis. **Circulation Research**, v. 43, n. 1, p. 52–62, jul. 1978.

FOGARASI, M.; COBURN, J. C.; RIPLEY, B. Algorithms used in medical image segmentation for 3D printing and how to understand and quantify their performance. **3D Printing in Medicine**, v. 8, n. 1, 24 jun. 2022.

FOO, C. Y. et al. Three-Dimensional Printed Electrode and Its Novel Applications in Electronic Devices. **Scientific Reports**, v. 8, n. 1, 9 maio 2018.

FORSELL, C. et al. The Quasi-Static Failure Properties of the Abdominal Aortic Aneurysm Wall Estimated by a Mixed Experimental-Numerical Approach. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 41, n. 7, p. 1554–1566, 11 dez. 2012.

FORSELL, C. et al. Biomechanical Properties of the Thoracic Aneurysmal Wall: Differences Between Bicuspid Aortic Valve and Tricuspid Aortic Valve Patients. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 98, n. 1, p. 65–71, jul. 2014.

GARCIA, J. et al. Tunable 3D Printed multi-material Composites to Enhance Tissue Fidelity for Surgical Simulation. **Journal of Surgical Simulation**, v. 5, n. 1, p. 87–98, 2018.

GLOBAL BURDEN OF DISEASE COLLABORATIVE NETWORK. **GBD Results.** Disponível em: <<https://vizhub.healthdata.org/gbd-results>>. Acesso em: 2022.

GOMES, G. R. G.; D'ORNELLAS, M. C.; DOTTO, G. N. Direct and virtual measurements of abdominal aortic aneurysms: three-dimensional printed models. **Radiologia Brasileira**, v. 54, n. 1, p. 21–26, fev. 2021.

GOTTWALD, J. F. **Liquid Metal Recorder** Google Patents, 27 jul. 1971. Disponível em: <<https://patents.google.com/patent/US3596285A/en>>. Acesso em: 13 jun. 2022

GrabCAD Print. Disponível em: <<https://grabcad.com/print>>.

GÜLCAN, O.; GÜNAYDIN, K.; TAMER, A. The State of the Art of Material Jetting—A Critical Review. **Polymers**, v. 13, n. 16, p. 2829, 23 ago. 2021.

HAN, S. M. et al. Comparison of intravascular ultrasound- and centerline computed tomography-determined aortic diameters during thoracic endovascular aortic repair. **Journal of Vascular Surgery**, v. 66, n. 4, p. 1184–1191, out. 2017.

HE, C. M.; ROACH, M. R. The composition and mechanical properties of abdominal aortic aneurysms. **Journal of Vascular Surgery**, v. 20, n. 1, p. 6–13, 1 jul. 1994.

HO, D.; SQUELCH, A.; SUN, Z. Modelling of aortic aneurysm and aortic dissection through 3D printing. **Journal of Medical Radiation Sciences**, v. 64, n. 1, p. 10–17, 30 jan. 2017.

HOSKINS, P. R.; LAWFORD, P. V.; DOYLE, B. J. (EDS.). **Cardiovascular Biomechanics**. Gewerbestrasse 11, 6330 Cham, Switzerland: Springer International Publishing, 2017.

ISLAM, M.; FLACH, J.; MARTINEZ-DUARTE, R. Carbon origami: A method to fabricate lightweight carbon cellular materials. **Carbon**, v. 133, p. 140–149, jul. 2018.

J750 Digital Anatomy. Disponível em: <<https://support.stratasys.com/en/printers/polyjet-legacy/j750-digital-anatomy>>. Acesso em: 15 dez. 2022.

JCS JOINT WORKING GROUP. Guidelines for Diagnosis and Treatment of Aortic Aneurysm and Aortic Dissection (JCS 2011). **Circulation Journal**, v. 77, n. 3, p. 789–828, 2013.

JOHN, J.; MINI, M. G. Multilevel Thresholding Based Segmentation and Feature Extraction for Pulmonary Nodule Detection. **Procedia Technology**, v. 24, p. 957–963, 2016.

KAMIO, T. et al. DICOM segmentation and STL creation for 3D printing: a process and software package comparison for osseous anatomy. **3D Printing in Medicine**, v. 6, n. 1, 31 jul. 2020.

KÄRKKÄINEN, J. M. et al. Simulation of Endovascular Aortic Repair Using 3D Printed Abdominal Aortic Aneurysm Model and Fluid Pump. **CardioVascular and Interventional Radiology**, v. 42, n. 11, p. 1627–1634, 13 jun. 2019.

KASCHWICH, M. et al. Accuracy evaluation of patient-specific 3D-printed aortic anatomy. **Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger**, v. 234, article n° 151629, mar. 2021.

KSHETRIMAYUM, R. S. A brief intro to metamaterials. **IEEE Potentials**, v. 23, n. 5, p. 44–46, jan. 2005.

KUECHERER, H. F.; JUST, A.; KIRCHHEIM, H. Evaluation of aortic compliance in humans. **American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology**, v. 278, n. 5, p. H1411–H1413, 1 maio 2000.

LÄNNE, T. et al. Diameter and compliance in the male human abdominal aorta: Influence of age and aortic aneurysm. **European Journal of Vascular Surgery**, v. 6, n. 2, p. 178–184, mar. 1992.

LEE, J.-Y.; AN, J.; CHUA, C. K. Fundamentals and applications of 3D printing for novel materials. **Applied Materials Today**, v. 7, p. 120–133, jun. 2017.

LIM, K. H. A. et al. Use of 3D printed models in medical education: A randomized control trial comparing 3D prints versus cadaveric materials for learning external cardiac anatomy. **Anatomical Sciences Education**, v. 9, n. 3, p. 213–221, 15 out. 2015.

LONG, A. et al. Aortic compliance in healthy subjects: evaluation of tissue Doppler imaging. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 30, n. 6, p. 753–759, jun. 2004a.

LONG, A. et al. Compliance of abdominal aortic aneurysms: Evaluation of tissue Doppler imaging. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 30, n. 9, p. 1099–1108, set. 2004b.

LONG, A. et al. Compliance of abdominal aortic aneurysms evaluated by tissue Doppler imaging: Correlation with aneurysm size. **Journal of Vascular Surgery**, v. 42, n. 1, p. 18–26, jul. 2005.

LORENSEN, W. E.; CLINE, H. E. Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. **ACM SIGGRAPH Computer Graphics**, v. 21, n. 4, p. 163–169, 1 ago. 1987.

MA, Y. et al. Design and application of “J-shaped” stress-strain behavior in stretchable electronics: a review. **Lab on a chip**, v. 17, n. 10, p. 1689–1704, 16 maio 2017.

MAIZATO, M. J. S et al. Towards the development of 3D printed model of the human aorta: comparison of mechanical properties of biological and polymeric materials. (J. Luiz et al., Eds.) In: IX LATIN AMERICAN CONGRESS ON BIOMEDICAL ENGINEERING AND XXVIII BRAZILIAN CONGRESS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, 2022, Florianópolis, **Proceedings** [...]. Cham: Springer Nature Switzerland, 2024. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/978-3-031-49401-7_39>. Acesso em: 9 jan. 2024

MARTIN, C. et al. Predictive biomechanical analysis of ascending aortic aneurysm rupture potential. **Acta Biomaterialia**, v. 9, n. 12, p. 9392–9400, dez. 2013.

Materialise 3-matic. Disponível em: <<https://www.materialise.com/en/industrial/software/3-matic>>.

Materialise Mimics. Disponível em: <<https://www.materialise.com/en/healthcare/mimics-innovation-suite/mimics>>.

MUELLER, J. et al. Mechanical Properties of Interfaces in Inkjet 3D Printed Single- and Multi-Material Parts. **3D Printing and Additive Manufacturing**, v. 4, n. 4, p. 193–199, dez. 2017.

NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION. **NEMA PS3 / ISO 12052, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Standard**. Disponível em: <<http://www.dicomstandard.org/>>.

O'BRIEN, E. K. et al. Use of 3D Printing for Medical Education Models in Transplantation Medicine: a Critical Review. **Current Transplantation Reports**, v. 3, n. 1, p. 109–119, 27 jan. 2016.

O'ROURKE, D. et al. Predicting rupture locations of ascending aortic aneurysms using CT-based finite element models. **Journal of Biomechanics**, v. 145, article n° 111351, 1 dez. 2022.

OTSU, N. A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms. **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics**, v. 9, n. 1, p. 62–66, jan. 1979.

OTTON, J. M. et al. 3D printing from cardiovascular CT: a practical guide and review. **Cardiovascular Diagnosis and Therapy**, v. 7, n. 5, p. 507–526, out. 2017.

PAL, N. R.; PAL, S. K. A Review on Image Segmentation Techniques. **Pattern Recognition**, v. 26, n. 9, p. 1277–1294, set. 1993.

PINTER, C.; LASSO, A.; FICHTINGER, G. Polymorph segmentation representation for medical image computing. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 171, p. 19–26, abr. 2019.

PolyJet Support Materials. Disponível em: <<https://support.stratasys.com/en/materials/polyjet/polyjet-support>>. Acesso em: 15 dez. 2022.

QI, H. J.; JOYCE, K.; BOYCE, M. C. Durometer Hardness and the Stress-Strain Behavior of Elastomeric Materials. **Rubber Chemistry and Technology**, v. 76, n. 2, p. 419–435, maio 2003.

REEPS, C. et al. Measuring and modeling patient-specific distributions of material properties in abdominal aortic aneurysm wall. **Biomechanics and Modeling in Mechanobiology**, v. 12, n. 4, p. 717–733, 7 set. 2012.

SAENGCHAIRAT, N.; TRAN, T.; CHUA, C.-K. A review: additive manufacturing for active electronic components. **Virtual and Physical Prototyping**, v. 12, n. 1, p. 31–46, 30 dez. 2016.

SAMMET, S. Magnetic resonance safety. **Abdominal Radiology**, v. 41, n. 3, p. 444–451, mar. 2016.

SEVERSEIKE, L. et al. Polyjet 3D printing of tissue-mimicking materials: how well can 3D printed synthetic myocardium replicate mechanical properties of organic myocardium? **bioRxiv**, 31 out. 2019.

SHAHMANSOURI, N. et al. Investigation on the Regional Loss Factor and Its Anisotropy for Aortic Aneurysms. **Materials**, v. 9, n. 11, p. 867, 26 out. 2016.

SHAHRUBUDIN, N.; LEE, T. C.; RAMLAN, R. An Overview on 3D Printing Technology: Technological, Materials, and Applications. **Procedia Manufacturing**, v. 35, n. 35, p. 1286–1296, 2019.

SHAPIRO, L. G.; STOCKMAN, G. C. **Computer Vision**. [s.l.] Pearson, 2001.

SHETH, U.; THEODOROPOULOS, J.; ABOUALI, J. Use of 3-Dimensional Printing for Preoperative Planning in the Treatment of Recurrent Anterior Shoulder Instability. **Arthroscopy Techniques**, v. 4, n. 4, p. e311–e316, 1 ago. 2015.

SILVEIRA, J. F. R. V.; MUNIZ, A. R. Chain- and chainmail-like Nanostructures from Carbon Nanotube Rings. **Computational Materials Science**, v. 161, p. 76–82, 15 abr. 2019.

SONESSON, B. et al. Compliance and diameter in the human abdominal aorta—The influence of age and sex. **European Journal of Vascular Surgery**, v. 7, n. 6, p. 690–697, 1993.

SUN, Z. Clinical Applications of Patient-Specific 3D Printed Models in Cardiovascular Disease: Current Status and Future Directions. **Biomolecules**, v. 10, n. 11, 1 nov. 2020.

SURJADI, J. U. et al. Mechanical Metamaterials and Their Engineering Applications. **Advanced Engineering Materials**, v. 21, n. 3, article n° 1800864, 4 jan. 2019.

SZALAY, D.; FROŁOW, M. Aortic Aneurysms. In: **Aortic Aneurysms. McMaster Textbook of Internal Medicine**. [s.l.] Ependium, 2019.

TAO, W.; LEU, M. C. **Design of Lattice Structure for Additive Manufacturing**. IEEE Xplore. **Anais...** In: 2016 INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON FLEXIBLE AUTOMATION (ISFA). IEEE, 19 dez. 2016. Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/7790182>

TAUBIN, G. A signal processing approach to fair surface design. **Proceedings of the 22nd annual conference on Computer graphics and interactive techniques - SIGGRAPH '95**, p. 351–358, 1995a.

TAUBIN, G. Curve and surface smoothing without shrinkage. **Proceedings of IEEE International Conference on Computer Vision**, 1995b.

TEE, Y. L. et al. PolyJet 3D Printing of Composite Materials: Experimental and Modelling Approach. **JOM**, v. 72, n. 3, p. 1105–1117, 27 jan. 2020.

THUBRIKAR, M. J. et al. Mechanical Properties of Abdominal Aortic Aneurysm Wall. **Journal of Medical Engineering & Technology**, v. 25, n. 4, p. 133–142, jan. 2001.

TONG, Y. et al. Three-Dimensional Printing to Guide the Application of Modified Prefenestrated Stent Grafts to Treat Aortic Arch Disease. **Annals of Vascular Surgery**, v. 66, p. 152–159, 1 jul. 2020a.

TONG, Y.-H. et al. Use of 3D Printing to Guide Creation of Fenestrations in Physician-Modified Stent-Grafts for Treatment of Thoracoabdominal Aortic Disease. **Journal of Endovascular Therapy: An Official Journal of the International Society of Endovascular Specialists**, v. 27, n. 3, p. 385–393, 1 jun. 2020b.

TORRES, I.; DE LUCCIA, N. Artificial vascular models for endovascular training (3D printing). **Innovative Surgical Sciences**, v. 3, n. 3, p. 225–234, 11 ago. 2018.

UCCHEDDU, F. et al. 3D printing of cardiac structures from medical images: an overview of methods and interactive tools. **International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)**, v. 12, n. 2, p. 597–609, 7 jul. 2017.

VALLABHANENI, S. R. et al. Heterogeneity of Tensile Strength and Matrix Metalloproteinase Activity in the Wall of Abdominal Aortic Aneurysms. **Journal of Endovascular Therapy**, v. 11, n. 4, p. 494–502, ago. 2004.

Vero Family. Disponível em: <<https://support.stratasys.com/en/materials/polyjet/vero-family>>. Acesso em: 15 dez. 2022.

VINCENT, L.; SOILLE, P. Watersheds in Digital Spaces: An Efficient Algorithm Based on Immersion Simulations. **IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.**, v. 13, n. 6, 1991.

VUKICEVIC, M. et al. Cardiac 3D Printing and its Future Directions. **JACC: Cardiovascular Imaging**, v. 10, n. 2, p. 171–184, fev. 2017.

WANG, K. et al. Controlling the mechanical behavior of dual-material 3D printed metamaterials for patient-specific tissue-mimicking phantoms. **Materials & Design**, v. 90, p. 704–712, jan. 2016.

WANG, Z. et al. Burden of Aortic Aneurysm and Its Attributable Risk Factors from 1990 to 2019: An Analysis of the Global Burden of Disease Study 2019. **Frontiers in Cardiovascular Medicine**, v. 9, 31 maio 2022.

WILSON, K. A. et al. Ultrasonic measurement of abdominal aortic aneurysm wall compliance: A reproducibility study. **Journal of Vascular Surgery**, v. 31, n. 3, p. 507–513, mar. 2000.

YILDIZ, O. et al. Single-center experience with routine clinical use of 3D technologies in surgical planning for pediatric patients with complex congenital heart disease. **Diagnostic and Interventional Radiology**, v. 27, n. 4, p. 488–496, 14 jul. 2021.

ZHALMURATOVA, D. Reinforced Elastomer Composites and Metamaterials for Neo-aorta Applications. Thesis—University of Alberta: [s.n.].

ZHALMURATOVA, D. et al. Mimicking “J-Shaped” and Anisotropic Stress–Strain Behavior of Human and Porcine Aorta by Fabric-Reinforced Elastomer Composites. **ACS Applied Materials & Interfaces**, v. 11, n. 36, p. 33323–33335, 29 ago. 2019.

ZHALMURATOVA, D.; CHUNG, H.-J. Reinforced Gels and Elastomers for Biomedical and Soft Robotics Applications. **ACS Applied Polymer Materials**, v. 2, n. 3, p. 1073–1091, 4 fev. 2020.

ZHANG, J. et al. Pulmonary nodule detection in medical images: A survey. **Biomedical Signal Processing and Control**, v. 43, p. 138–147, maio 2018.

ZHANG, J. et al. A review of the current progress and application of 3D printed concrete. **Composites Part A: Applied Science and Manufacturing**, v. 125, article n° 105533, out. 2019.

ZHU, X. et al. Comparative analysis of active contour and convolutional neural network in rapid left-ventricle volume quantification using echocardiographic imaging. **Computer Methods and Programs in Biomedicine**, v. 199, article n° 105914, 1 fev. 2021.

ZUCKER, S. W. Region growing: Childhood and adolescence. **Computer Graphics and Image Processing**, v. 5, n. 3, p. 382–399, 1 set. 1976.

Apêndice A - Técnicas de imageamento

A seguir uma descrição de técnicas de imageamento que podem ser usadas com impressão 3D (HOSKINS; LAWFORD; DOYLE, 2017).

A.1 Ultrassom

O ultrassom se aproveita da capacidade de reflexão e refração de ondas mecânicas em interfaces entre materiais. Em aplicações médicas, as ondas sonoras usadas estão na faixa de 2-20 MHz. A onda é gerada por um transdutor em contato com o paciente, e as ondas atravessam o corpo por uma faixa estreita. Na interface entre tecidos, parte da onda continua se propagando no tecido seguinte e parte é refletida de volta ao transdutor, que capta essa reflexão, conforme mostrado na Figura 87.

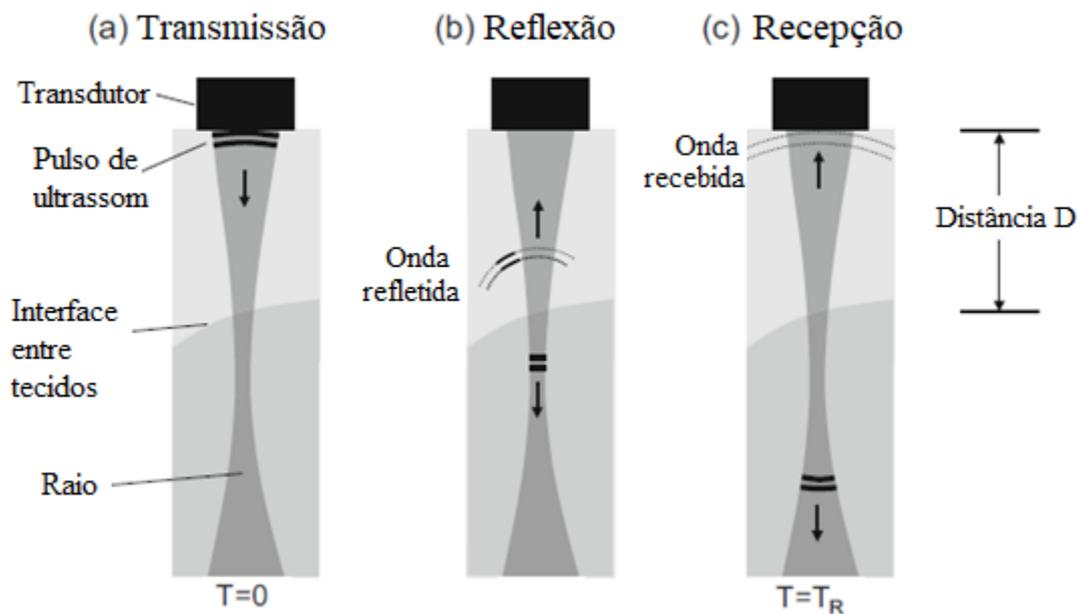


Figura 87 – Ilustração do processo de imageamento por ultrassom. Fonte: Traduzido de HOSKINS, LAWFORD, DOYLE (2017)

A profundidade D pode ser calculada usando o tempo entre a transmissão e a recepção da onda refletida (T_R), e a velocidade do som c no corpo, considerada como 1540 m/s:

$$D = c * \frac{T_R}{2}$$

Para formar uma imagem, o transdutor faz uma varredura com a onda e a amplitude da onda recebida é traduzida como uma escala de cinza. A imagem é tipicamente coletada em 15-50 ms, podendo ser mostrada em tempo real.

A.2 Ressonância magnética

A ressonância magnética é baseada no controle da magnetização dos núcleos dos átomos dos tecidos. Os núcleos de alguns átomos podem atuar como pequenos imãs, graças aos spins dos prótons e nêutrons. O spin é um número atômico associado à orientação que os átomos apresentam quando submetidos a um campo magnético. Valores pares de spin tendem a se cancelar, sendo indesejados para a ressonância magnética. Dentre os átomos mais abundantes no corpo humano, o hidrogênio (cujo núcleo contém somente um próton) é usado para gerar as imagens de ressonância magnética devido ao seu spin de $\frac{1}{2}$. Quando afetado por um campo magnético constante, o átomo precessiona, ou seja, o eixo de seu spin rotaciona em torno da direção do campo magnético, como ilustrado na Figura 88. A rotação da precessão do hidrogênio tem uma frequência específica (frequência de Larmor), e é dependente da intensidade do campo magnético, com 43 MHz por tesla (T, unidade de intensidade de campo magnético no SI). Clinicamente, 1.5 e 3 T são mais comumente usados e suas frequências de Larmor são 64 MHz e 128 MHz, respectivamente. Estas frequências estão na faixa de radiofrequência no espectro eletromagnético.

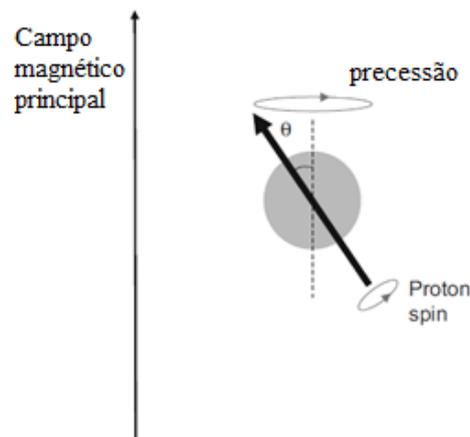


Figura 88 – Ilustração do spin de um próton sob efeito de um campo magnético. Fonte: Traduzido de HOSKINS, LAWFORD, DOYLE (2017)

A imagem de ressonância magnética é formada quando os núcleos de hidrogênio absorvem a energia do scanner e a reemitem. Esta re-emissão de energia é detectada e usada para formar a imagem.

No exame de ressonância magnética, um ímã é usado para gerar o campo magnético que alinha os spins dos átomos de hidrogênio (Figura 89-a). Em seguida, uma onda pulsada de radiofrequência (na frequência de Larmor) é aplicada perpendicular à direção do campo magnético para alterar a direção de magnetização dos átomos (Figura 89-b). Somente átomos precessionando na frequência de Larmor são afetados (surgindo o nome “ressonância”), ou seja, somente átomos de hidrogênio. Quando o pulso de radiofrequência é desligado, os átomos de hidrogênio gradualmente retornam à magnetização causada pelo campo magnético (Figura 89 - c a f). Em termos de energia, a magnetização pela onda de radiofrequência coloca os átomos em um estado de maior energia e quando esta magnetização acaba os átomos retornam (“relaxam”) ao estado de menor energia, emitindo a energia recebida durante o processo.

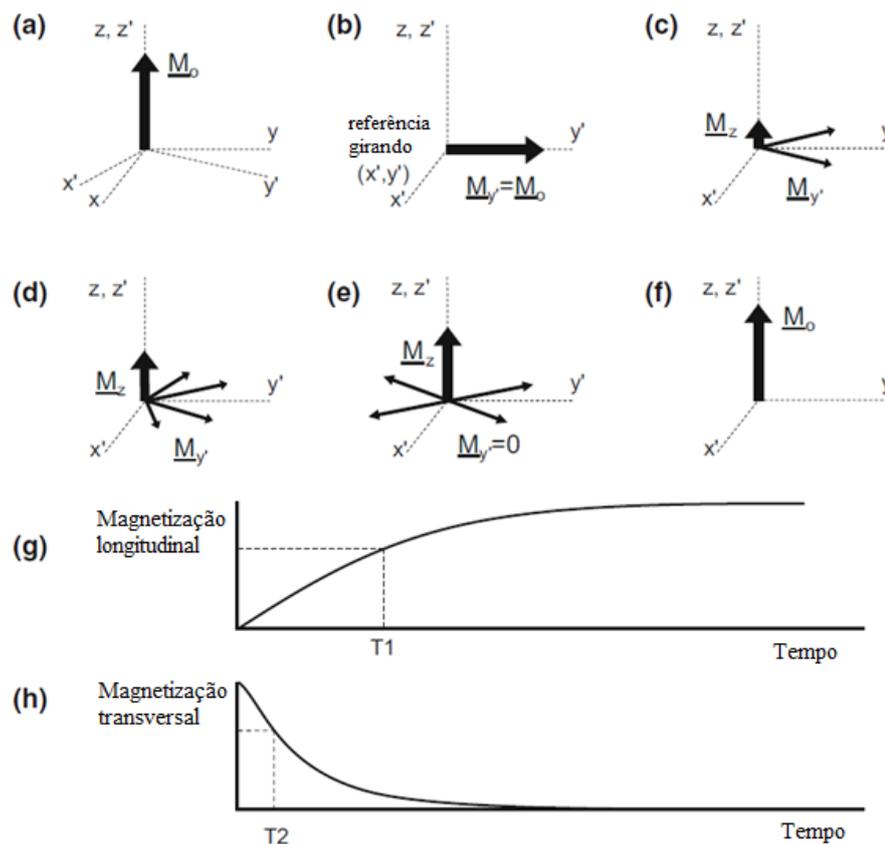


Figura 89 – Ilustração da detecção de sinais na ressonância magnética. (a) Spins alinhados. (b) Spins alinhados à onda de radiofrequência. (c) - (e) Relaxação dos spins e realinhamento com o campo magnético. (f) Spins realinhados. (g) Gráfico de magnetização longitudinal, mostrando o tempo T_1 . (h) Gráfico de magnetização transversal, mostrando o tempo T_2 . Fonte: Traduzido de HOSKINS, LAWFORD, DOYLE (2017).

A composição dos sinais de diversos átomos de hidrogênio é detectada. Durante o período de relaxação, a magnetização dos átomos se recupera na direção longitudinal (Figura

89 - g) (relaxação T1 ou spin-rede) e decai na direção transversal (Figura 89 - h) (relaxação T2 ou spin-spin).

O tempo de relaxação T1 é o tempo necessário para a magnetização longitudinal alcançar 63% do valor máximo e o tempo de relaxação T2 é o tempo para a magnetização transversal decair 37% do valor máximo. T1 mede a taxa de transferência de energia entre os átomos de hidrogênio e as moléculas vizinhas, enquanto o T2 se associa ao aumento na defasagem entre os átomos afetados. Antes do efeito da onda de radiofrequência, os spins dos átomos de hidrogênio estão defasados, durante a ressonância os átomos entram em fase e na relaxação, os átomos recuperam a defasagem. T1 e T2 têm diferentes valores para diferentes tecidos, juntamente com a intensidade do sinal de IRM, que é relacionado à densidade de hidrogênio no estudo de imagem.

Apêndice B - Materiais extras dos testes

B.1 Tração uniaxial

B.1.1 Diagrama de processamento de dados

A Figura 90 apresenta o diagrama com o processamento dos dados dos testes de tração uniaxial. O uso do filtro Butterworth insere um atraso que não foi corrigido nos sinais de tensão e deformação, resultando no gráfico de E_{inc} deslocado para a direita.

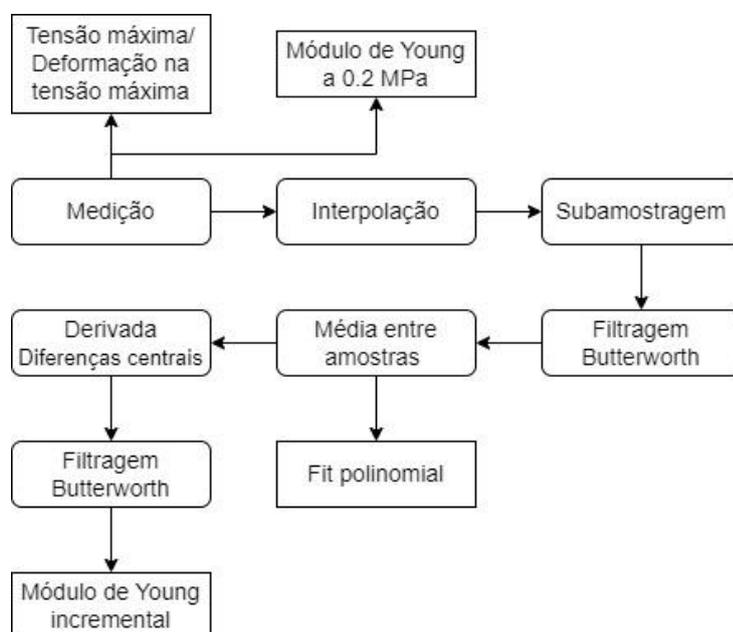


Figura 90 – Diagrama de processamento dos dados dos testes de tração uniaxial. Fonte: Própria do autor.

B.1.2 Resultados da regressão polinomial entre 15% e 90% da duração do teste

$$\sigma = a\epsilon^2 + b\epsilon + c$$

Tabela 31 – Resultados de regressão polinomial entre 15% e 90% da duração do teste

	<i>a</i>	<i>b</i>	<i>c</i>	<i>R</i> ²
Grupo 1				
Controle A30	-6,31 * 10 ⁻⁶	4,45 * 10 ⁻³	5,57 * 10 ⁻²	0,999993
Corrente Controle	-8,85 * 10 ⁻⁶	5,72 * 10 ⁻³	8,44 * 10 ⁻²	0,999996
Corrente L3	-2,07 * 10 ⁻⁵	6,75 * 10 ⁻³	4,89 * 10 ⁻²	1,000000
Corrente L5	-1,48 * 10 ⁻⁵	5,92 * 10 ⁻³	5,81 * 10 ⁻²	0,999997
Corrente Grossa	-3,41 * 10 ⁻⁶	4,91 * 10 ⁻³	7,00 * 10 ⁻²	0,999986
Controle Vessel Wall	-8,13 * 10 ⁻⁶	4,51 * 10 ⁻³	5,43 * 10 ⁻²	0,999993
Grupo2				
Controle A30	-6,31 * 10 ⁻⁶	4,45 * 10 ⁻³	5,57 * 10 ⁻²	0,999993
Cristal de diamante	-1,39 * 10 ⁻⁶	4,12 * 10 ⁻³	7,54 * 10 ⁻²	0,999977
Entrelaçado	-1,67 * 10 ⁻⁶	4,58 * 10 ⁻³	7,49 * 10 ⁻²	0,999993
Entrelaçado controle flexível	-3,17 * 10 ⁻⁶	3,94 * 10 ⁻³	6,55 * 10 ⁻²	0,999987
Origami	-3,76 * 10 ⁻⁶	5,42 * 10 ⁻³	7,26 * 10 ⁻²	0,999988
Controle Vessel Wall	-8,13 * 10 ⁻⁶	4,51 * 10 ⁻³	5,43 * 10 ⁻²	0,999993
Grupo 3				
Corrente OpD	-1,33 * 10 ⁻⁴	2,02 * 10 ⁻²	9,41 * 10 ⁻²	0,999848
Corrente Lig R	-3,37 * 10 ⁻⁶	4,13 * 10 ⁻³	7,08 * 10 ⁻²	0,999979
Corrente SH-A85	7,94 * 10 ⁻⁷	5,17 * 10 ⁻³	9,23 * 10 ⁻²	0,999978
Entrelaçado SH-A85	-7,90 * 10 ⁻⁶	4,25 * 10 ⁻³	2,71 * 10 ⁻²	0,999998
Controle Lig R	1,37 * 10 ⁻⁶	4,61 * 10 ⁻³	8,68 * 10 ⁻²	0,999956
Controle T600	-3,57 * 10 ⁻⁶	3,39 * 10 ⁻³	3,06 * 10 ⁻²	0,999998

Fonte: Própria do autor.

Somente os modelos de corrente grossa com matriz de T600 e reforço de SH-A85 e controle de Lig R têm concavidade para cima, entre 15% e 90% da duração do teste.

B.2 Testes de complacência

B.2.1 Diagrama de processamento de dados

A Figura 91 apresenta o diagrama com o processamento dos dados dos testes de complacência.

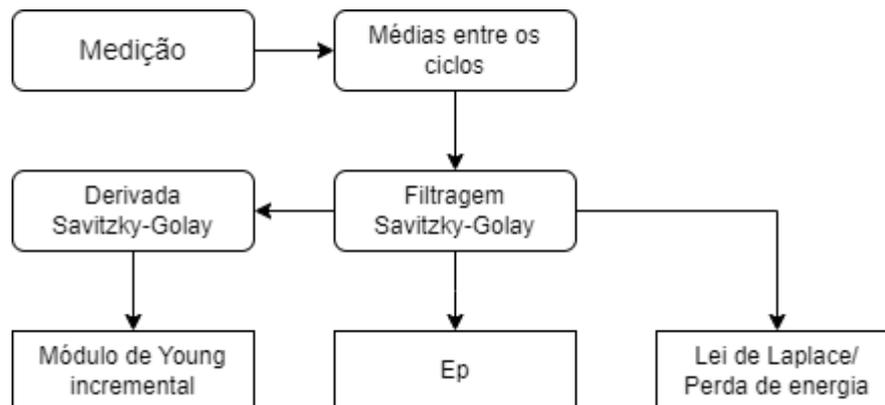


Figura 91 – Diagrama de processamento dos dados dos testes de complacência. Fonte: Própria do autor.

Apêndice C - Trabalhos futuros

Os resultados da pesquisa permitem identificar três possibilidades principais para a continuidade da pesquisa no futuro: investigar resultados publicados que apresentem soluções de metamateriais para o mesmo problema e aperfeiçoá-los; testar o comportamento de um modelo impresso de aorta com os modelos de reforço estudados e usar os modelos em simulações de métodos de elementos finitos.