



UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
NÚCLEO DE TECNOLOGIAS ESTRATÉGICAS EM SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE

ISAURA FREITAS TEIXEIRA DE ARGÔLO

CARACTERIZAÇÃO TÉRMICA E MECÂNICA DE MATERIAIS IMPRESSOS
PELO PROCESSO DE ESTEREOLITOGRAFIA

CAMPINA GRANDE-PB

2019

ISAURA FREITAS TEIXEIRA DE ARGÔLO

**CARACTERIZAÇÃO TÉRMICA E MECÂNICA DE MATERIAIS IMPRESSOS
PELO PROCESSO DE ESTEREOLITOGRAFIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia em Saúde da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciência e Tecnologia em Saúde.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro

Coorientadora: Prof^a. Dr^a. Renata de Souza Coelho Soares

CAMPINA GRANDE-PB

2019

É expressamente proibido a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano do trabalho.

A692c Argôlo, Isaura Freitas Teixeira de.
Caracterização térmica e mecânica de materiais impressos pelo processo de estereolitografia [manuscrito] / Isaura Freitas Teixeira de Argôlo , . - 2019.
73 p. : il. colorido.
Digitado.
Dissertação (Mestrado em Profissional em Ciência e Tecnologia em Saúde) - Universidade Estadual da Paraíba, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa , 2019.
"Orientação : Profa. Dra. Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro , Departamento de Odontologia - CCBS."
"Coorientação: Profa. Dra. Renata de Souza Coelho Soares , Departamento de Odontologia - CCBS."
1. Estereolitografia. 2. Impressão tridimensional. 3. Resinas sintéticas. 4. Manufatura aditiva. I. Título
21. ed. CDD 600

ISAURA FREITAS TEIXEIRA DE ARGÔLO

**CARACTERIZAÇÃO TÉRMICA E MECÂNICA DE MATERIAIS IMPRESSOS
ATRAVÉS DO PROCESSO DE ESTEREOLITOGRAFIA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia em Saúde da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciência e Tecnologia em Saúde.

Aprovada em: 07 / 06 / 2019

BANCA EXAMINADORA

Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro

Profa. Dra. Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro (Orientadora)

Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)

Nadja Maria da Silva Oliveira Brito

Profa. Dra. Nadja Maria da Silva Oliveira Brito

Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)

Carmem Dolores de Sá Catão

Profa. Dra. Carmem Dolores de Sá Catão

Universidade Federal de Campina Grande (UFCG)

**AO MEU PAI, HERVAL COELHO
TEIXEIRA NETO (In Memoriam).**

Dedico-te esta conquista, pois, mesmo não partilhando esse momento junto a mim, estás ufano e vibrando por esta vitória. Agradeço por todos os ensinamentos e valores passados. Saudades eternas!

AGRADECIMENTOS

*Agradeço primeiramente a **Deus**, por me conduzir, me sustentar e sempre estar ao meu lado em todos os momentos da minha vida, sem Ele nenhuma conquista seria possível.*

*À minha mãe, **Roselene**, minha heroína, por me apoiar, fortalecer e incentivar nas horas difíceis. Obrigada pelo amor incondicional e por compartilhar mais esse sonho comigo!*

*Aos meus irmãos, **Amanda, Felipe, Herval e Paulo**, pela força, coragem e incentivo. Obrigada por acreditarem na minha dedicação! Amo vocês infinitamente!*

*À minha orientadora, **Ana Isabella**, pelo suporte, incentivo, paciência e carinho durante toda essa etapa. Manifesto aqui minha gratidão por compartilhar sua sabedoria, o seu tempo e sua experiência.*

*À minha coorientadora, **Renata**, pelo suporte com suas correções e incentivos. Minha gratidão e afeto!*

*Ao Laboratório de Prótese Dentária Digital LAPDIGITAL-PB, Laboratório de Solidificação Rápida-LSR/CT/UFPB, ao Laboratório de Síntese e Caracterização de Filmes Finos-LABFILM/CEAR/UFPB, Laboratório de Materiais e Estruturas Ativas – LaMMEA/UFCG por ceder o espaço e os equipamentos para análise dos ensaios. Agradeço muito a **Meyson e Magna** por dedicar seu tempo em ensinar a operar os ensaios realizados.*

Ao Núcleo de Tecnologias Estratégicas em Saúde e a Universidade Estadual da Paraíba por possibilitar meu desenvolvimento acadêmico.

*Às amigas do mestrado, **Ayonara e Marília**, que foram boas parceiras durante todo o processo.*

*Aos meus eternos amigos, **Evelyn, Larissa, Victor e Felipe**, que sempre estão comigo em todos os momentos. Vocês me trazem a nostalgia de uma adolescência mágica. Vocês me trazem segurança. Eternamente obrigada!*

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

“Determinação, coragem e autoconfiança são fatores decisivos para o sucesso. Se estamos possuídos por uma inabalável determinação, conseguiremos superá-los. Independentemente das circunstâncias, devemos ser sempre humildes, recatados e despidos de orgulho.”

(Dalai Lama)

RESUMO

CARACTERIZAÇÃO TÉRMICA E MECÂNICA DE MATERIAIS IMPRESSOS PELO PROCESSO DE ESTEREOLITOGRAFIA

A Manufatura Aditiva (MA) consiste em um processo de fabricação baseado na adição de material em camadas sucessivas, no qual é possível gerar peças físicas 3D, obtidas diretamente de arquivos de modelagem *CAD* (*Computer Aided Design*). A mesma é utilizada em diversas áreas como indústria automobilística, engenharias, arquitetura e, nas últimas décadas, tem sido aplicada na área de tecnologia em saúde, envolvendo a produção de órteses e próteses para tratamento/reabilitação de pacientes. A fim de que se compreenda melhor os processos e comportamentos dos materiais empregados, algumas pesquisas têm sido desenvolvidas. Nesse sentido, a presente pesquisa visou caracterizar térmica e mecanicamente a performance da resina *Sheraprint-sg* (utilizada para confecção de guias cirúrgicos) impressas pelo método da Estereolitografia (*SLA*). A metodologia aplicada buscou caracterizar as amostras confeccionadas em duas orientações na bandeja de impressão (grupo 1/vertical - eixo x e grupo 2/horizontal - eixo y) e com taxas de preenchimento interno de 50% e 100% através dos ensaios de Calorimetria Exploratória Diferencial (*DSC*), Termogravimetria (*TGA*), Análise Dinâmico - Mecânica (*DMA*) e Microdureza Vickers. A partir da análise das curvas *DSC/TGA*, foi possível calcular a entalpia (5.677 J/g e 1.0988 J/g) e temperatura de degradação (396°C) da resina *Sheraprint-sg*. Para o ensaio de *DMA*, os resultados obtidos evidenciaram diferenças estatisticamente significativa ($p < 0,05$) de acordo com os grupos avaliados considerando os valores de Tg (E') e Tg (Tan Delta) ($p < 0,001$). No primeiro parâmetro avaliado, o maior valor foi observado nas amostras do grupo eixo x – 50% (59,10°C), eixo y – 50% (57,73°C) e eixo x – 100% (57,47°C). Já para o segundo parâmetro avaliado, os maiores valores foram observados nas amostras dos grupos eixo y – 50% (128,83°C) e eixo x – 50% (127,67°C). No que se refere ao módulo de elasticidade, as amostras do grupo eixo x – 100% (2155,33MPa em 30°C e 272,67MPa em 100°C) demonstraram rigidez acentuada, sendo necessária maior força para a ruptura do material. Em relação a microdureza, os materiais impressos no eixo x – 100% (21,84HV) obtiveram maior resistência à deformação. Dessa forma, observou-se a influência da taxa de preenchimento e da posição de orientação para os materiais confeccionados tridimensionalmente, portanto, as características mais favoráveis ao uso em manufatura aditiva para a saúde vão depender da sua aplicabilidade.

Palavras-chave: Estereolitografia; Impressão Tridimensional; Resinas sintéticas; Teste de Materiais; Testes de Dureza.

ABSTRACT

THERMAL AND MECHANICAL CHARACTERIZATION OF MATERIALS PRINTED BY THE STEREOLITHOGRAPHY PROCESS

Additive Manufacturing (AM) consists of a manufacturing process based on the addition of material in successive layers, in which it is possible to generate 3D physical parts obtained directly from CAD (Computer Aided Design) modeling files. It is used in several areas such as automobile industry, engineering, architecture and in the last decades has been applied in the area of health technology, involving the production of orthoses and prostheses for treatment / rehabilitation of patients. In order to better understand the processes and behaviors of the materials used some research has been developed. In this sense, the present research aimed to characterize thermally and mechanically the performance of the Sheraprint-sg resin (used for making surgical guides) printed by the Stereolithography method (SLA). The applied methodology tried to characterize the samples made in two orientations in the printing tray (group 1 / vertical - x axis and group 2 / horizontal - y axis) and the rate with internal fill rates of 50% and 100% through the Differential Scanning Calorimetry (DSC), Thermogravimetry (TGA) Dynamic-Mechanical Analysis (DMA) and Vickers Microhardness. From the analysis of the DSC / TGA curves, it was possible to calculate the enthalpy (5,677 J / g and 1.0988 J / g) and the degradation temperature (396 ° C) of the Sheraprint-sg resin. For the DMA test the results showed statistically significant differences ($p < 0.05$) according to the groups evaluated considering the values of $T_g (E')$ and $T_g (\text{Tan Delta})$ ($p < 0.001$). In the first parameter evaluated, the highest value was observed in the samples of the x - 50% (59.10 ° C), y - 50% (57.73 ° C) and x - 100% (57.47 ° W). For the second parameter evaluated, the highest values were observed in the samples of the x - 50% (127.67 ° C) and the y - 50% (128.83 ° C) axis groups. Regarding the modulus of elasticity, the samples of the x - 100% axis group (2155.33MPa at 30 ° C and 272.67MPa at 100 ° C) showed marked stiffness, showing better performances and greater maximum force for the material. Regarding microhardness, the materials printed on the x - 100% axis (21.84HV) obtained higher resistance to deformation. In this way, the influence of fill rate and orientation position was observed for materials made three-dimensional, therefore, the characteristics most favorable to the use in additive manufacture for health will depend on its applicability.

Keywords: Stereolithography, Printing, Three-Dimensional; Resins, Synthetic; Materials Testing; Hardness Tests.

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

% - Porcentagem

°C – Graus Celsius

3D – Tridimensional

3DP – *3D Printing* (Impressão Tridimensional)

ASTM – *American Society for Testing and Materials*

CAD - *Computer Aided Design*

CP – Corpo de Prova

C_p - Calor Específico a Pressão Constante

DICOM – *Digital Imaging and Communications in Medicine*

DMA – Análise Dinâmica Mecânica

DMLS – *Direct Metal Laser Sintering* (Sinterização Direta de Metais por Laser)

DSC - *Differential Scanning Calorimetry*

DTA – Análise Térmica Diferencial

EBM - *Electron Beam Melting* (Fusão por Feixes de Elétrons)

FDM – *Fused Deposition Modeling* (Modelagem por Fusão e Deposição)

FEF - *Freeze-form Extrusion Fabrication* (Fabricação de Extrusão por Congelamento)

g- Grama

gf- Grama-força

HV – Dureza Vickers

IJP – *Inkjet Printing* (Impressão por Jato de Tinta)

J – Joules

Kgf- Quilograma-força

LABFILM - Laboratório de Síntese e Caracterização de Filmes Finos

LT3D – Laboratório de Tecnologia Tridimensionais

LaMMEA - Laboratório de Materiais e Estruturas Ativas

LAPDIGITAL - Laboratório de Prótese Dentária Digital

LENS - *Laser Engineered Net Shaping* (Modelagem por Laser de Engenharia)

LOM – *Laminated Objects Manufacturing* (Manufatura de Objetos Laminados)

LSR - Laboratório de Solidificação Rápida

MA – Manufatura Aditiva

MJM - *Multi-jet Modeling* (Modelagem Multi-Jato)

mN - Milinewton

MPa – Megapascal

mW - Miliwatts

PLT – *Paper Lamination Technology* (Tecnologia de Laminação de Papel)

RFP - *Rapid Freezing Prototyping* (Prototipagem por Congelamento Rápido)

SLA – *Stereolithography*

SLS – *Selective Laser Sintering* (Sinterização Seletiva a Laser)

STL – *Surface Tessellation Language*

Tefg - Temperatura final extrapolada

Teig - Temperatura de início extrapolada

Tg – Transição vítrea

TGA – Termogravimetria

Tmg - Temperatura de ponto médio

UEPB – Universidade Estadual da Paraíba

UFCG – Universidade Federal de Campina Grande

UFPB – Universidade Federal da Paraíba

UV – Ultravioleta

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Processo de estereolitografia.....	23
Figura 2- Etapas do processo da Manufatura Aditiva.....	25
Figura 3- Modelo <i>CAD</i> para impressão 3D.....	26
Figura 4- Modelo tridimensional no formato <i>STL</i>	26
Figura 5- Fatiamento (<i>slicing</i>) da peça.....	27
Figura 6- Programação do equipamento de MA.....	28
Figura 7- Processo de impressão por camadas.....	28
Figura 8- Maquinário para remoção do material não processado.....	29
Figura 9- Pós-Processamento do produto (pós cura)	29
Figura 10- Produto gerado por impressão tridimensional.....	30
Figura 11- Direção de construção dos corpos de prova (eixo X, Y e Z)	31
Figura 12- Efeito escada na definição de uma superfície inclinada 45°	32
Figura 13- Efeito de escada em função do ângulo de inclinação da superfície e espessura da camada.....	33
Figura 14- Impressora <i>3D Rapid Shape P30</i>	37
Figura 15- Corpos de prova modelados em <i>CAD</i>	39
Figura 16- Corpos de prova confeccionados pela impressora <i>3D Rapid Shape P30</i>	39
Figura 17: Aparelho <i>UltraCleaner</i> e o <i>Shera flash-light plus</i>	40
Figura 18- Analisador Térmico Simultâneo da <i>TA Instruments</i> (modelo <i>SDT650</i>)	41
Figura 19- Determinação da <i>Tg</i> em <i>DSC</i> de acordo com a norma <i>ASTM D 3418</i>	41
Figura 20- Analisador Dinamo-mecânico (modelo <i>DMA Q800</i>)	43
Figura 21- Determinação da <i>Tg</i> em <i>DMA</i> de acordo com a norma <i>ASTM D 7028</i>	44
Figura 22- Microdurômetro com a ponta de diamante Vickers (modelo Shimadzu – <i>DUH-211S</i>)	45

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – DSC da amostra testada.....	47
Gráfico 2 – TGA da amostra testada.....	49
Gráfico 3 – Comportamento elástico das amostras estudadas.....	50
Gráfico 4 – Média do Módulo Elástico (em MPa) das amostras obtidas por DMA na temperatura de 30 e 100°C.....	51
Gráfico 5 – Média da Transição vítrea (°C) das amostras por DMA.....	53
Gráfico 6 - Média do ensaio de microdureza Vickers.....	54
Gráfico 7 - Ensaio DMA - Corpo de prova 1, eixo x, 100% de preenchimento.....	64
Gráfico 8 - Ensaio DMA – Corpo de prova 2, eixo x, 100% de preenchimento.....	64
Gráfico 9 - Ensaio DMA – Corpo de prova 3, eixo x, 100% de preenchimento.....	65
Gráfico 10 - Ensaio DMA – Corpo de prova 1, eixo x, 50% de preenchimento.....	65
Gráfico 11 - Ensaio DMA – Corpo de prova 2, eixo x, 50% de preenchimento.....	66
Gráfico 12 - Ensaio DMA – Corpo de prova 3, eixo x, 50% de preenchimento.....	66
Gráfico 13 - Ensaio DMA – Corpo de prova 1, eixo y, 100% de preenchimento.....	67
Gráfico 14 - Ensaio DMA – Corpo de prova 2, eixo y, 100% de preenchimento.....	67
Gráfico 15 - Ensaio DMA – Corpo de prova 3, eixo y, 100% de preenchimento.....	68
Gráfico 16 - Ensaio DMA – Corpo de prova 1, eixo y, 50% de preenchimento.....	68
Gráfico 17 - Ensaio DMA – Corpo de prova 2, eixo y, 50% de preenchimento.....	69
Gráfico 18 - Ensaio DMA – Corpo de prova 2, eixo y, 50% de preenchimento.....	69

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 - Classificação dos processos da MA baseados no estado inicial da matéria-prima.....	21
Quadro 2 - Propriedades da resina <i>SHERAprint-sg</i>	63

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Especificações dos corpos de prova para ensaio <i>DMA</i>	38
Tabela 2 – Média e DP do Módulo Elástico (em MPa) das amostras obtidas por <i>DMA</i> na temperatura de 30 e 100°C.....	51
Tabela 3 - Transição vítrea (°C) do material por <i>DMA</i>	53
Tabela 4 - Ensaio de microdureza Vickers (Média e DP)	54
Tabela 5 - Módulo Elástico das amostras obtidas por <i>DMA</i> na temperatura de 30 e 100°C.....	70
Tabela 6 - Transição vítrea do material por <i>DMA</i>	70
Tabela 7 - Ensaio de microdureza Vickers.....	71
Tabela 8 – Caracterização da resina <i>Sheraprint-sg</i> através dos ensaios térmicos e mecânico pelo processo SLA da MA.....	72

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	18
2.1 MANUFATURA ADITIVA NA SAUDE.....	18
2.2 SISTEMAS DE MANUFATURA ADITIVA.....	21
2.2.1 Processos baseados em material líquido	22
2.2.1.1 Estereolitografia	22
2.2.1.2 Geração de suportes estruturais.....	23
2.2.1.3 Resinas Fotossensíveis para Impressão 3D	24
2.3 ETAPAS DO PROCESSO DA MANUFATURA ADITIVA	25
2.3.1 Orientação de impressão do material	30
2.3.1.1 Espessura e taxa de deposição de preenchimento da camada.....	32
2.4 FATOR DE EMPACOTAMENTO.....	33
3 OBJETIVOS	35
3.1 OBJETIVO GERAL	35
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	35
4 MATERIAIS E MÉTODOS	36
4.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO	36
4.2 LOCAL DE ESTUDO.....	36
4.3 MATERIAL UTILIZADO NA PESQUISA.....	36
4.4 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	37
4.5 ENSAIOS LABORATORIAIS.....	40
4.5.1 Análise Termogravimétrica (TGA) e Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)	40

4.5.2 Análise Dinâmico - Mecânica (DMA)	42
4.5.3 Microdureza Vickers	44
4.6 ANÁLISE DOS DADOS	46
5 RESULTADOS E DISCUSSÃO	47
6 CONCLUSÃO	57
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	58
APÊNDICES	62

1 INTRODUÇÃO

No cenário tecnológico verifica-se a imprescindibilidade de novos inventos, pesquisas e aprimoramentos no intuito de facilitar o trabalho dos profissionais e de melhorar a qualidade dos produtos fabricados. Em virtude disto, ocorre uma constante e profunda premência de atualização acerca das inovações tecnológicas (CAMPBELL; BOURELL; GIBSON, 2012).

A Manufatura Aditiva (MA), também conhecida por prototipagem rápida ou impressão 3D, designa um conjunto de tecnologias de construção automatizada de peças, camada-a-camada (VOLPATO et al., 2007). Ela é considerada uma das técnicas fundamentais da quarta revolução industrial, também denominada de Indústria 4.0 ou manufatura avançada, que diz respeito à integração precisa do ser humano no processo de fabricação, de modo que tenha uma melhoria contínua e um aumento do foco em atividades que agreguem valor ao processo, evitando desperdício de tempo (VAIDYA; AMBAD; BHOSLE, 2018).

Esta tecnologia vem ganhando espaço gradualmente e sua aplicação tem sido bastante vasta, podendo ser encontrada em segmentos como: mobiliário, iluminação, calçados, vestuário, alimentos, construção, instrumentos musicais, aeronáutica, na área médica/odontológica, dentre outros. A construção em camadas concerne uma característica peculiar e oferece vantagens em relação às tecnologias convencionais de manufatura, tais como: produção de protótipos com forma complexa; modulação da densidade do material; combinação de materiais diferentes durante o processo de impressão; capacidade de armazenar os arquivos dos moldes de forma digital; rapidez e precisão na produção de protótipos (GRANT, 2015).

Na área da saúde, a MA pode ser utilizada para a fabricação de biomodelos, guias cirúrgicos, próteses e órteses. O uso dos protótipos tridimensionais, permite aos cirurgiões realizar diagnósticos mais precisos e visualizar estruturas anatômicas previamente à cirurgia. Os guias cirúrgicos também permitem maior previsibilidade através da correta orientação cirúrgica, facilitando e aprimorando o trabalho dos profissionais da saúde. A utilização desta tecnologia pelos pacientes proporciona: melhor estética; redução do tempo operatório e das doses anestésicas; e conseqüentemente, atenuação de infecções hospitalares (PARTHASARATHY, 2014).

Existem várias técnicas de prototipagem e fabricação rápida, diante das quais as mais utilizadas na área médica/odontológica são a Estereolitografia (*SLA*), Impressão a Jato de Tinta (*IJP*), Sinterização Seletiva a Laser (*SLS*) e Impressão Tridimensional (*3DP*) (FREITAS; COSTA; RIBEIRO, 2010). Destes, a estereolitografia foi a técnica escolhida para a realização da presente pesquisa. Tal tecnologia utiliza, como matéria-prima, resina com cura por radiação ultravioleta (UV) a base de epóxi-acrílico. O modelo é elaborado em um programa *CAD* (*Computer Aided Design*), sendo, sucessivamente, transferido para o programa da máquina que inspeciona se o mesmo está adequado e pronto para a impressão. O processo de impressão 3D com resina fotossensível vem ganhando respaldo e progredindo cada vez mais dentre os produtos utilizados na MA e constitui-se em um processo fácil, rápido e limpo (RAVI et al., 2006).

Os materiais utilizados na MA necessitam de atenção especial a posteriori, de modo a identificar a melhor forma de fabricação, e com minimização dos custos financeiros, para aproveitar os recursos explorados sem, com isso, comprometer a qualidade dos manufaturados. Para suprir esta exigência, de modo a atender o propósito requerido, os produtos devem passar por ensaios térmicos e mecânicos específicos. Os resultados destes, irão influir diretamente na qualidade e no desempenho dos produtos (GUESSASMA et al., 2018; HONG et al., 2018).

O estudo pretende contribuir na ampliação, aprofundamento e aquisição do conhecimento científico na área de polímeros fotossensíveis para aplicação em tecnologia da MA. Assim, esta pesquisa foi conduzida de modo a executar ensaio mecânico (microdureza Vickers) e térmicos (DSC, TGA e DMA) com a finalidade de avaliar as propriedades da resina *Sheraprint-sg*, utilizada para confecção de guias cirúrgicos. E dessa forma, caracterizá-la com base nos ensaios laboratoriais executados.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 MANUFATURA ADITIVA NA SAÚDE

A Manufatura Aditiva (MA) pode ser elucidada como um conjunto de tecnologias de construção automatizada de peças, utilizadas para construir modelos físicos, protótipos, componentes de ferramentas e produção de pequenas séries por processos aditivos (VOLPATO et al., 2007).

A origem da Manufatura Aditiva baseia-se em duas técnicas: a topografia e a fotoescultura. A primeira foi um método desenvolvido por Blather (1892) em meados do século XIX para a confecção de mapas de relevo, e baseia-se na impressão de uma série de discos de areia contendo as curvas de nível das cartas topográficas, obtendo-se desta forma a reprodução de superfícies tridimensionais. Enquanto que a fotoescultura foi elaborada por François Willème e propunha o posicionamento de 24 câmeras fotográficas igualmente distribuídas em torno de um objeto, colocado no centro de uma sala circular (WILLÈME, 1864). Em 1984, Chuck Hull foi pioneiro em produzir um protótipo a partir de um arquivo virtual cuja invenção foi denominada de estereolitografia (*SLA*). Esta técnica foi definida por Hull como “método e máquina para fazer objetos sólidos através da impressão sucessiva de finas camadas do material UV curável, uma em cima da outra” (HULL, 1984; WANG et al., 2017).

A tecnologia desenvolvida por Hull (1984) tem servido como base, nas últimas três décadas, para a criação de novos processos de impressão 3D. Apesar de cada método de fabricação estar associado a formas de impressão, materiais específicos, precisão, velocidade de impressão e custos diferenciados, todas as técnicas compartilham do mesmo conceito, a confecção camada a camada de um objeto tridimensional (LUNSFORD et al., 2016).

No mundo contemporâneo, as tecnologias aplicadas estrategicamente em saúde desempenham papel fundamental na resolução de problemas de diagnóstico e de tratamento. No intuito de reduzir cada vez mais erros cometidos em cirurgias médicas, faz-se necessário um conjunto de informações antes deste procedimento, como o exame clínico, laboratoriais e de imagens. Nesse sentido, a MA permite um completo

planejamento cirúrgico, diminuindo as intercorrências capazes de trazer danos posteriores aos pacientes, trazendo benefícios, principalmente, nas áreas da Medicina e da Odontologia com destaque na fabricação de biomodelos, próteses e órteses personalizados e guias cirúrgicos (FREITAS; COSTA; RIBEIRO, 2010; GRANT, 2015).

Os biomodelos na Manufatura Aditiva são protótipos biomédicos utilizados com fins didáticos (na área de ensino e aprendizagem), para a simulação de procedimentos cirúrgicos, como também na produção e adaptação de placas, parafusos e próteses. Assim, o modelo tridimensional pode ser utilizado para o planejamento pré e intra-operatório, fornecendo informações mais detalhadas quanto ao volume e qualidade óssea ou restrições anatômicas durante o procedimento cirúrgico. Como resultado, as osteotomias e reconstruções ósseas são planejadas e definidas com precisão e adaptadas à anatomia do paciente. Isto propende reduzir o tempo do procedimento cirúrgico e, por conseguinte, o período de anestesia e o risco de infecção, trazendo melhores resultados para os pacientes, bem como contribuindo na redução dos custos globais para os hospitais. Desse modo, a tecnologia da Manufatura Aditiva aumentou a previsibilidade cirúrgica, permitindo um planejamento mais realista e singular de cada caso (ROSA; OLESKOVICZ; ARAGÃO, 2004).

As próteses e órteses são dispositivos capazes de prover assistência, reabilitação e melhorar a qualidade de vida de pessoas com algum tipo de deficiência. A órtese é um dispositivo permanente ou transitório, utilizado para auxiliar as funções de um membro, órgão ou tecido, evitando deformidades ou sua progressão e/ou compensando insuficiências funcionais. Enquanto a prótese constitui-se em um dispositivo permanente ou transitório que substitui total ou parcialmente um membro, órgão ou tecido. Esses produtos podem ser confeccionados tridimensionalmente de forma a se adaptar às particularidades do paciente, apresentar melhor custo financeiro, menor tempo de produção e de quantidade de consultas presenciais por parte do usuário se comparado com a forma tradicional de fabricação (SANTOS et al., 2016).

Chua, Leong e Lim (2010) relataram casos de sucesso do uso da manufatura aditiva em próteses. Os autores citaram, por exemplo, o caso da substituição de próteses de quadril e outras operações similares que costumavam ser feitas com peças de dimensões limitadas. Ressaltaram que, comumente, as necessidades dos pacientes não se enquadravam nas dimensões estipuladas pelos fabricantes, acarretando operações mais complexas e dispendiosas. Enquanto, a manufatura aditiva torna economicamente

acessível a obtenção de próteses customizadas que atendam às necessidades personalizadas de cada paciente.

Outra área que vem se beneficiando com a MA é a de cirurgias de implante e a do complexo bucomaxilofacial. Nesse sentido, a tecnologia vem sendo empregada na fabricação de moldes para próteses customizadas e guias cirúrgicos, utilizados em cirurgias de reconstruções ósseas e também para reparar deformidade de qualquer parte do corpo. O guia cirúrgico permite orientar a colocação dos implantes, identificando os cuidados pré-operatórios para o planejamento dos melhores sítios e angulações desses implantes (TENÓRIO et al., 2015).

No que tange a impressão 3D, Bencharit et al. (2018) e Unkovskiy et al. (2018) mostraram que guias cirúrgicos impressos pelo sistema da estereolitografia apresentaram baixo custo e foram capazes de transferir com eficácia a posição do implante. Nesses estudos, ainda foram relatados uma colocação mais precisa do implante, em comparação com os convencionalmente fabricados.

É importante ressaltar que os materiais tridimensionais necessitam ser esterilizados antes de entrar em contato com o organismo do paciente. Ademais, em relação à bioimpressão, a Anvisa ainda não permite que material impresso em 3D seja implantado no corpo. Portanto, a produção dessas peças se torna moldes para a criação de próteses (MATOZINHOS et al., 2017).

Para Campbell, Bourell e Gibson (2012), as aplicações da manufatura aditiva na saúde são inúmeras, já que os tratamentos podem ser singularizados segundo as necessidades fisiológicas de cada paciente. Desse modo, a MA no setor da saúde apresenta algumas vantagens, designadamente: facilidade de customizar e alterar produtos; a capacidade de produção de objetos com geometria complexa; redução do tempo necessário para a execução do procedimento cirúrgico; redução do número de revisões pós-cirúrgicas; dentre outras (NETO et al., 2015).

Segundo Deeb et al. (2017), ainda é comum que modelos impressos tridimensionalmente, como pelo método *SLA*, apresentem algum tipo de distorção. As maiores imprecisões parecem estar relacionadas à manipulação de dados pelo operador; às características das resinas fotossensíveis; bem como do próprio processo de impressão.

2.2 SISTEMAS DE MANUFATURA ADITIVA

Os diversos processos de manufatura aditiva disponíveis no mercado seguem uma metodologia de formação de peças similar, através da adição de material camada por camada. A distinção existente entre elas se refere ao estado inicial da matéria-prima (RAVI et al., 2006). Dessa forma, podem ser classificados em processos baseados em líquido, sólido e pó, conforme o Quadro 1.

Quadro 1- Classificação dos processos da MA baseados no estado inicial da matéria-prima.

Baseado em líquido	Baseado em sólido	Baseado em pó
Estereolitografia (<i>SLA</i>)	Modelagem por Fusão e Deposição – <i>FDM</i>	Sinterização Seletiva a Laser (<i>SLS</i>)
Impressão por Jato de Tinta (<i>IJP</i>)	Manufatura de Objetos Laminados (<i>LOM</i>)	Sinterização Direta de Metais por Laser (<i>DMLS</i>)
Prototipagem por Congelamento Rápido (<i>RFP</i>)	Tecnologia de Laminação de Papel (<i>PLT</i>)	Impressão Tridimensional (<i>3DP</i>)
Modelagem Multi-jato (<i>MJM</i>)	Fabricação de Extrusão por Congelamento (<i>FEF</i>)	Fusão por Feixe de Elétrons (<i>EBM</i>)
		Modelagem por Laser de Engenharia (<i>LENS</i>)

Fonte: Adaptado de Rodrigues et al. (2017)

Os processos baseados em líquido envolvem a polimerização da resina líquida por um laser UV (Estereolitografia – *SLA*) ou o jateamento da resina líquida por um cabeçote e subsequente cura por exposição à luz UV (Impressão por Jato de Tinta - *IJP*). Já em alguns métodos baseados em sólido, o material é fundido previamente a sua deposição (Modelagem por Fusão e Deposição – *FDM*). Enquanto em outros, uma lâmina de material é recortada e adicionada para construir um objeto (Manufatura de Objetos Laminados – *LOM* e Tecnologia de Laminação de Papel - *PLT*). Finalmente, nos sistemas baseados em pó, emprega-se um laser para o seu processamento (Sinterização Seletiva a Laser – *SLS* e Sinterização Direta de Metais por Laser - *DMLS*) ou um aglutinante

aplicado por um cabeçote do tipo jato de tinta (Impressão Tridimensional – 3DP) (VOLPATO et al., 2007).

2.2.1 Processo baseado em material líquido

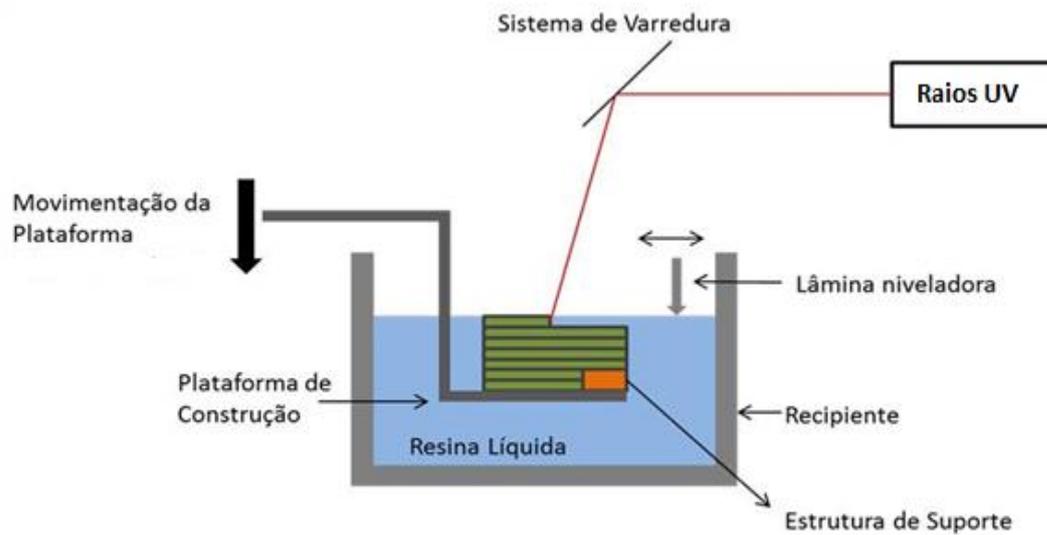
O presente trabalho estudou a impressão tridimensional estereolitográfica com um tipo de resina fotossensível, a *Sheraprint-sg* da marca Straumann, portanto, será dada prioridade em detalhar esse processo.

2.2.1.1 Estereolitografia (SLA)

A *SLA* é considerada a tecnologia que iniciou a revolução da prototipagem rápida, com a primeira patente emitida em 1984 por Charles W. Hull que introduziu o primeiro equipamento no mercado em 1988. Esse processo fundamenta-se na polimerização de resina fotossensível através de uma fonte de luz ultravioleta LED (normalmente com comprimento de onda 325nm) (WANG et al., 2017; HONG et al., 2018).

Nessa perspectiva, a máquina apresenta um recipiente preenchido com resina, no qual há uma plataforma que se movimenta na vertical. Um computador transmite para a plataforma a primeira camada do modelo virtual a ser polimerizada e assim, desencadeia uma reação que promove a formação de uma cadeia polimérica entre as moléculas do monômero dispersas na resina, ocorrendo a solidificação. Posteriormente, a plataforma desce, imergindo a primeira camada solidificada na resina e permitindo que uma nova camada seja polimerizada sobre a anterior até a formação completa do produto. Ao final, introduz-se o modelo em um forno de radiação ultravioleta para ser submetido a uma cura completa (CHUA; LEONG; LIM, 2010; LIU et al., 2018). A Figura 1 ilustra o processo da esterolitografia.

Figura 1- Processo de estereolitografia.



Fonte: Adaptado de Chua, Leong e Lim (2010)

2.2.1.2 Geração de suportes estruturais

Na maioria dos processos de fabricação aditiva, as zonas sem apoio ou em balanço necessitam ter suportes estruturais. Os suportes estruturais são usados para fixar o modelo ao elevador, evitando a sua construção diretamente sobre a plataforma e possibilitando assim, a sua remoção sem danos. Ademais, permitem compensar qualquer desalinhamento angular e reduzir o risco de empenos e distorções. Após o processo de fabricação dos modelos, a remoção dos suportes estruturais pode ser realizada através de: remoção mecânica, por dissolução química ou térmica (neste caso o material de suporte deve possuir menor temperatura de fusão que o material de construção do modelo) (SILVA, 2007).

2.2.1.3 Resinas Fotossensíveis para Impressão 3D

Os polímeros são macromoléculas compostas pela ligação de moléculas de menor tamanho e peso molecular, denominadas monômeros, e a reação química que resulta na combinação dos monômeros originando o polímero é denominada polimerização. Nesse sentido, as reações fotoquímicas se dão quando há absorção de luz na faixa de comprimento de onda que vão do Ultravioleta ao visível ou pela energia liberada em reações químicas (CALLISTER, 2007).

Segundo Gibson, Rosen e Stucker (2010), vários tipos de radiação podem ser utilizados para cura de materiais fotossensíveis, dentre eles tem-se os raios gama, raios-X, feixe de elétrons, UV e em alguns casos a luz visível. A estereolitografia apresenta uma variedade de polímeros fotossensíveis com destaque para a utilização de resinas epóxi-acrilato. A adição de acrilato possibilitou aumentar a velocidade da reação de cura e a reduzir o efeito da umidade na polimerização do epóxi, permitindo construir peças com uma resistência superior e com integridade suficiente para permitir seu manuseio sem distorção. Em contrapartida, o epóxi atua como plastificante mantendo-se na fase líquida enquanto há a formação da rede do monômero acrilado. Desse modo, embora se trate de um sistema heterogêneo, o modelo resultante aparenta ser homogêneo melhorando o resultado final.

Existe uma ampla variedade de fotopolímeros rígidos, flexíveis, opacos ou transparentes desenvolvidos para as impressoras estereolitográficas. Comparada a outros processos de manufatura aditiva, a *SLA* consegue obter boa precisão e acurácia. No entanto, algumas limitações também podem ser encontradas, pois é necessário que as resinas fotocuráveis disponham de transparência óptica e permitam a penetração suficiente de luz para garantir boa aderência entre as camadas (LIU et al., 2018).

Além disso, outra questão inerente a estereolitografia refere-se à contração dimensional. Esse fenômeno acontece durante a fase de construção da peça, bem como na fase de pós-cura quando o laser ou radiação UV fotopolimeriza a resina. Assim, a transformação dos monômeros em polímero aumenta o número de ligações covalentes que por serem mais fortes que as forças intermoleculares de Van der Waals, promovem contração da área da camada. Dessa forma, a contração está diretamente relacionada ao grau de polimerização da resina e, por conseguinte, aos fatores que o influenciam

diretamente, como a concentração de fotoiniciadores, a intensidade da radiação, a temperatura de cura e a estrutura do monômero (COELHO; ARAUJO; THIRÉ, 2018).

2.3 ETAPAS DO PROCESSO DA MANUFATURA ADITIVA

Gibson, Rosen, Stucker (2010) definiram oito etapas fundamentais, conforme o esquema da Figura 2, para a produção utilizando a MA:

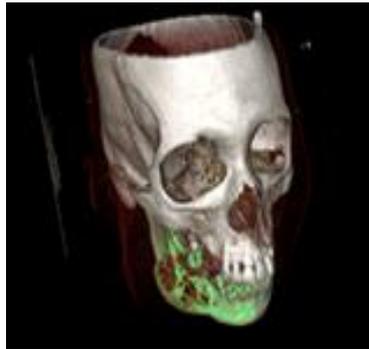
Figura 2 - Etapas do processo da Manufatura Aditiva.



Fonte: Elaborada pela Autora

Etapa 1: A fabricação de modelos tridimensionais (3D) inicia-se a partir de um modelo *CAD* (Figura 3) que pode ser obtido através de equipamentos de tomografia computadorizada, ressonância magnética e ainda de sistemas de varredura tridimensional que produzem imagens que são armazenadas no formato *DICOM* (*Digital Imaging and Communications In Medicine*). O padrão *DICOM* constitui uma linguagem comum entre computadores e os equipamentos de imagem (SILVA, 2007).

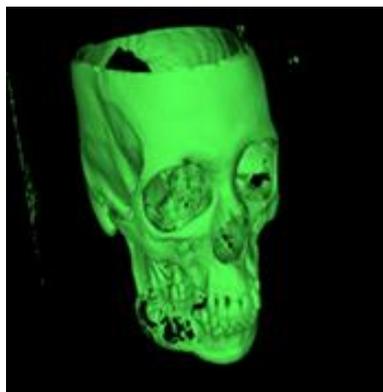
Figura 3- Modelo *CAD* para impressão 3D.



Fonte: LT3D - NUTES

Etapa 2: Uma vez que as imagens tenham sido adquiridas nos parâmetros adequados e no formato *DICOM*, o próximo passo é o processamento destas imagens, através de *softwares* de modelagem específico, como o *InVesalius* e o *Rhinoceros*. Esses softwares irão realizar a sobreposição das fatias do exame e construir, a partir das imagens bidimensionais, um modelo tridimensional no formato *STL* (*Surface Tessellation Language*), conforme Figura 4. O formato *STL* é largamente utilizado, e constitui-se na representação geométrica da superfície do modelo em malha triangular, sem detalhes de cores ou texturas comuns em sistemas *CAD*. A malha de representação 3D caracteriza-se por uma modelagem eletrônica e tridimensional de determinado objeto (CAMPBELL; BOURELL; GIBSON, 2012).

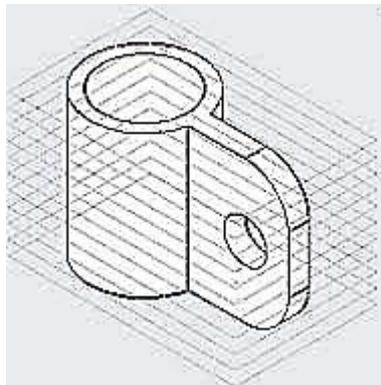
Figura 4- Modelo tridimensional no formato *STL*.



Fonte: LT3D - NUTES

Etapa 3: O processamento das informações contidas no arquivo *STL* é feito através da preparação do modelo, necessária às fases seguintes. Ele é submetido a uma série de ajustes referentes à validação e correção do modelo com o objetivo de otimizar propriedades mecânicas, melhorar a aparência ou reduzir o ciclo e o custo do produto. Nessa etapa é feita a definição da orientação do objeto, o que afeta diversas características do protótipo final, como o total de fatias geradas no fatiamento (*slicing*). As fatias representam um plano de seção transversal associado à uma espessura uniforme, e cada uma é varrida (*scan*) para que se possa determinar com exatidão o formato desejado e o planejamento da trajetória de adição, como pode ser visto na Figura 5 (CHUA; LEONG, 2014).

Figura 5- Fatiamento (*slicing*) da peça.



Fonte: Adaptado de Gibson, Rosen, Stucker (2010)

Etapa 4: Os parâmetros de processo do equipamento de MA são ajustados (Figura 6). Esta etapa possui várias configurações que variam com cada tecnologia, e se configura em uma fase fundamental por determinar o tempo de construção, a espessura das camadas e a qualidade final do produto (GIBSON; ROSEN; STUCKER, 2010).

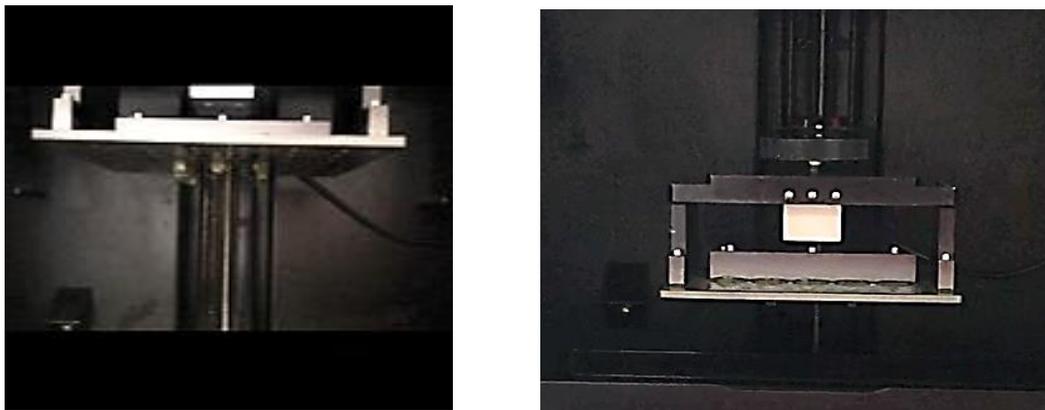
Figura 6- Programação do equipamento de MA.



Fonte: Elaborada pela Autora

Etapa 5: Cada processo de MA utilizará uma abordagem diferente para a geração de camada, porém todas seguirão uma sequência similar de construção que se baseia no deslocamento vertical de uma plataforma ou cabeçote inúmeras vezes até que o produto esteja completo, como na Figura 7 (LUNSFORD et al., 2016).

Figura 7- Processo de impressão por camadas.



Fonte: Elaborada pela Autora

Etapa 6: Finalmente após a confecção da peça, a mesma deve passar por outras operações, como remoção de resíduo de material não processado e de estruturas de suporte (Figura 8).

Figura 8- Maquinário para remoção do material não processado.



Fonte: LT3D - NUTES

Etapa 7: O produto semi-acabado passa por operações finais para ser submetido a uma cura completa (o grau de polimerização da peça recém-fabricada por *SLA*, por exemplo, é de 80 a 90%), o que permite o aumento da resistência mecânica e assevera as características físicas desejadas. E ainda, operações secundárias são necessárias para garantir qualidade estética à peça, como pintura e tratamentos de superfícies (Figura 9) (CAMPBELL; BOURELL; GIBSON, 2012).

Figura 9- Pós-Processamento do produto (pós-cura).



Fonte: Elaborada pela Autora

Etapa 8: O produto está pronto para ser utilizado (Figura 10).

Figura 10- Produto gerado por impressão tridimensional.



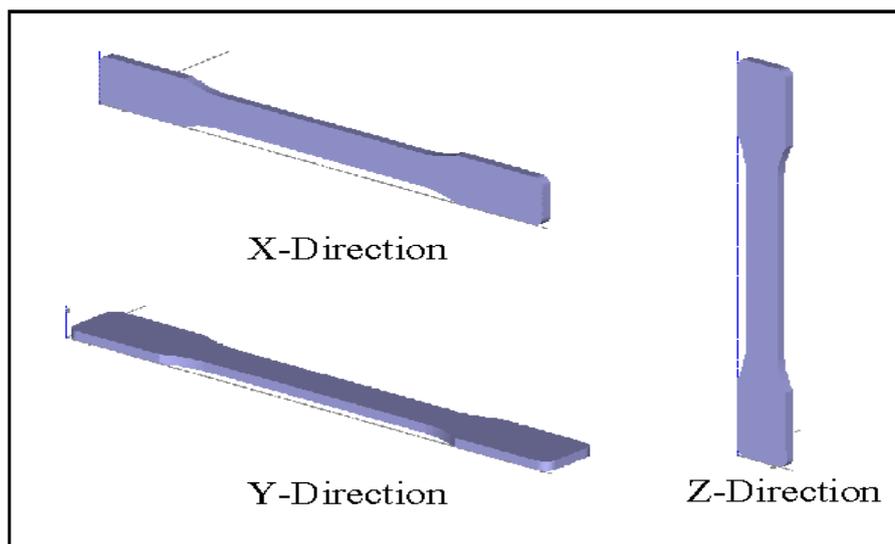
Fonte: LABTEC 3D - NUTES

2.3.1 Orientação de impressão do material

A orientação de impressão influencia a qualidade do modelo final, o tempo de construção, a necessidade de suportes estruturais e alguns problemas associados ao processo de fabricação, tais como distorções, empenos e tensões residuais (SILVA, 2007).

As peças produzidas em um processo de adição de camadas apresentam estruturas com propriedades anisotrópicas. A anisotropia refere-se a uma tendência direcional da propriedade física de um material, o que implica que o material possui diferentes características mecânicas para cada eixo de construção (MONZÓN et al., 2017; UNKOVSKIY, 2018). A Figura 11 mostra os eixos de orientação para a impressão do material.

Figura 11- Direção de construção dos corpos de prova (eixo X, Y e Z).



Fonte: Adaptado de Monzón et al. (2017)

Nos estudos de Dulieu-Barton e Fulton (2000), as peças produzidas em orientação vertical, com tecnologia *SLA*, apresentaram maior rigidez, enquanto as fabricadas em uma configuração horizontal exibiram maior fragilidade. Além disso, Blanco, Fernandez e Noriega (2014) afirmaram que o tempo de exposição a UV é o principal parâmetro que afeta as propriedades mecânicas da peça. Eles fabricaram amostras de teste usando a resina PolyJet RGD240 com o equipamento Object 30 (Stratasys) e concluíram que as superfícies construídas verticalmente sem suportes são mais resistentes do que peças fabricadas com suportes ou em outras orientações. Monzón et al. (2017) explicaram isto mediante a cura excessiva através do maior número de camadas, ou seja, a força de adesão entre as camadas é forte e semelhante a adesão do material na mesma camada.

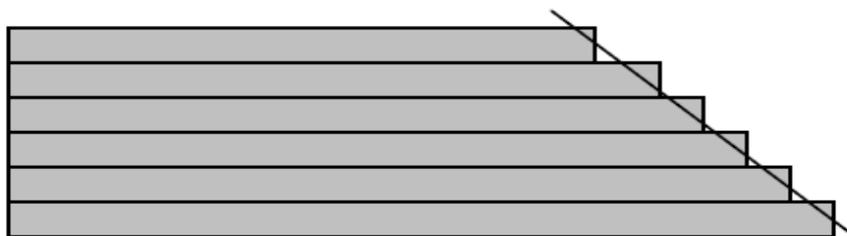
Unkovskiy et al. (2018) avaliaram a influência dos parâmetros de impressão nas propriedades de flexão e precisão dos objetos impressos em *SLA*. Trinta espécimes foram impressos na orientação de 0°, 45° e 90°. Observou-se que a orientação da impressão influencia a precisão da mesma. Os parâmetros impressos ao longo do eixo 0° são particularmente propensos a imprecisões. Espécimes impressas com 45° de orientação foram consideradas mais precisas. Os impressos na orientação de 90°, orientação de camada paralela à carga axial, mostraram a resistência à flexão e módulo de flexão superiores.

2.3.1.1 Espessura e taxa de deposição de preenchimento da camada

Ainda no planejamento para fabricação por camada, deve ser considerada a possibilidade de planejar o fatiamento e preenchimento da camada. As fatias são definidas pela espessura da camada, onde será feita a deposição do material que constitui o protótipo através da interação entre os planos paralelos ao eixo de construção e a malha do arquivo *STL*. O fatiamento pode definir a qualidade superficial do protótipo e o tempo necessário para sua construção. É necessário destacar que quanto maior for as camadas, maiores serão os degraus nas superfícies e menor será o tempo de construção, porém com comprometimento da qualidade superficial do protótipo (CHUA; LEONG, 2014; VOLPATO et al., 2007).

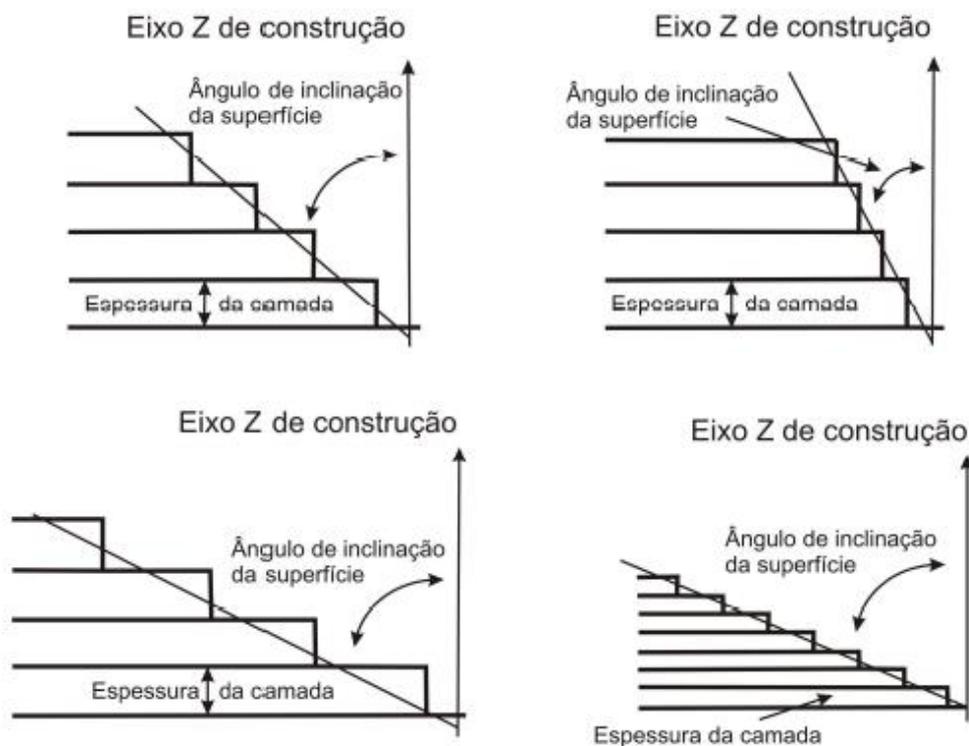
Vale ressaltar que algumas características, como o “efeito escada”, são inerentes ao processo de MA (representado na Figura 12). Esse fenômeno está diretamente ligado à orientação da peça, à altura da construção, a qualidade da superfície, à área da base de apoio, às propriedades mecânicas, à distorção (retração dimensional devido ao resfriamento após construção) e à geração de suporte. O efeito escada implica na descontinuidade da superfície da peça prototipada, devido ao efeito do resfriamento e da deposição de camadas. Portanto, ele ocorre quando se fabrica uma superfície inclinada empilhando várias camadas, gerando diferenças de níveis cada vez maiores em função do ângulo, conforme ilustrado na Figura 13. Esse processo de inclinação da superfície pode ser minimizado mediante a redução da espessura de cada camada, com consequente aumento no tempo de construção (SILVA, 2007).

Figura 12- Efeito escada na definição de uma superfície inclinada 45°.



Fonte: Adaptado de Silva (2007)

Figura 13 - Efeito de escada em função do ângulo de inclinação da superfície e espessura da camada.



Fonte: Adaptado de Silva (2007)

2.4 FATOR DE EMPACOTAMENTO

Outras características que influenciam o processo de fabricação em MA são as propriedades dos materiais a serem utilizados, como o tamanho da partícula, formato e sua distribuição granulométrica. Essas características influenciam na densidade de empacotamento, podendo afetar a densidade e contração final da peça. Se a camada impressa tiver uma baixa densidade, por exemplo, poderá haver maior distorção nas peças fabricadas (VOLPATO, 2007).

O fator de empacotamento atômico representa a razão entre o volume ocupado pelos átomos da sua célula unitária e o próprio volume da célula unitária. Em vista disso, objetiva informar quantos átomos podem ser organizados na estrutura cristalina e determinar a qualidade no empilhamento. Assim, a influência das partículas se aplica de

forma que quanto menor for seu tamanho, maior será a área superficial por unidade de volume em um contato direto com o feixe de raios ultravioleta da impressora tridimensional. Enquanto que mais irregular for o formato da partícula, menor a densidade de empacotamento (ASHBY; JONES, 2003).

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

- Caracterizar térmica e mecanicamente a performance da resina *Sheraprint-sg*, utilizada como matéria-prima para confecção de guias cirúrgicos, impressa pelo método da Estereolitografia (SLA).

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Comparar a influência das orientações de construção (eixo x e eixo y) e taxa de preenchimento (50% e 100%) na resistência termo-mecânica dos corpos de prova;
- Evidenciar as características termo-mecânicas para uso em Manufatura Aditiva na saúde;
- Determinar a estabilidade térmica da resina *Sheraprint-sg* para a esterilização dos guias cirúrgicos;
- Definir o comportamento elástico da resina *Sheraprint-sg*;
- Complementar a ficha técnica do fabricante pela caracterização termo-mecânica da resina *Sheraprint-sg*.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 DELINEAMENTO DO ESTUDO

A presente pesquisa foi um estudo experimental do tipo pesquisa laboratorial, onde realizou-se uma abordagem indutiva com procedimento comparativo-descritivo (LAKATOS; MARCONI, 2010).

4.2 LOCAL DE ESTUDO

O estudo foi desenvolvido no Laboratório de Síntese e Caracterização de Filmes Finos – LABFILM/CEAR/UFPB e no Laboratório de Solidificação Rápida – LSR/CT/UFPB, localizados na cidade de João Pessoa. E ainda, no Laboratório de Materiais e Estruturas Ativas – LaMMEA/UFCG, em Campina Grande.

4.3 MATERIAL UTILIZADO NA PESQUISA

O material empregado nessa pesquisa foi a resina de impressão 3D, *SHERAprint-sg* (SHERA Werkstoff-TechnologieGmbH & Co KG, Lemförde, Germany) da marca Straumann, registrada pela Anvisa e exclusiva para confecção de guias cirúrgicos. A escolha dessa marca justifica-se por ser de referência e padrão-ouro no mercado. No entanto, algumas propriedades desse material ainda se encontram indeterminados pelo próprio fabricante, conforme o Apêndice A.

4.4 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Os corpos de provas foram confeccionados no LAPDIGITAL (Laboratório de Prótese Dentária Digital), situado em João Pessoa, utilizando a impressora 3D Rapid Shape P30 (RapidShape GmbH, Heimsheim, Germany) da marca Straumann (Figura 14).

Figura 14 - Impressora 3D Rapid Shape P30.



Fonte: Elaborada pela Autora

A caracterização térmica-mecânica de corpos de prova impressos pelo processo *SLA*, a princípio, fundamentou-se em uma consistente revisão da literatura científica pertinente ao assunto, também se efetuou o estudo das normas construtivas dos corpos de prova.

Os corpos de prova designados ao ensaio de microdureza Vickers, seguiram os padrões da ASTM E384-11 (2012), apresentando um formato circular com dimensão de 6mm x 3mm. No total, foram impressos 20 corpos de provas no eixo x (n=10) e y (n=10) de orientação. O tamanho da amostra foi definido inicialmente com base em estudos prévios sobre o tema (SILVEIRA et al. 2012; PEREIRA et al. 2012). Ademais, o cálculo amostral a posteriori foi realizado para determinar o poder estatístico obtido e avaliar se o tamanho da amostra inicial foi adequado para fornecer conclusões estatisticamente confiáveis (FAUL et al., 2007).

Os ensaios térmicos foram realizados em triplicata baseados nos estudos de Wan et al. (2015) e Wang et al. (2015). Para a execução dos ensaios da Calorimetria Exploratória Diferencial (*DSC*) e Termogravimetria (*TGA*) utilizaram-se 3 corpos de prova resultantes do ensaio de microdureza e tendo como parâmetros a ASTM D3418-08.

No que se refere a análise Dinâmico-Mecânica (*DMA*), as amostras foram confeccionadas em formato retangular com dimensões de 50mm x 10mm x 4mm, de acordo com a norma ASTM D7028-07. Sendo impressos 3 corpos de prova para cada eixo de orientação (x e y) e cada taxa de preenchimento (50% e 100%), totalizando 12 amostras, conforme a Tabela 1.

Tabela 1- Especificações dos corpos de prova para ensaio *DMA*.

Corpos de Prova (CP)	Taxa de preenchimento	Orientação de impressão
CP 1 (n=3)	50%	Eixo x
CP 2 (n=3)	50%	Eixo y
CP 3 (n=3)	100%	Eixo x
CP 4 (n=3)	100%	Eixo y

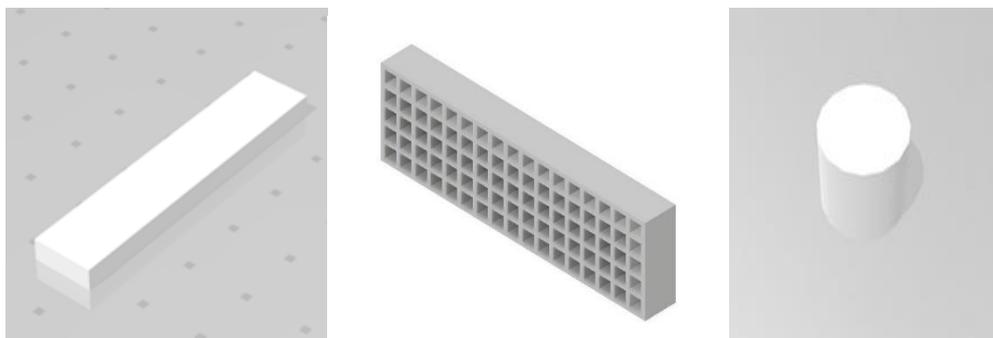
Fonte: Elaborada pela Autora

Vale salientar que não foi possível o posicionamento do eixo Z, uma vez que necessitaria de um produto de aderência para fixação dos corpos de prova na bandeja de impressão e ainda, quanto maior a quantidade de estruturas de suporte mais susceptível a empenos e distorções (MONZÓN et al., 2017).

Dessa forma, a partir das dimensões mencionadas, os corpos de prova foram modelados (Figura 15) e posteriormente, exportado em extensão *STL* através do software de modelagem tridimensional *Rhinoceros 3D (Rhino3D)*. Em seguida, o arquivo *STL* foi importado no *software* de definição de parâmetros e processos para impressão 3D em estereolitografia (*Netfabb Rapid Shape*). Vale ressaltar que o número de camadas foi gerado automaticamente pelo *software*, no sentido de adição de camadas, logo, depende da posição de como o corpo de prova será situado na bandeja de impressão. Diante disto, para os corpos de prova no eixo X (vertical) determinou-se 101 camadas sobrepostas, já

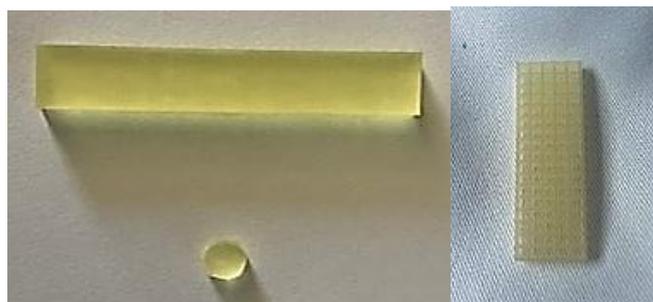
no eixo Y (horizontal) foram 51 camadas. No que corresponde à taxa de preenchimento de camadas foram estabelecidas duas variáveis para as amostras, respectivamente 50% e 100% de preenchimento interno estrutural. Os corpos de prova prontos para o uso encontram-se ilustrados na Figura 16.

Figura 15- Corpos de prova modelados em *CAD*.



Fonte: Elaborada pela Autora

Figura 16- Corpos de prova confeccionados pela impressora *3D Rapid Shape P30*.



Fonte: Elaborada pela Autora

Todas as amostras foram submetidas a um pós-processamento. Primeiramente, foram colocadas no aparelho *UltraCleaner 750* com solução de isopropanol 100% para eliminação de monômeros residuais e remoção das estruturas de suporte. Em seguida, foram submetidas a uma pós-cura com o aparelho *Shera flash-light plus* com espectro de distribuição de 280-700nm e que emite 10 flashes por segundo durante 1 minuto em cada lado da amostra (Figura 17).

Figura 17: Aparelho *UltraCleaner* e o *Shera flash-light plus*.



Fonte: Elaborada pela Autora

4.5 ENSAIOS LABORATORIAIS

4.5.1 Análise Termogravimétrica (TGA) e Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC)

A Termogravimetria é definida como a técnica na qual a massa de uma substância é medida em função da temperatura. O registro da análise é a curva termogravimétrica, onde o peso deve ser colocado no eixo das ordenadas, com valores decrescentes de cima para baixo e o tempo (t) ou a temperatura (T) no eixo das abcissas, com valores decrescentes da direita para a esquerda. Enquanto a Calorimetria Exploratória Diferencial consiste em medir a diferença de energia fornecida à substância em função da temperatura. O registro da curva de *DSC* é expresso em termos de fluxo de calor em miliwatts (mW) versus temperatura (em °C) ou tempo (em minutos). O *DSC* trata-se de um método calorimétrico no qual são aferidas as diferenças de energia e fornecidas informações quantitativas sobre as mudanças de entalpia do polímero (IONASHIRO, 2004).

Os ensaios foram realizados no LABFILM/UFPB utilizando o equipamento Analisador Térmico Simultâneo da TA Instruments, modelo SDT650 (Figura 18). As amostras, pesando cerca de 5mg, foram colocadas em cadinhos de platina com taxa de aquecimento de 20°C/min (OH et al., 2014). A rampa de aquecimento foi da temperatura ambiente até a temperatura final de 480°C.

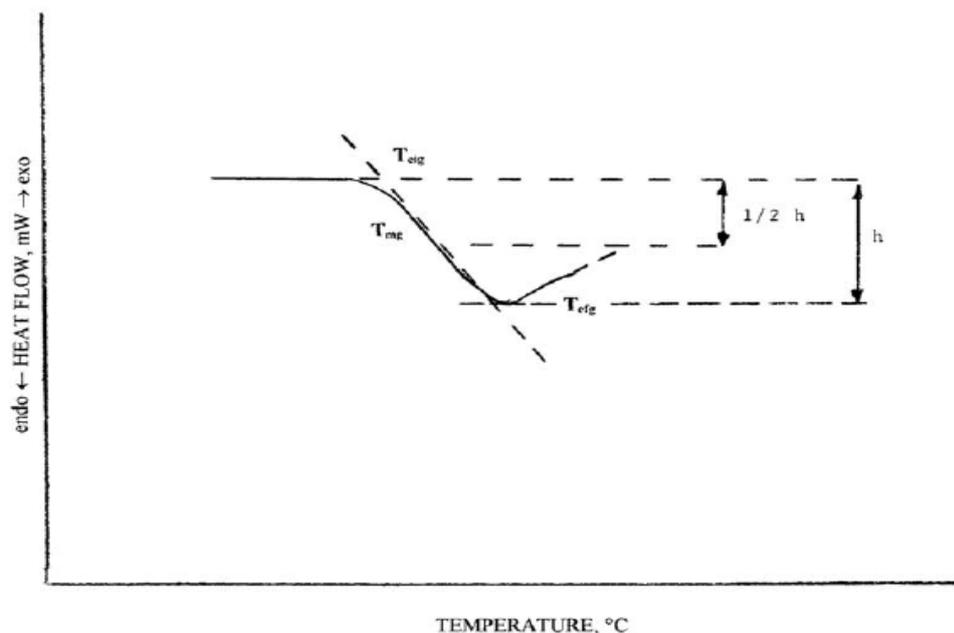
Figura 18- Analisador Térmico Simultâneo da TA Instruments (modelo SDT650).



Fonte: Elaborada pela Autora

A transição vítrea (T_g) caracteriza-se como a temperatura na qual um material amorfo ou semicristalino passa de um estado vítreo para um estado elastomérico. No *DSC* a T_g é determinada pela mudança de C_p (calor específico a pressão constante) (OH et al., 2014). Conforme a ASTM D3418-08, a transição vítrea de polímeros submetidos a análise por *DSC* pode ser calculada segundo a Figura 19, onde T_{eig} = temperatura de início extrapolada, °C; T_{efg} = temperatura final extrapolada, °C; e T_{mg} = temperatura de ponto médio, °C, sendo esta última mais comumente utilizada como valor de T_g .

Figura 19- Determinação da T_g em *DSC* de acordo com a norma ASTM D 3418.



Fonte: ASTM D 3418 (2008)

A entalpia (ΔH) mede a máxima energia em um sistema termodinâmico em forma de calor. Essa entalpia corresponde a área do pico que pode ser calculada ao longo do tempo de acordo com a equação como uma integral da diferença entre o sinal do DSC e da linha de base, conforme a equação abaixo:

$$\Delta H = \int_{t_1}^{t_2} [\text{DSC}(t) - \text{linha_de_base}(t)] dt$$

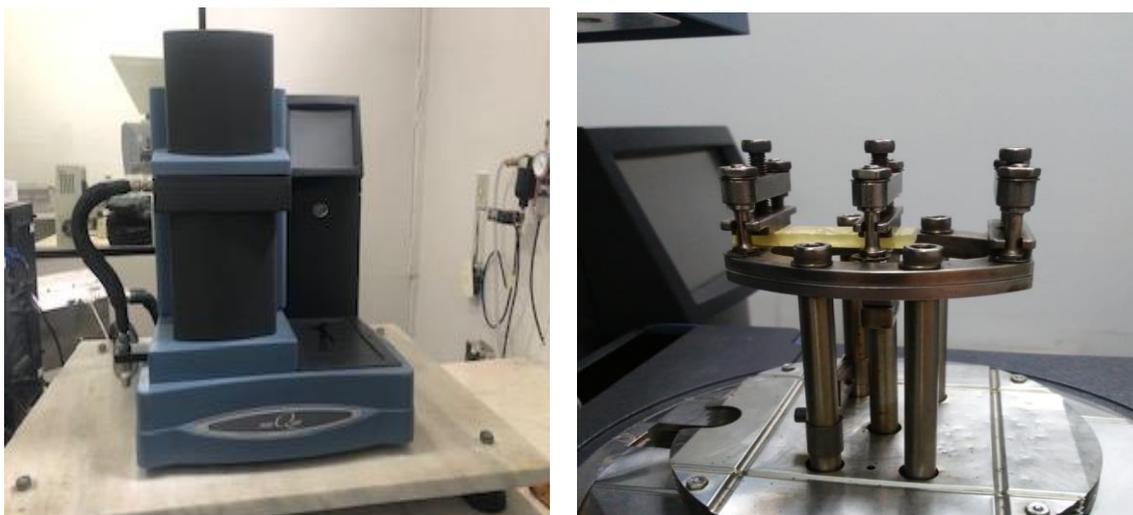
A integração é sempre realizada a partir do menor tempo (t_1) para o maior tempo (t_2) de análise, pois o calor é determinado a partir de um processo dinâmico. Portanto, a integral é sempre positiva, se a diferença $\text{DSC}(t) - \text{referência}(t)$ for positiva e negativa se $\text{DSC}(t) - \text{referência}(t)$ for negativa no intervalo de integração em estudo (IONASHIRO, 2004).

4.5.2 Análise Dinâmico- Mecânica (DMA)

A análise dinâmico-mecânica consiste na aplicação de uma tensão ou deformação mecânica oscilatória, comumente senoidal e de baixa amplitude, em uma amostra no estado sólido ou líquido viscoso, aferindo-se a deformação sofrida sob variação de frequência ou de temperatura. É um método bastante utilizado para caracterização de materiais, em especial polímeros, devido a sua característica viscoelástica. Nesse sentido, uma tensão oscilante é aplicada na amostra para criar uma série de curvas tensão-deformação em uma determinada frequência, durante um determinado tempo. A deformação e a amplitude resultante desta força aplicada são medidas para calcular os módulos elástico e viscoso do material. Por ser uma técnica muito sensível, o *DMA* é capaz de detectar mudanças na mobilidade de segmentos da cadeia macromolecular, como também detectar a presença de relaxações secundárias que ocorrem no estado vítreo e na região da temperatura de transição vítrea (LORANDI; CIOFFI; ORNAGHI, 2016).

Na presente pesquisa, o ensaio *DMA* foi realizado no LaMMEA/UFMG. O equipamento utilizado foi o Analisador Dinamo-mecânico (*Dynamic Mechanical Analysis - DMA*) modelo *DMA Q800*, da marca TA Instrument (Figura 20). As amostras foram submetidas à flexão simples alternada (*single cantilever*), a uma varredura sob aquecimento de 5°C/min, com faixa de temperatura variando entre a temperatura ambiente e 200°C, frequência de oscilação de 2.5Hz e amplitude 15 μ (SILVA, 2018).

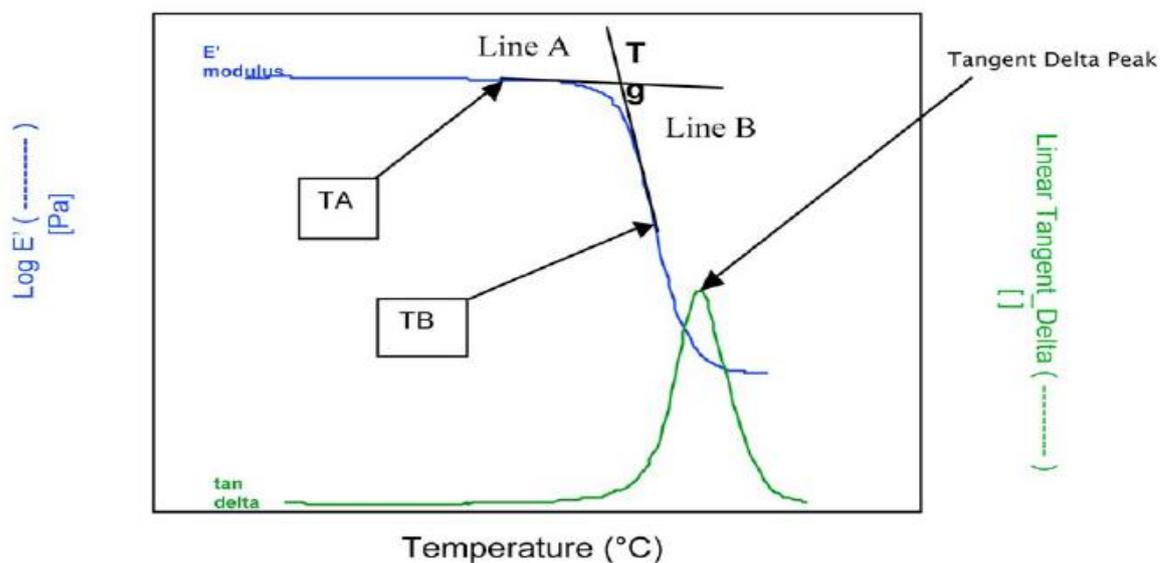
Figura 20- Analisador Dinamo-mecânico (modelo *DMA Q800*).



Fonte: Elaborada pela Autora

Através do *DMA* é possível determinar transições físico-químicas que envolvem pequenas quantidades de energia e que são normalmente imperceptíveis. Isto se deve à sua grande sensibilidade, que chega a ser de até três ordens de grandeza superior quando comparado às técnicas convencionais de análise térmicas como a citada anteriormente. Conforme a ASTM D 7028 - 07, a transição vítrea de polímeros submetidos a análise por *DMA* pode ser calculada segundo a Figura 21. Dessa forma, para a análise da T_g , considerou-se a temperatura de *onset* (tangente das linhas) na curva de E' e o pico máximo para $\tan \delta$. Considera-se ainda que o módulo de armazenamento (E') é proporcional à energia armazenada durante um determinado ciclo de carregamento e que caracteriza a rigidez de um material viscoelástico (módulo elástico), enquanto o $\tan \delta$ representa o amortecimento mecânico ou atrito interno em um sistema viscoelástico.

Figura 21- Determinação da Tg em *DMA* de acordo com a norma ASTM D 7028.



Fonte: ASTM D 7028 (2007)

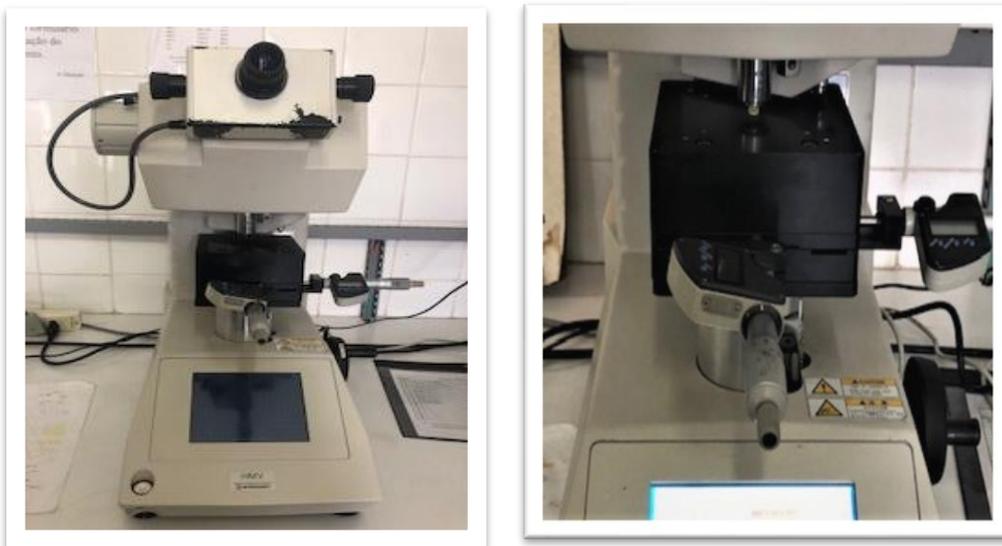
4.5.3 Microdureza Vickers

O termo dureza pode ser definido como a capacidade do material de resistir à uma deformação permanente quando em contato com o penetrador (indentador) sobre o qual é aplicada uma carga. Em suma, um teste de dureza consiste na aplicação de carga em uma superfície através do penetrador, o qual tem geometrias (esférico, piramidal ou cônico) e propriedades conhecidas. Uma forma de classificação dos testes de dureza é através da magnitude de cargas aplicadas, categorizando-se em macrodureza, microdureza e nanodureza. A macrodureza utiliza cargas de 1kgf ou maiores; a microdureza cargas menores entre 1gf e 1kgf; e a nanoindentação de até 0,1 mN. Para avaliar a microdureza pode-se empregar o teste de Vickers, pois utiliza uma área pequena do material e pouca profundidade sendo menor que 19 μm (CHICOT et al., 2007).

O presente ensaio foi realizado no LSR/UFPB. Os corpos de prova foram submetidos ao teste de microdureza através do microdurômetro (Shimadzu – DUH-211S, Kyoto, Japão), com a ponta de diamante Vickers (Figura 22). O diamante perfurador do aparelho possui forma quadrada e base piramidal formando indentações na superfície do material. Foi utilizada uma carga estática de 50g e tempo de penetração de 30 segundos

(LEITE et al., 2010). O teste de microdureza utilizado foi o convencional, que mede a diagonal de marca deixada pelo indentador após a remoção da carga. Foram realizadas três medições em cada superfície, obedecendo uma distância entre as marcações de modo a não ocorrer sobreposição das indentações ou influência da zona de deformação plástica.

Figura 22- Microdurômetro com a ponta de diamante Vickers (modelo Shimadzu-DUH-211S).



Fonte: Elaborada pela Autora

4.6 ANÁLISE DOS DADOS

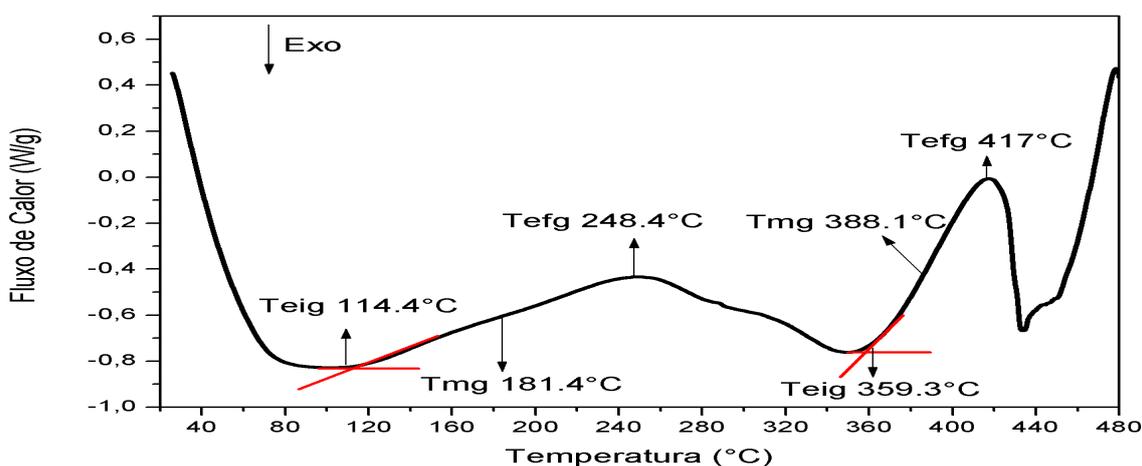
Inicialmente, realizou-se a análise estatística descritiva. Foram calculadas as medidas de tendência central e de variabilidade para as variáveis quantitativas estudadas. Em seguida, confirmou-se o pressuposto de normalidade dos dados por meio do teste de Shapiro-Wilk e, portanto, foram selecionados testes estatísticos paramétricos. Para comparar os valores de módulo de elasticidade e transição vítrea entre os quatro grupos (eixo x – 100%, eixo x – 50%, eixo y – 100% e eixo y – 50%) realizou-se Análise de Variância (ANOVA) com comparação múltipla de médias usando o teste post-hoc de Tukey. Para comparar os valores de microdureza entre os dois grupos [grupo x (vertical) – 100% e grupo y (horizontal) – 100%] realizou-se o teste t de *Student* para grupos independentes. O nível de significância foi de $p < 0,05$ (LARSON; FARBER, 2016). Todas as análises foram conduzidas com o auxílio do software IBM SPSS Statistics versão 20.0 e considerando um intervalo de confiança de 95%.

5. RESULTADOS E DISCUSSÃO

A resina *Sheraprint-sg*, utilizada para confecção de guias cirúrgicos, deve ser esterilizável para a aplicação em procedimentos médico/odontológico e portanto, necessita de estabilidade às altas temperaturas das autoclaves para não comprometer suas propriedades físico-químicas e seu desempenho final. A ficha técnica do fabricante Straumann ainda se manifesta incompleta, de forma que esse estudo executou ensaios térmicos e mecânicos para caracterizar essa resina e compreender suas propriedades perante mudanças de temperatura.

A temperatura de transição vítrea (T_g) do polímero em estudo foi mensurada por meio das análises de *DSC* e *DMA*. Os dados obtidos foram tratados no Origin 8.0, como pode ser visto na Gráfico 1.

Gráfico 1 – DSC da amostra testada.



Fonte: Elaborado pela Autora

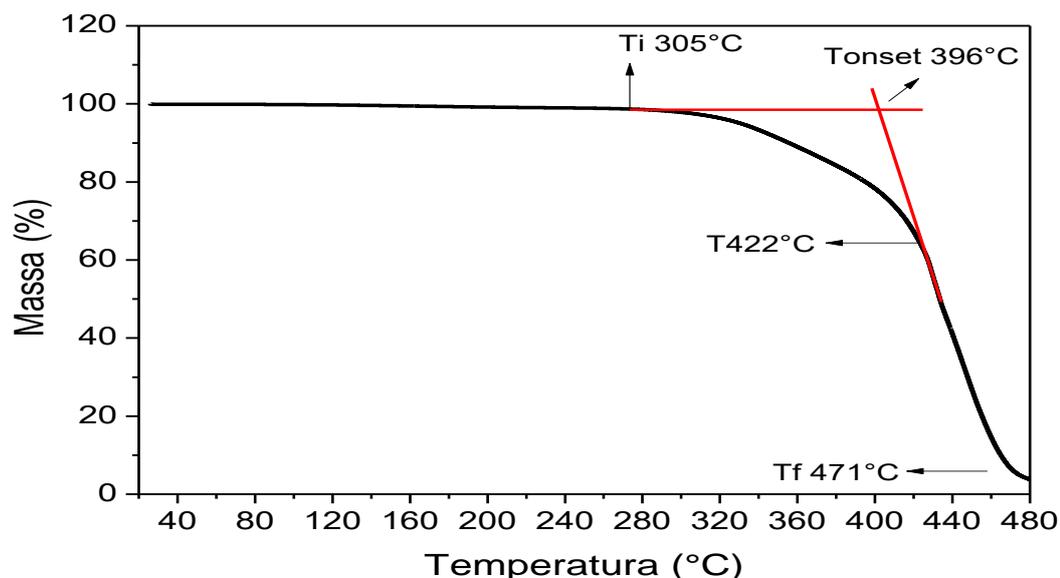
O pico exotérmico representa uma reação que envolve liberação de calor, representando a cristalização do material. Já o pico endotérmico indica que o material está absorvendo calor e dessa forma, os cristais estão se fundindo. Observou-se que o Gráfico acima apresentou dois picos endotérmicos com diferentes valores para a transição vítrea (T_{mg} 181.4°C e T_{mg} 388.1°C), os dois picos podem representar que a amostra

possui cristais com tamanhos distintos se fundindo a temperatura diferentes. A entalpia (ΔH) do primeiro pico foi calculada em 5.677 J/g e a do segundo pico 1.0988 J/g.

O fabricante da resina em estudo não possui dados em sua ficha técnica sobre a T_g desse material, ou seja, quando o mesmo se apresenta no estado vítreo ou viscoso. A grande necessidade de compreender a temperatura de transição vítrea refere-se ao fato que as propriedades físicas, principalmente as mecânicas, são totalmente diferentes quando o material se encontra abaixo ou acima dessa faixa de temperatura (IONASHIRO, 2004). Portanto, a T_g é importante para determinar a temperatura de trabalho do polímero, prevendo o comportamento mecânico na temperatura de aplicação do material.

No estudo de Deus (2003), foi realizado o ensaio *DSC* com copolímeros de polimetilmetacrilato (PMMA) em diversas concentrações com grupos de antracênica. A transição vítrea obtida com o PMMA puro a ser comparado aos outros grupos com antracênica foi de 99.85°C. Se comparado com o resultado obtido no presente estudo, observou-se uma diferença que pode ser justificada pelo fato de serem polímeros diferentes apesar de possuírem o metacrilato como composição principal. E ainda, o valor da T_g pode variar em um mesmo gráfico de *DSC* ao se considerar a temperatura inicial de um pico endotérmico como a transição vítrea e não a temperatura de ponto médio (LEITE; MURR; PARK, 2005).

Outro ensaio realizado nessa pesquisa foi a *TGA*. Todas as amostras analisadas apresentaram resultados similares, com pouca diferença na temperatura de degradação e na quantidade de resíduo final. O Gráfico 2 exemplifica a curva de *TGA* da resina estudada, onde a T_i (Temperatura inicial = 305°C) é a menor temperatura em que pode ser detectada o início da variação de massa para um determinado conjunto de condições experimentais e T_f (Temperatura final = 471°C) é a menor temperatura responsável por indicar que a variação de massa foi concluído. A temperatura de *onset* ($T_{onset} = 396^\circ\text{C}$) é o início extrapolado do evento térmico, determinando onde se inicia a decomposição térmica. Vale ressaltar que na temperatura de 422°C a perda de massa amostral foi de 47%.

Gráfico 2 – TGA da amostra testada.

Fonte: Elaborado pela Autora

Nota-se a relevância desse ensaio, pois segundo o fabricante da resina Sheraprintsg não há informações sobre a temperatura de decomposição do material. Esse achado possui pertinência ao considerar que a resina utilizada nesse estudo se destina a fabricação de guias cirúrgicos que precisam ser estáveis para execução da sua melhor performance. Ademais, a curva de decomposição térmica mostra o perfil da resistência ou a estabilidade térmica que o material apresenta quando submetido a uma varredura de temperatura.

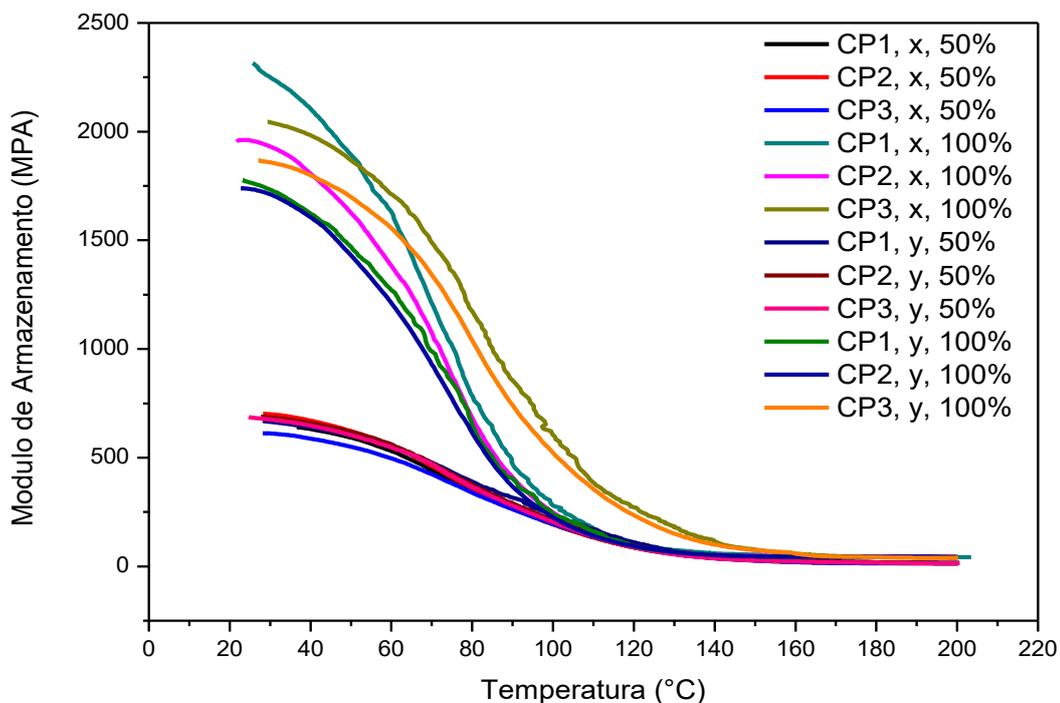
Embora não se possa comparar diretamente resultados de diferentes estudos devido à variabilidade de materiais, equipamentos e condições experimentais, os resultados deste trabalho revelaram consonância com Merad et al. (2012) e Shah et al. (2019 A). Os referidos autores mostraram que a exposição a temperaturas elevadas pode alterar a estrutura química e, por consequência, as propriedades físicas dos polímeros.

É importante mencionar que como o *DSC* e *TGA* analisam amostras muito finas e pequenas, não foi levado em consideração a orientação de impressão desses espécimes, já que o nível de sensibilidade desses ensaios é inferior ao *DMA*. Vale ainda destacar que nos propósitos iniciais dessa dissertação não se objetivou os ensaios *DSC* e *TGA*. Porém, os mesmos se tornaram primordiais para a análise dinâmica-mecânica de forma que o

conhecimento da temperatura de degradação do material impede danificar o maquinário do *DMA*.

Nesse sentido, foi realizado o *DMA* para conhecer não só o comportamento mecânico de materiais, como também sua estrutura, morfologia e comportamento viscoelástico. O comportamento elástico é definido pelo módulo de armazenamento (E') e calculado em cada ciclo a partir da força (tensão) necessária para resultar no deslocamento ou deformação (amplitude) (DENG; HOU; YE, 2007). O módulo elástico das amostras (correspondente ao módulo E' no ensaio de *DMA*) pode ser observado no Gráfico 3 e nos Gráficos do Apêndice B. Na Tabela 2 e Gráfico 4, observou-se esse módulo nas temperaturas de 30°C e 100°C, revelando como as propriedades físicas da resina *Sheraprint-sg* reagem ao serem submetidas às altas temperaturas, como durante a autoclavagem.

Gráfico 3 – Comportamento elástico das amostras estudadas.



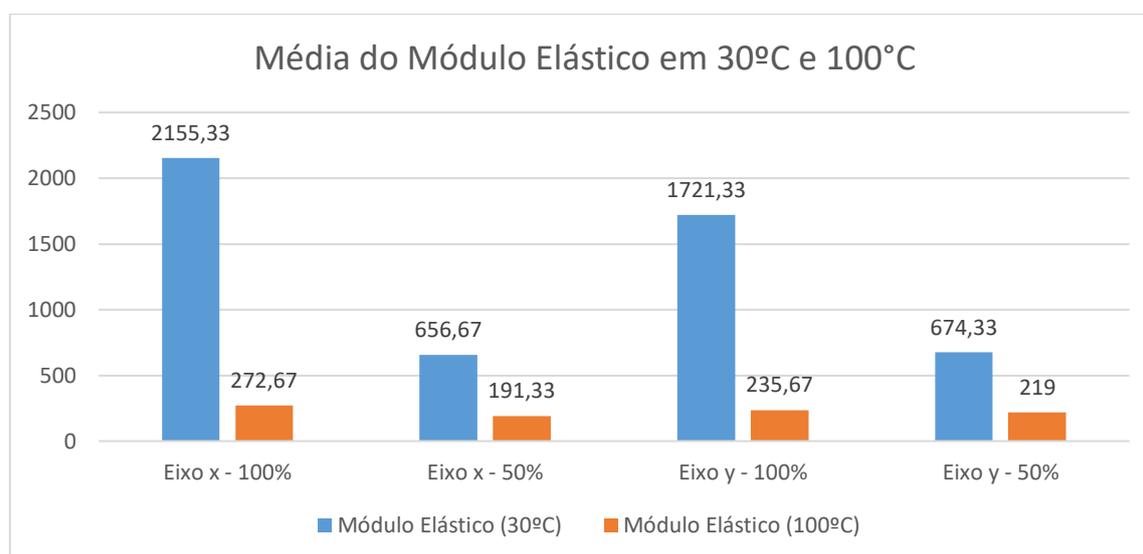
Fonte: Elaborada pela Autora

Tabela 2 – Média e DP do Módulo Elástico (em MPa) das amostras obtidas por DMA na temperatura de 30 e 100°C.

Variáveis	Módulo Elástico (30°C)	Módulo Elástico (100°C)
Eixo x – 100%		
Média	2155,33 ^C	272,67 ^C
DP	190,85	17,62
Eixo x – 50%		
Média	656,67 ^A	191,33 ^A
DP	37,45	3,79
Eixo y – 100%		
Média	1721,33 ^B	235,67 ^B
DP	9,45	6,03
Eixo y – 50%		
Média	674,33 ^{A,B}	219,00 ^{A,B}
DP	8,62	13,89
ANOVA (p-valor)	< 0,001	< 0,001

Nota. DP = desvio-padrão; Letras maiúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

Gráfico 4 – Média do Módulo Elástico (em MPa) das amostras obtidas por DMA na temperatura de 30 e 100°C.



Fonte: Elaborada pela Autora

Através da Tabela 2, verificaram-se diferenças estatisticamente significativa quanto ao módulo elástico por *DMA* na temperatura de 30°C ($p < 0,001$) e 100°C ($p < 0,001$) de acordo com os grupos avaliados. Observou-se que os corpos de prova impressos verticalmente e com taxa de preenchimento de 100% apresentaram maior resistência à

deformação elástica e portanto, maior rigidez. Enquanto, os corpos de prova impressos com taxa de 50% apresentaram resultados inferiores. Esses resultados corroboraram com o estudo de Shah et al. (2019 B), revelando que o processo de cura ocasiona o aumento da rigidez da amostra e representado por um aumento significativo no módulo elástico do material.

Pôde-se ainda observar uma queda contínua do módulo de elasticidade em função do aumento da temperatura para as amostras estudadas, estando em consonância com Alothman (2012). O referido autor afirmou que com o incremento da temperatura, mais energia é fornecida ao sistema, proporcionando maior grau de liberdade às cadeias poliméricas, maior mobilidade ao sistema, e conseqüente redução do valor do módulo. Ashby e Jones (2003), mostraram que a medida que a temperatura aumenta e se torna superior a T_g , o polímero expande e ganha volume extra, o que diminui a densidade de empacotamento e o módulo elástico.

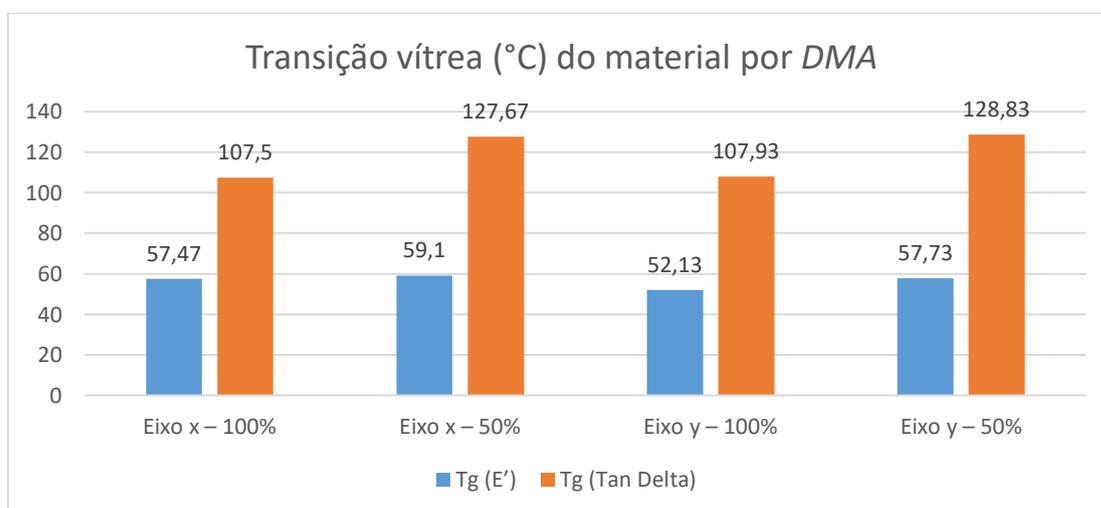
Lorandi, Cioffi, Ornaghi (2016) destacaram a diferença entre o módulo de elasticidade determinado no DMA e o módulo de Young de um material. O módulo de Young é calculado a partir da inclinação inicial da curva tensão-deformação, gerada a partir de um ensaio estático e destrutivo, onde a tensão ou deformação é aplicada à taxa constante e o objetivo é determinar as propriedades limites do material. Enquanto que o módulo de elasticidade determinado no DMA é dinâmico, e a tensão ou deformação mecânica aplicada é oscilatória, a qual resulta na deformação sofrida ou tensão resultante em função da frequência ou da temperatura.

É importante ressaltar que os resultados da temperatura de transição vítrea obtidos pelos testes de *DMA* são diferentes daqueles obtidos pelo *DSC*, conforme pode ser visto nas Tabela 3, Gráfico 5 e Apêndice B. Essa desigualdade se deve a diferença na análise dos métodos, tendo em vista que o *DSC* avalia uma propriedade micro (entalpia) e determina a T_g a partir de mudanças no C_p (capacidade calorífica) do material. No entanto, apesar de ser um método bastante utilizado, a sensibilidade da análise é baixa, em especial para materiais não puros. No caso do *DMA*, a quantidade de material a ser utilizada no ensaio foi maior que no *DSC*, permitindo que o material seja analisado de forma mais uniforme. A determinação da T_g de um material viscoelástico por *DMA* é uma das práticas mais realizadas, devido a sua alta sensibilidade a transições e confiabilidade dos dados, principalmente quando se trata de misturas de materiais, como os polímeros (NETO, 2014).

Tabela 3 - Transição vítrea (°C) do material por *DMA*.

Variáveis	Tg (E')	Tg (Tan Delta)
Eixo x – 100%		
Média	57,47 ^B	107,50 ^A
DP	0,83	1,32
Eixo x – 50%		
Média	59,10 ^B	127,67 ^B
DP	1,04	1,42
Eixo y – 100%		
Média	52,13 ^A	107,93 ^A
DP	0,42	0,38
Eixo y – 50%		
Média	57,73 ^B	128,83 ^B
DP	1,67	2,74
ANOVA (p-valor)	< 0,001	< 0,001

Nota. DP = desvio-padrão; Letras maiúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

Gráfico 5– Média da Transição vítrea (°C) das amostras por *DMA*.

Fonte: Elaborada pela Autora

Em relação à transição vítrea (Tabela 3), também foram constatadas diferenças estatisticamente significativas de acordo com os grupos avaliados considerando os valores de Tg (E') ($p < 0,001$) e Tg (Tan Delta) ($p < 0,001$). Para o primeiro parâmetro avaliado, os valores maiores foram observados nas amostras dos grupos eixo x – 50%, eixo y – 50% e eixo x – 100%. Para o segundo parâmetro avaliado, os valores maiores foram observados nas amostras dos grupos eixo x – 50% e eixo y – 50%.

A maior Tg para os corpos de prova com taxa de deposição 50% pode ser justificado pelo fato de ser mais fácil uma molécula passar calor para outra quando estão próximas (os corpos de prova com 50% não apresentava solução de continuidade, pois foi necessário criar espaços em sua estrutura interna a fim de representar seu preenchimento reduzido), portanto o processo de transferência de calor nessas amostras é mais demorado, fazendo com que o material resista a maiores temperaturas (GENGEL; GHAJAR, 2009).

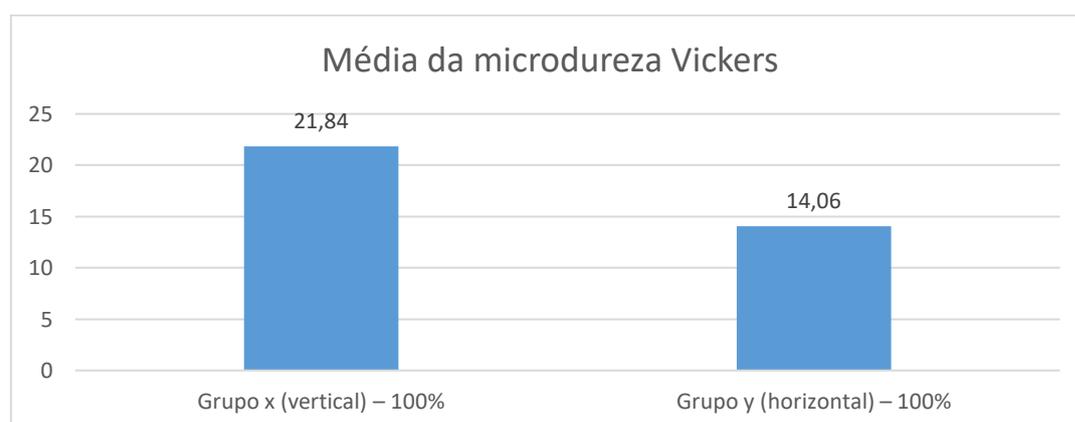
Ademais, para avaliar mecanicamente a resina Sheraprint-sg, foi realizado o ensaio de microdureza Vickers (Tabela 4, Gráfico 6 e Apêndice B). Esse ensaio é válido para mensurar a dureza de polímeros rígidos, revelando que quanto menor for a indentação, maior será seu número e mais duro será o material, atribuindo-lhe maior resistência (TANAKA et al., 2006).

Tabela 4 - Ensaio de microdureza Vickers (Média e DP).

Variáveis	Microdureza
Grupo x (vertical) – 100%	
Média	21,84 ^A
DP	1,51
Grupo y (horizontal) – 100%	
Média	14,06 ^B
DP	0,96
Teste t para grupos independentes (p-valor)	< 0,001

Nota. DP = desvio-padrão; Letras maiúsculas diferentes na mesma coluna indicam diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$).

Gráfico 6 – Média do ensaio de microdureza Vickers.



Fonte: Elaborada pela Autora

Considerando os resultados do ensaio de microdureza Vickers (Tabela 4), o grupo x (vertical) – 100% apresentou valores significativamente mais elevados em comparação com o grupo y (horizontal) – 100% ($p < 0,001$). O cálculo amostral realizado a posteriori revelou que os valores encontrados no ensaio de microdureza possibilitam obter um poder estatístico superior a 80%, confirmando que o dimensionamento amostral foi adequado.

Cumprido destacar que a microdureza não foi realizada em corpos de prova com taxa de preenchimento de 50%, pois os valores de microdureza não apresentariam diferenças significativas em relação às amostras de 100% já que a carga aplicada nesse tipo de ensaio é pequena e o atrito entre o indentador e a amostra é pouco profundo, sendo a impressão produzida microscópica.

Para ambos os ensaios DMA e microdureza, os corpos de prova impressos no eixo x (vertical) apresentaram melhor desempenho. Esse fato pode ser justificado pela maior quantidade de camadas a serem impressas e ainda por um maior tempo de fotocura do material, contribuindo para uma melhor resistência. Este resultado está condizente com os achados por Dulieu-Barton e Fulton (2000), Puebla et al. (2012) e Unkovskiy et al. (2018), em que fotopolímeros impressos verticalmente apresentaram maior resistência.

A capacidade de prognosticar os efeitos de tempo e temperatura sobre as propriedades mecânicas tem se tornado cada vez mais importante na área de polímeros e compósitos poliméricos. Dessa forma, as vantagens da utilização de ensaios térmicos e mecânicos residem no conhecimento desses materiais que por sua vez, influencia nas propriedades físicas e nas características morfológicas do produto final (HONG et al., 2018). Esse fato, torna-se importante, sobretudo, para a redução de custos financeiros na manufatura aditiva já que o conhecimento das propriedades de um material permite adaptar sua confecção à aplicabilidade. A produção de um guia cirúrgico para implantodontia, por exemplo, necessita de maior módulo elástico na área de perfuração da broca, no entanto, no restante do guia não há necessidade dessa característica. O mesmo ocorre na produção de guias para área da periodontia, em que os mesmos não precisam ser muito rígidos, mas precisam de estabilidade térmica para a esterilização. Entendendo melhor o comportamento polimérico, pode-se confeccionar produtos de qualidade e com menor dispêndio.

Vale ressaltar a pequena quantidade de estudos na literatura sobre a temática abordada, a fim de que se possa efetuar comparação com os resultados da presente pesquisa. Assim, mais estudos necessitam ser realizados nessa perspectiva.

Em termos de trabalhos futuros, existem algumas linhas de desenvolvimento que podem ser seguidas. Um tópico interessante seria a execução dos ensaios térmicos e mecânicos em corpos de prova impressos no eixo de orientação z e no ângulo de 45°. Também, fazer a análise das características microestruturais através da microscopia eletrônica de varredura (MEV). Além disso, sugere-se ainda desempenhar ensaios de biocompatibilidade com a resina Sheraprint-sg.

Por fim, partindo dos resultados supracitados, caracterizou-se a resina Sheraprint-sg através dos ensaios térmicos DSC, TGA e DMA e mecânico do tipo microdureza Vickers (APÊNDICE C).

6. CONCLUSÃO

- Os espécimes impressos verticalmente (com as camadas orientadas perpendicularmente à direção da carga) e com taxa de preenchimento de 100% apresentaram maior resistência do que os impressos horizontalmente (com as camadas orientadas paralelamente à direção da carga) e com 50% de deposição.
- As características termo-mecânicas mais favoráveis ao uso em manufatura aditiva para a saúde irão depender da sua aplicabilidade.
- A temperatura de degradação da resina *Sheraprint-sg* foi de 396°C, ou seja, para a esterilização, esse material se mantém estável termicamente.
- O módulo elástico do material é afetado/reduzido com o aumento da temperatura.
- A transição vítrea, a temperatura de degradação e a dureza da resina *Sheraprint-sg* foram determinadas de forma a complementar a ficha técnica da Straumann.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALOTHMAN, O. Y. Processing and characterization of high density polyethylene/ethylene vinyl acetate blends with different VA contents. **Adv. Mater. Sci. Eng.**, v. 2012, p. 1-10, 2012.
- ASHBY, M. F.; JONES, D. R.H. **Engineering Materials 2**, Amsterdam, HO: Elsevier, p.381, 2003.
- ASTM D3418-08**. Standard Test Method for Transition Temperatures and Enthalpies of Fusion and Crystallization of Polymers by Differential Scanning Calorimetry, 2008.
- ASTM D7028-07**. Standard Test Method for Glass Transition Temperature (T_g) of Polymer Matrix Composites by Dinamic Mechanical Analysis (DMA), 2007.
- ASTM E384-11**. Standard Test Method for Knoop and Vickers Hardness of Materials, ASTM International, pp. 1–43, 2012. doi: 10.1520/E0384-11E01.2.
- BENCHARIT, S. et al. In Vivo Tooth-Supported Implant Surgical Guides Fabricated With Desktop Stereolithographic Printers: Fully Guided Surgery Is More Accurate Than Partially Guided Surgery. **J Oral Maxillofac Surg**, v.76, n.7, p.1431-9, 2018.
- BLANCO, D.; FERNANDEZ, P.; NORIEGA, A. Nonisotropic experimental characterization of the relaxation modulus for PolyJet manufactured parts. **J. Mater. Res.**, v. 29, n. 17, p. 1876-1882, 2014.
- BLANTHER, J.E. **Manufacture of Contour Relief Maps**. US Patent #473,901, 1892.
- CALLISTER, W. D. **Materials science and engineering: an introduction.**, v.7, Hoboken, New Jersey, JohnWiley & Sons, Inc, 2007.
- CAMPBELL, I.; BOURELL, D.; GIBSON, I. Additive manufacturing: rapid prototyping comes of age. **Rapid Prototyp J**, v. 18, n. 4, p. 255-258. 2012.
- CHICOT, D. et al. Comparison of instrumented Knoop and Vickers hardness measurements on various soft materials and hard ceramics. **J Eur Ceram Soc**, v. 27, n. 4, p. 1905-1911, 2007.
- CHUA, C. K.; LEONG, K. F. **3D Printing and Additive Manufacturing: Principles and Applications**. 4ed. Singapura: World Scientific, 2014.
- CHUA, C. K.; LEONG, K. F.; LIM, C. S. **Rapid Prototyping: Principles and Applications in Manufacturing**. Singapura: World Scientific, 2010.
- COELHO, A. W. F.; ARAUJO, A. C.; THIRÉ, R. M. S. M. Additive manufacturing by stereolithography: analysis of the part geometry and influence of manufacturing position and orientation. **Materia (Rio J.)**, v. 23, n. 4, e12266, 2018.
- DEEB, G. R. et al. How accurate are implant surgical guides produced with desktop stereolithographic 3-dimentional printers?. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 75, n. 12, p. 2559. e1-2559. e8, 2017.

- DENG, S.; HOU, M; YE, L. Temperature-dependent elastic moduli of epoxies measured by DMA and their correlations to mechanical testing data. **Polym. Test.**, v.26, n.6, p. 803-813, 2007.
- DEUS, J. F. **Síntese e propriedades físicas de Poli(metacrilato de Metila – co-Metracrilato de 6 - Metilantracenila)**. 133f. Dissertação (Mestrado em Ciência dos Materiais), Setor de Tecnologia, Universidade Federal do Paraná, 2003.
- DULIEU-BARTON, J.M.; FULTON, M.C. Mechanical properties of a typical stereolithography resin. **Strain**, v. 36, n.2, p.81–87, 2000.
- FAUL, F. et al. A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. **Behav Res Methods.**, v.39, n.2, p.175-91, 2007.
- FREITAS, S.A.P., COSTA, P.M., RIBEIRO, R.C. Uso de prototipagem biomédica em odontologia. **Odontol Clín Cient.**, v.9, n.3, p.223-7, 2010.
- GENGEL, Y.A.; GHAJAR, A.J. **Tranferência de Calor e Massa**. Amgh Editora, 2009.
- GIBSON, I.; ROSEN, D. W.; STUCKER, B. **Additive Manufacturing Technologies: Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing**. 1ed. Nova York: Springer, 2010.
- GRANT, G.T. Digital capture, design, and manufacturing of a facial prosthesis: Clinical report on a pediatric patient. **J Prosthet Dent.**, v.114, n.1, p.138–41, 2015.
- GUESSASMA, S. et al. Analysis of microstructure and mechanical performance of polymeric cellular structures designed using stereolithography. **Eur Polym J**, v. 98, p. 72-82, 2018.
- HONG, S. Y. et al. Experimental investigation of mechanical properties of UV-Curable 3D printing materials. **Polymer**, v.145, p. 88-94, 2018.
- HULL, C. **Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography**. US Patent #4575330 A. 1984.
- IONASHIRO, M. G. **Fundamentos da Termogravimetria, Análise Térmica Diferencial e Calorimetria Exploratória Diferencial**. São Paulo: Giz Editorial, 2004.
- LAKATOS, E.M.; MARCONI, M.A. **Fundamentos de Metodologia Científica**. 7 ed. São Paulo: Atlas, 2010.
- LARSON, R.; FARBER, B. **Estatística Aplicada**. 6. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2016.
- LIU, T. et al. Microstructural defects induced by stereolithography and related compressive behaviour of polymers. **J Mater Process Technol**, v. 251, p. 37-46, 2018.
- LORANDI, N. P.; CIOFFI, M. O. H.; ORNAGHI JR, H. Análise Dinâmico-Mecânica de Materiais Compósitos Poliméricos. **Sci. cum Ind**, v. 4, n. 1, p. 48-60, 2016.
- LUNSFORD, C. et al. Innovations with 3-dimensional printing in physical medicine and rehabilitation: a review of the literature. **PM&R**, v. 8, n. 12, p. 1201-1212, 2016.
- MATOZINHOS, I. P. et al. Impressão 3d: inovações no campo da medicina. **RICM**, v. 1, n. 1, p. 143-162, 2017.

- MERAD, L. et al. Kinetic study of the RTM6/TiO₂ by DSC/TGA for improved hardness of resin. **J Assoc Arab Univ Basic Appl Sci**, v. 11, n. 1, p. 37-44, 2012.
- MONZÓN, M. et al. Anisotropy of photopolymer parts made by digital light processing. **Mater.**, v. 10, n. 1, p. 64, 2017.
- LEITE, T.M. et al. Influência de substâncias com pH ácido sobre a microdureza de resinas compostas. **Stomatos**, v. 16, n. 30, p. 21-32, 2010.
- LEITE, J.T.C.; MURR, F.E.X.; PARK, K.J. Transições de fases em alimentos: influência no processamento e na armazenagem. **R. Bras. Tecnol. Agroindustr.**, v.7, n.1, p.83-96, 2005.
- NETO, S.C. DMA - O que é preciso saber antes de sua utilização (parte III). **Braz J Therm Anal.**, v.3, n.1-2, p. 26E-29E, 2014.
- NETO, R. et al. Digital-based engineering tools for tailored design of medical implants. **New Trends in Mechanism and Machine Science**, v. 24, p.733-741, 2015.
- OH, H. J. et al. Thermal analysis of disulfonated poly (arylene ether sulfone) plasticized with poly (ethylene glycol) for membrane formation. **Polymer**, v. 55, n. 1, p. 235-247, 2014.
- PARTHASARATHY, J. 3D modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery. **Rev Maxillofac Surg.**, v.4, n.1, p.9-18, 2014.
- PEREIRA, D. F. et al. Avaliação da microdureza e rugosidade superficial de uma resina composta submetida ao clareamento com peróxido de hidrogênio a 35%. **J Health Sci Inst**, v. 30, n. 4, p. 323-6, 2012.
- PUEBLA, K. et al. Effects of environmental conditions, aging, and build orientations on the mechanical properties of ASTM type I specimens manufactured via stereolithography. **Rapid Prototyp. J.**, v. 18, n. 5, 374–388, 2012.
- RAVI, B. et al. Computer-Aided Reverse Engineering for Rapid Replacement Parts: A Case Study. **Def Sci J**, New Delhi, v. 56, n. 2, p. 225- 238, Abril 2006.
- RODRIGUES, V. P. et al. Manufatura aditiva: estado da arte e framework de aplicações. **GEPROS**, v. 12, n. 3, p. 1-34, 2017.
- ROSA, E.L.S.; OLESKOVICZ, C.F.; ARAGÃO, B.N. Rapid prototyping in maxillofacial surgery and traumatology: case report. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v.15, n.2, p.243-247, 2004.
- SANTOS, D.A.N. et al. Obeduc: o uso da tecnologia assistiva. **Jorsen.**, v. 16, n.1, p. 774–777, 2016.
- SHAH, A. H. et al. Evaluation of mechanical and thermal properties of modified epoxy resin by using acacia catechu particles. **Mater Chem Phys.**, v. 225, p. 239-246, 2019.
- SHAH, D. B. et al. Thermo-mechanical characterization of carbon fiber composites with different epoxy resin systems. **Thermochim. Acta**, v.676, p.39-46, jun. 2019.

SILVA, J.V.L., **Planejamento de processo para prototipagem rápida, em Prototipagem Rápida – Tecnologias e Aplicações**, Editado por N. Volpato, Blucher, 2007.

SILVA, L. M. M. **Estudo da adição do termoplástico poli (etileno-co-metil acrilato-co-glicidil metacrilato) (E-MA-GMA) como agente de reparo em compósitos fibra de vidro-epóxi**. Dissertação de Mestrado. 2018.70f.

SILVEIRA, R. R. et al. Análise comparativa da microdureza superficial e profunda entre uma resina composta microhíbrida e uma resina composta de nanopartículas. **Pesqui Bras Odontopediatria Clin Integr**, v. 12, n. 4, p.529-34, 2012.

TANAKA, K.T. et al. Influência da energia de fotoativação na microdureza Vickers de uma resina composta. **J. Health Sci. Inst.**, v. 24, n.1, p.15-9, 2006.

TENÓRIO, J. R. et al. Prototipagem e cirurgia guiada em implantodontia: revisão de literatura. **RFO UPF**, v. 20, n. 1, p. 110-114, 2015.

UNKOVSKIY, A. et al. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. **Dent Mater**, v. 34, n. 12, p. e324-e333, 2018.

VAIDYA, S.; AMBAD, P.; BHOSLE, S. Industry 4.0—a glimpse. **Procedia Manuf**, v. 20, p. 233-238, 2018

VOLPATO, N. et al. **Prototipagem rápida: Tecnologias e aplicações**. 1ed. São Paulo: Blücher, 2007.

WAN, Yizao et al. Mechanical properties and cytotoxicity of nanoplate-like hydroxyapatite/polylactide nanocomposites prepared by intercalation technique. **Mech Behav Biomed Mater.**, v. 47, p. 29-37, 2015.

WANG, R. et al. A novel nanosilica/graphene oxide hybrid and its flame retarding epoxy resin with simultaneously improved mechanical, thermal conductivity, and dielectric properties. **J Mater Chem A**, v. 3, n. 18, p. 9826-9836, 2015.

WANG, X. et al. 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective. **Compos B Eng**, v. 110, p. 442-458, 2017.

WILLEME, F., "Photo-sculpture," patent specification, No. 43,822, **United States Patent Office**, August 9, 1864

APÊNDICES

APÊNDICE A

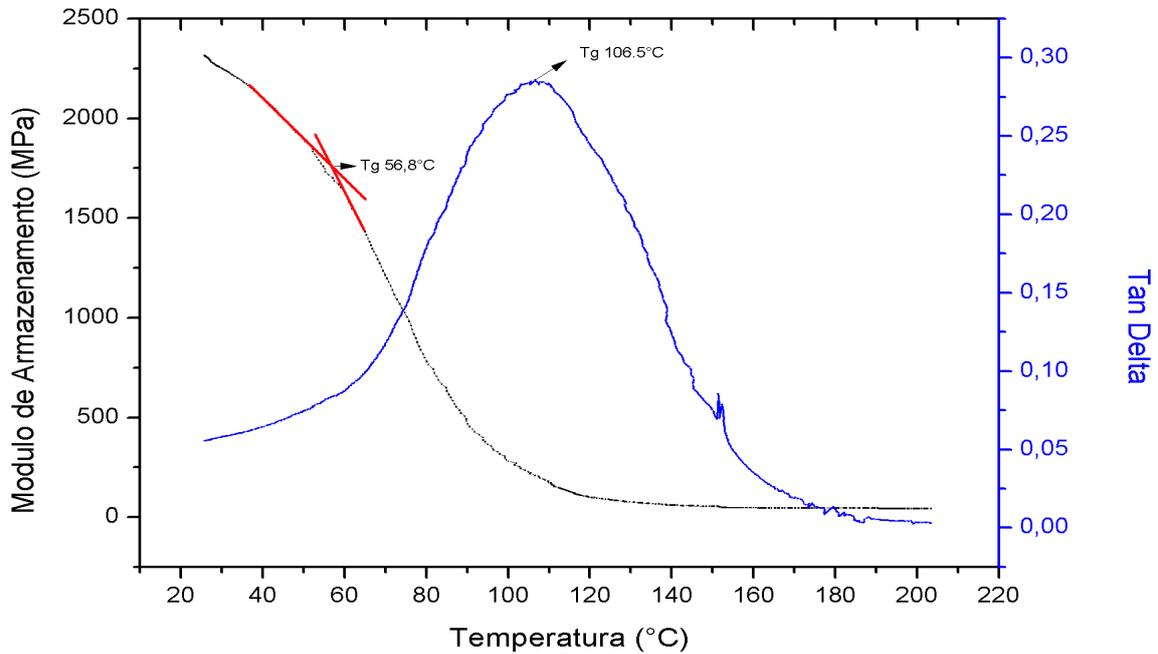
Quadro 2- Propriedades da resina *SHERAprint-sg*.

	<p>Caracterização química: Misturas</p> <p>Composições: Oligômero de metacrilato e óxido de fosfina</p>
	Características físico-química:
	<p>Aparência</p> <p>Forma: Líquida</p> <p>Cor: Laranja</p> <p>Odor: Semelhante ao éter</p>
	Valor de pH: Não determinado
	<p>Temperatura de fusão/congelamento: Indeterminado</p> <p>Ponto inicial de ebulição: 100°C</p>
	Temperatura de ignição: 430°C
	Temperatura de decomposição: Indeterminado
	Densidade a 20°C: 1.11-1.15g/cm ³
	Viscosidade a 20°C: 800-1500 mPas

Fonte: Fabricante Straumann

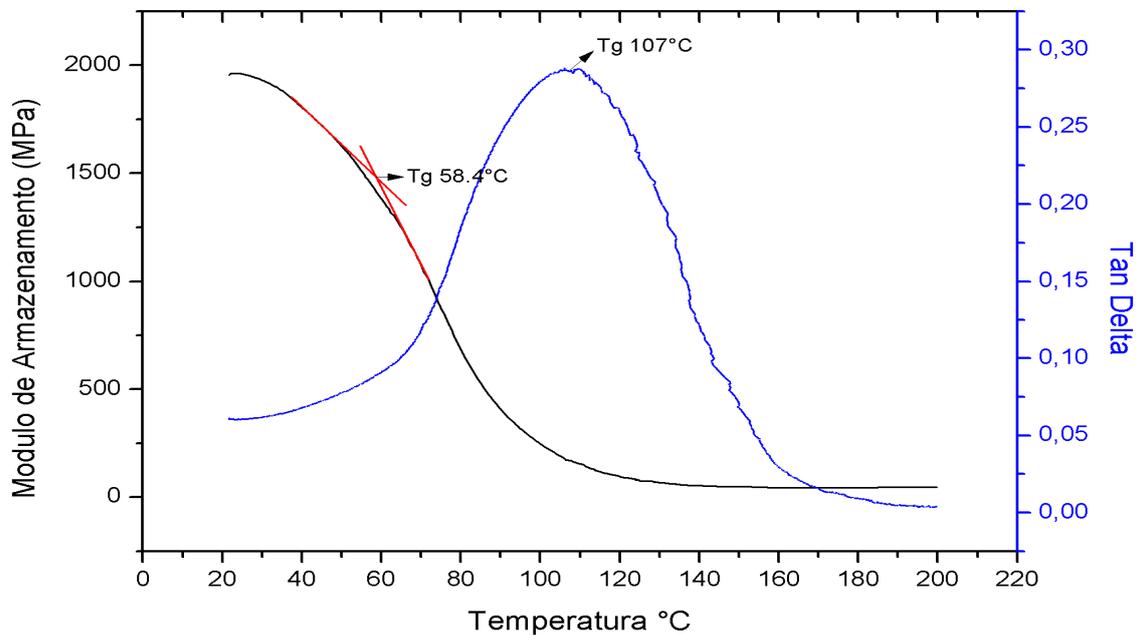
APÊNDICE B

Gráfico 7- Ensaio *DMA* - Corpo de prova 1, eixo x, 100% de preenchimento.

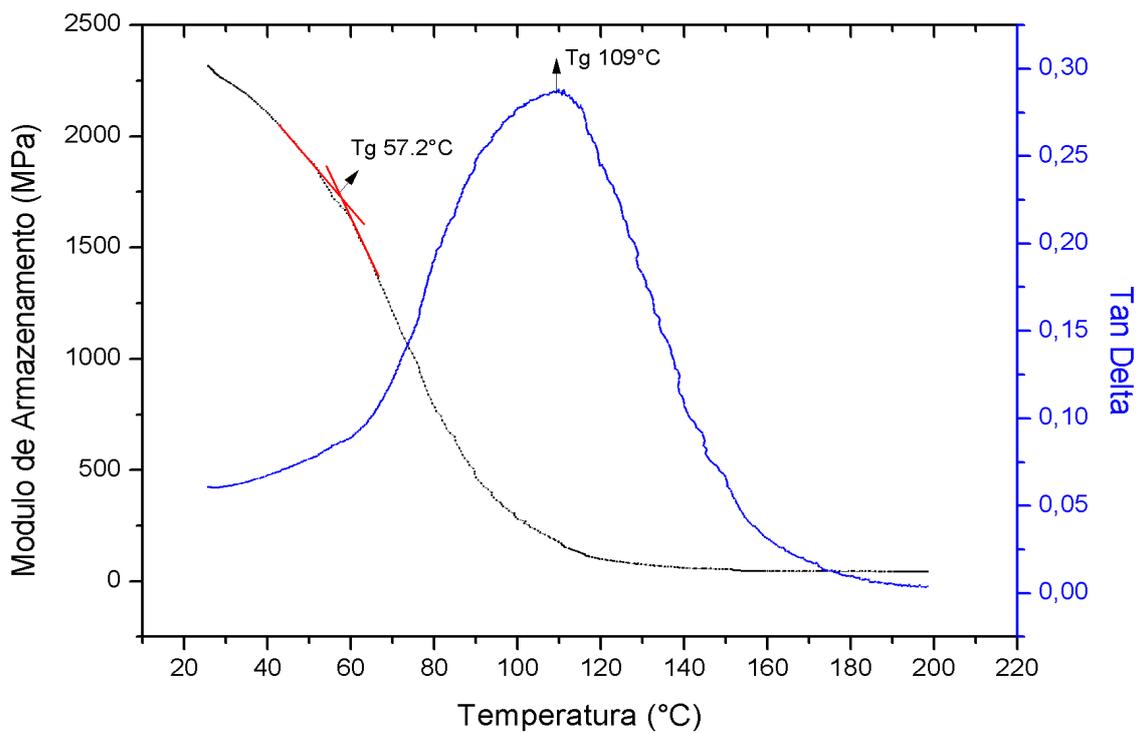


Fonte: Elaborado pela Autora

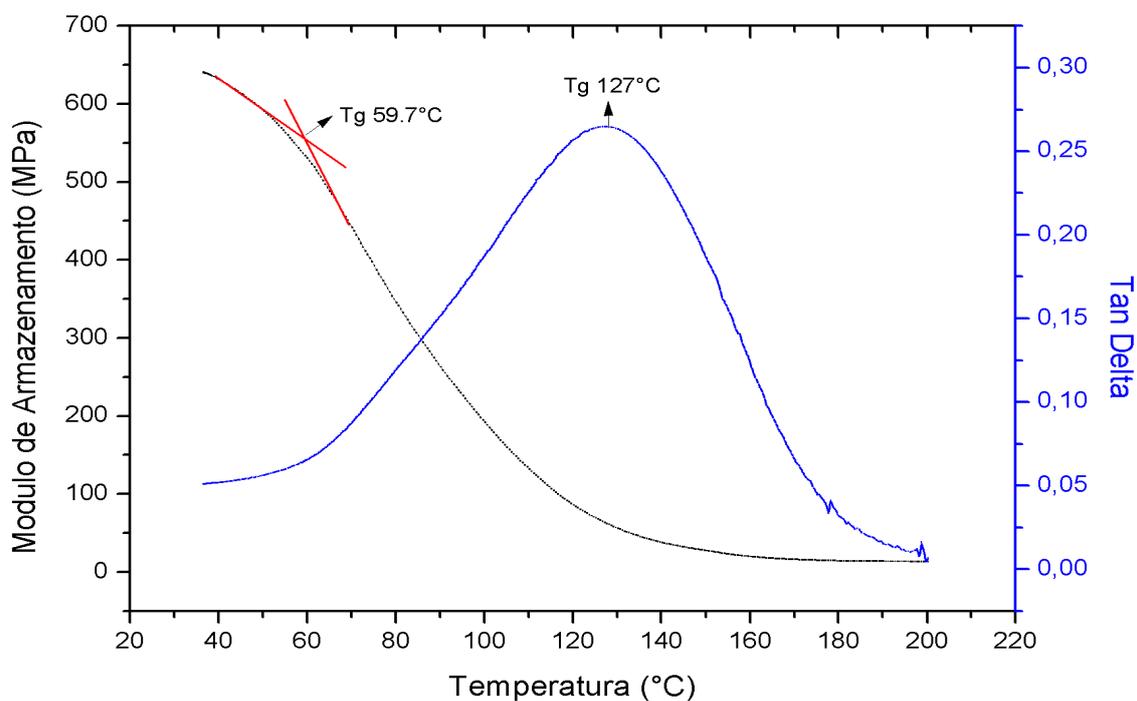
Gráfico 8- Ensaio *DMA* – Corpo de prova 2, eixo x, 100% de preenchimento.



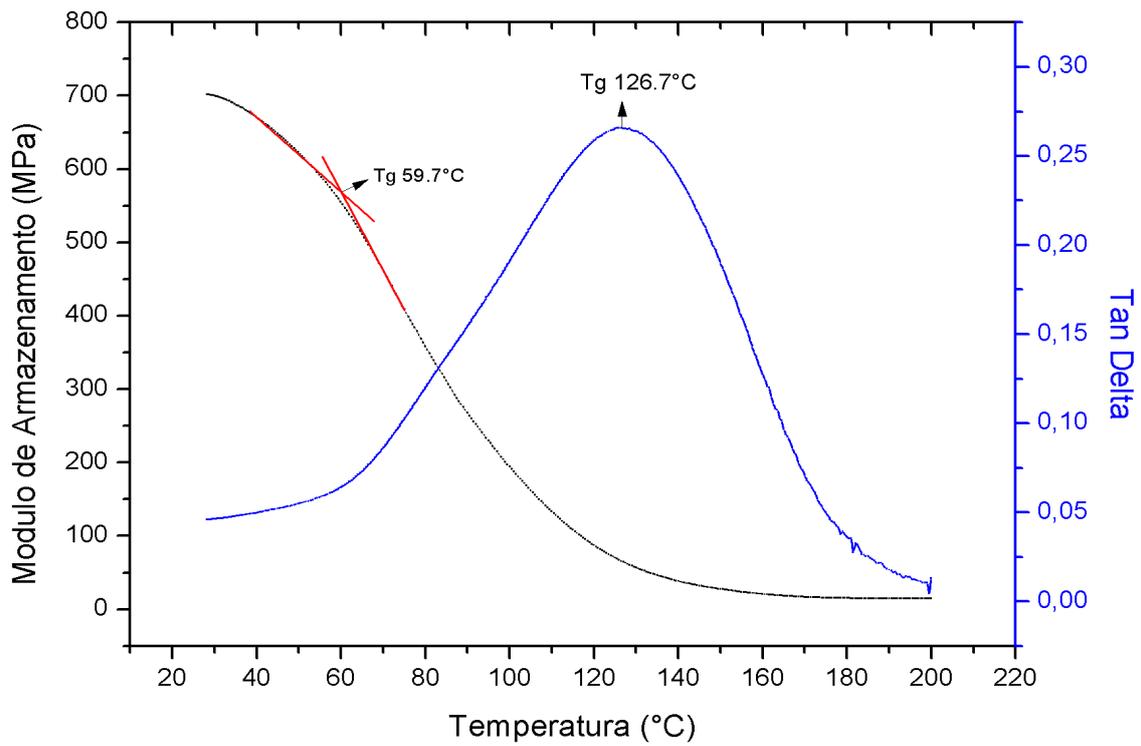
Fonte: Elaborado pela Autora

Gráfico 9- Ensaio *DMA* – Corpo de prova 3, eixo x, 100% de preenchimento.

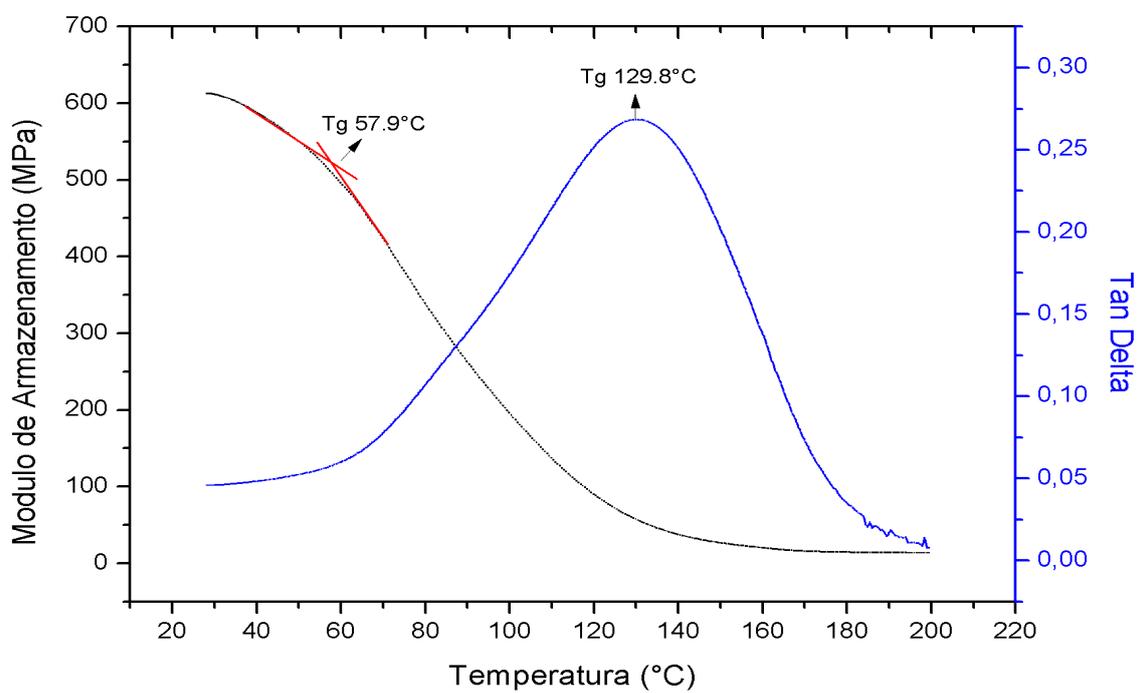
Fonte: Elaborado pela Autora

Gráfico 10- Ensaio *DMA* – Corpo de prova 1, eixo x, 50% de preenchimento.

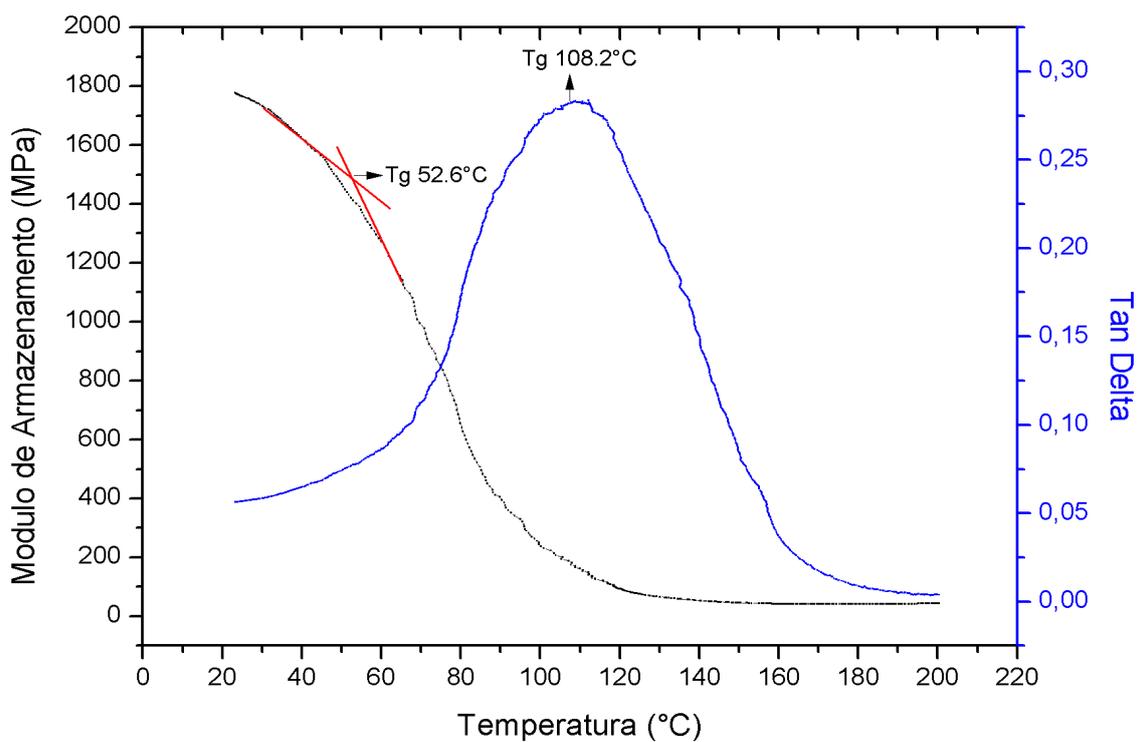
Fonte: Elaborado pela Autora

Gráfico 11- Ensaio *DMA* – Corpo de prova 2, eixo x, 50% de preenchimento.

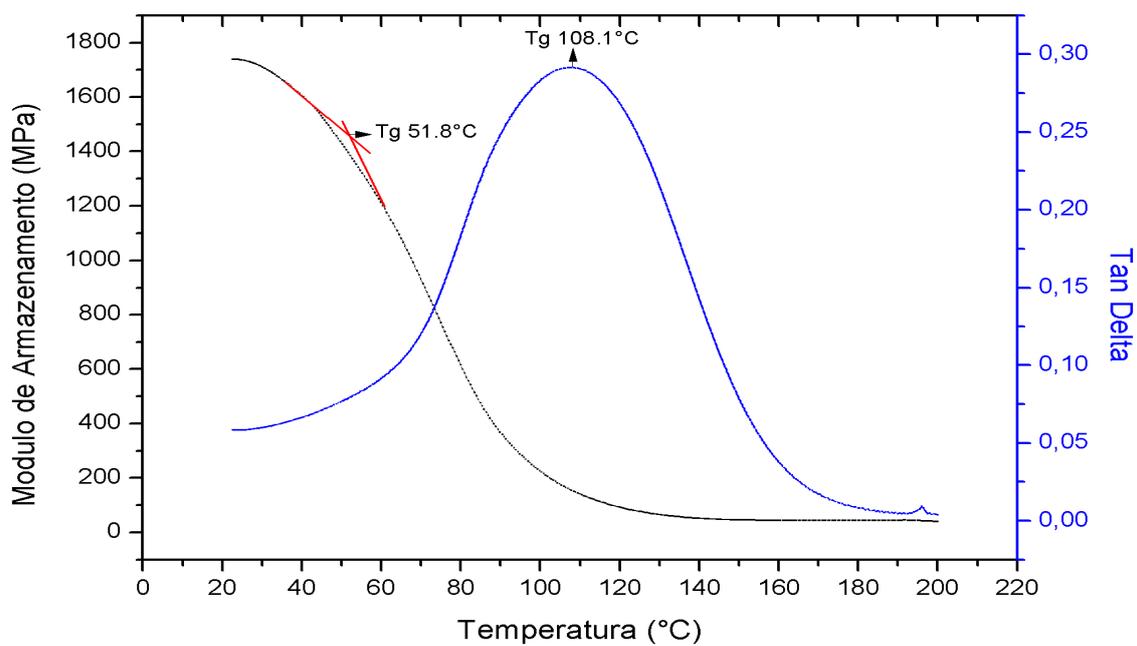
Fonte: Elaborado pela Autora

Gráfico 12- Ensaio *DMA* – Corpo de prova 3, eixo x, 50% de preenchimento.

Fonte: Elaborado pela Autora

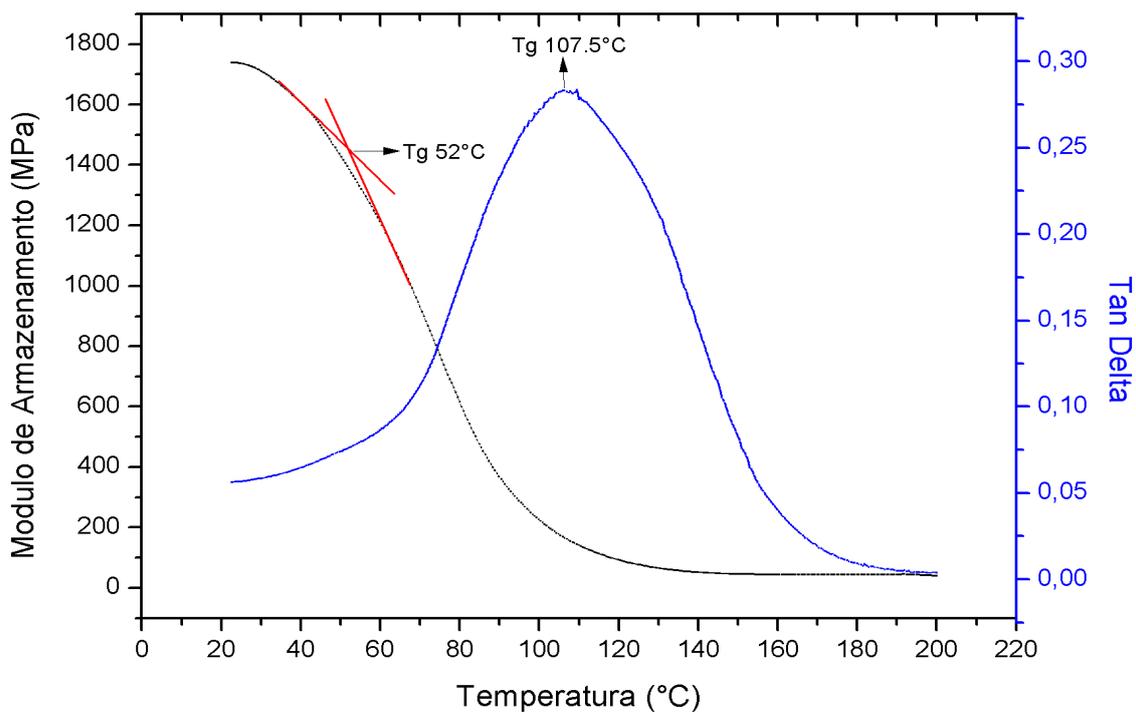
Gráfico 13- Ensaio *DMA* – Corpo de prova 1, eixo y, 100% de preenchimento.

Fonte: Elaborado pela Autora

Gráfico 14- Ensaio *DMA* – Corpo de prova 2, eixo y, 100% de preenchimento.

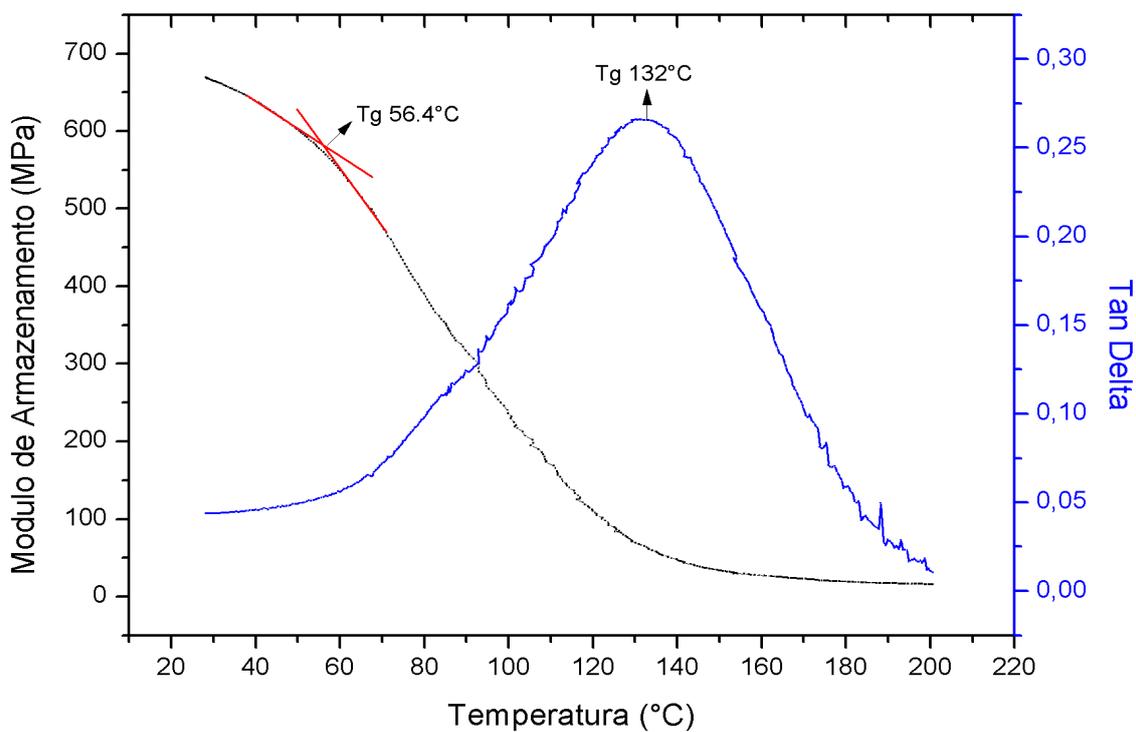
Fonte: Elaborado pela Autora

Gráfico 15- Ensaio *DMA* – Corpo de prova 3, eixo y, 100% de preenchimento.

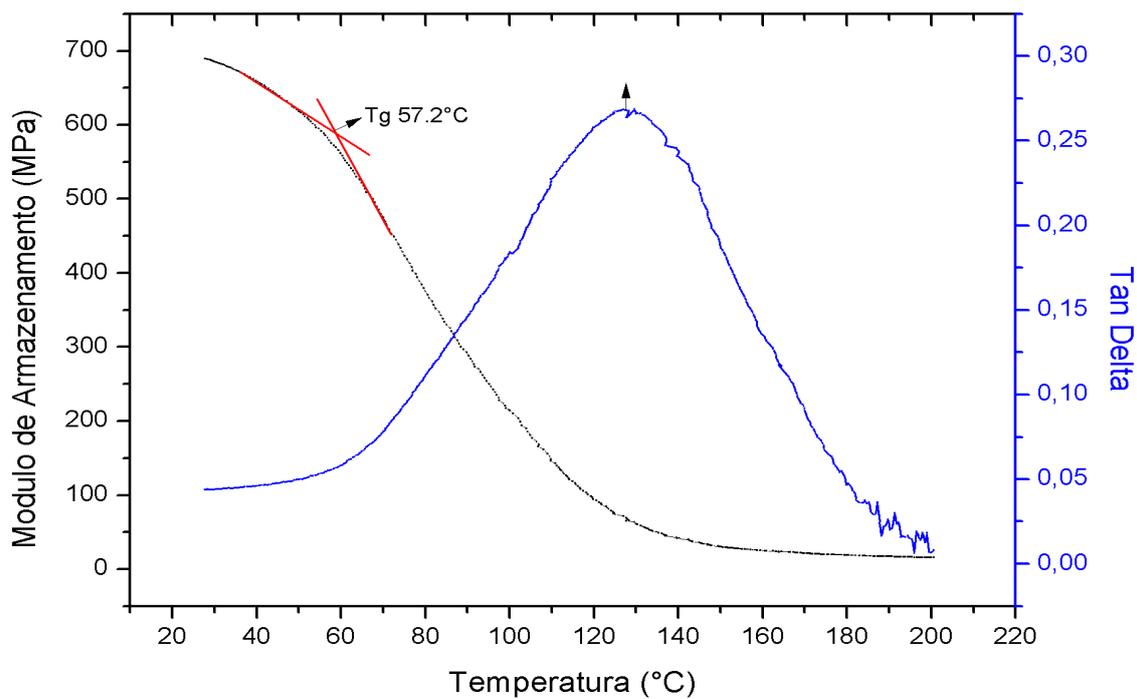


Fonte: Elaborado pela Autora

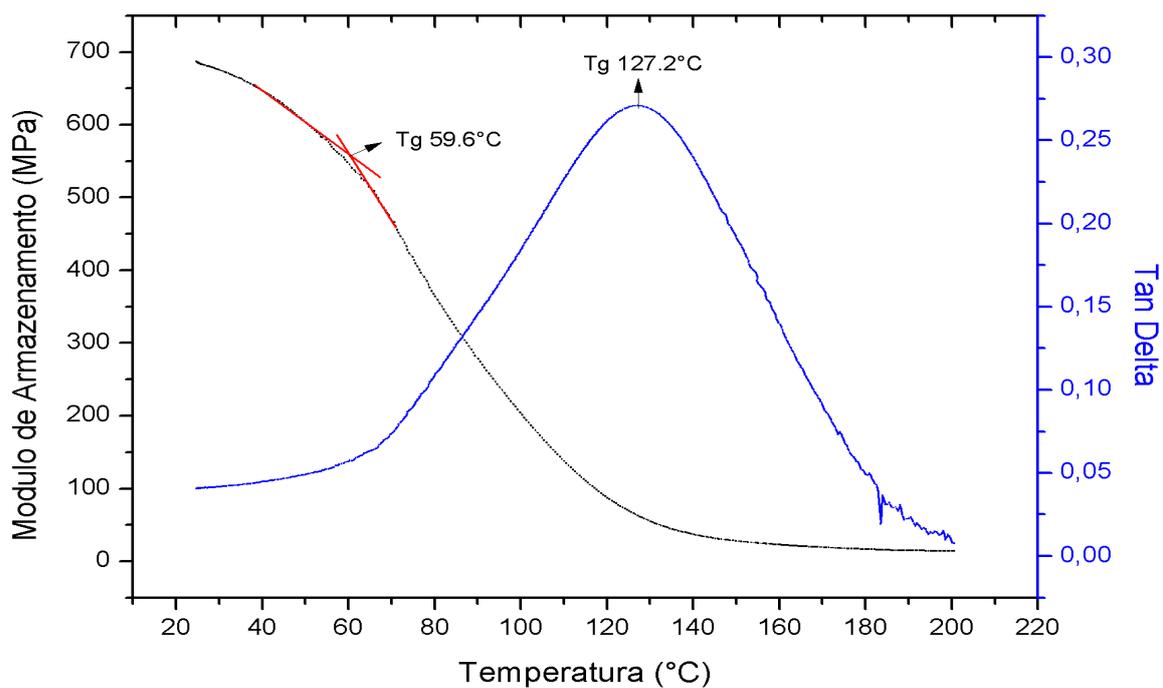
Gráfico 16- Ensaio *DMA* – Corpo de prova 1, eixo y, 50% de preenchimento.



Fonte: Elaborado pela Autora

Gráfico 17- Ensaio *DMA* – Corpo de prova 2, eixo y, 50% de preenchimento.

Fonte: Elaborado pela Autora

Gráfico 18- Ensaio *DMA* – Corpo de prova 2, eixo y, 50% de preenchimento.

Fonte: Elaborado pela Autora

Tabela 5 - Módulo Elástico das amostras obtidas por *DMA* na temperatura de 30 e 100°C.

Corpos de prova	Módulo Elástico (30°C)	Módulo Elástico (100°C)
Eixo x - 100%:		
CP1	2262 MPa	278 MPa
CP2	1935 MPa	253 MPa
Cp3	2269 MPa	287 MPa
Eixo x - 50%:		
CP1	650 MPa	187 MPa
CP2	697 MPa	193 MPa
CP3	623 MPa	194 MPa
Eixo y - 100%:		
CP1	1732 MPa	242 MPa
CP2	1718 MPa	235 MPa
CP3	1714 MPa	230 MPa
Eixo y - 50%:		
CP1	665 MPa	235 MPa
CP2	682 MPa	212 MPa
CP3	676 MPa	210 MPa

Fonte: Elaborada pela Autora

Tabela 6 - Transição vítrea do material por *DMA*.

Eixo x – 100%	Tg (E')	Tg (Tan Delta)
CP1	56.8°C	106.5°C
CP2	58.4°C	107°C
CP3	57.2°C	109°C
Eixo x – 50%		
CP1	59.7°C	127°C
CP2	59.7°C	126.7°C
CP3	57.9°C	129.3°C
Eixo y – 100%		
CP1	52.6°C	108.2°C
CP2	51.8°C	108.1°C
CP3	52°C	107.5°C
Eixo y – 50%		
CP1	56.4°C	132°C
CP2	57.2°C	127.3°C
CP3	59.6°C	127.2°C

Fonte: Elaborada pela Autora

Tabela 7 - Ensaio de microdureza Vickers.

Grupo x (vertical) – 100%	Edentação 1 (HV)	Edentação 2 (HV)	Edentação 3 (HV)	Média
CP1	28,6	18.1	19,7	22.1
CP2	25,1	28.0	18.5	23.8
CP3	25.6	21.5	16.8	21.3
CP4	17.0	19.0	25.3	20.4
CP5	18.1	16.2	25.1	19.8
CP6	18.2	22.7	19.5	20.1
CP7	20.1	30.5	21.7	24.1
CP8	19.8	25.6	21.2	22.2
CP9	22.7	21.5	25.3	23.1
CP10	25.6	19.0	20.1	21.5

Grupo y (Horizontal) – 100%	Edentação 1 (HV)	Edentação 2 (HV)	Edentação 3 (HV)	Média
CP1	14.4	16.8	15.4	15.5
CP2	13.6	14.4	15.8	14.6
CP3	16.8	15.1	15.4	15.7
CP4	14.9	13.0	14.5	14.1
CP5	14.1	12.8	13.4	13.4
CP6	13.1	13.2	15.1	13.8
CP7	12.5	13.2	12.4	12.7
CP8	12.6	13.8	13.7	13.3
CP9	14.4	13.0	13.2	13.5
CP10	15.4	13.1	13.6	14.0

Fonte: Elaborada pela Autora

APÊNDICE C

Tabela 8 – Caracterização da resina *Sheraprint-sg* através dos ensaios térmicos e mecânico pelo processo *SLA* da MA.



Caracterização térmica e mecânica de materiais impressos pelo processo de estereolitografia

Material: Resina *Sheraprint-sg*
Impressora 3D: *Rapid Shape P30*
Processo: Estereolitografia
Dimensões (AxLxP em mm): 690x480x410
Software de parâmetros: *Netfabb Rapid Shape*

Ensaio de *DSC* e *TGA*:

Norma: *ASTM D3418 – 12*

Posição de orientação: y

Taxa de deposição: 100%

Propriedades:

T_{mg} 181.4°C e T_{mg} 388.1°C, com respectivas entalpias 5.677 J/g e 1.0988 J/g.

Ensaio de *DMA*:

Norma: *ASTM D7028*

Posição de orientação: x e y

Taxa de deposição: 50 e 100%

Propriedades:

Média T_g (E')

Eixo x-100%: 57,47 ± 0,83

Eixo x-50%: 59,10 ± 1,04

Eixo y 100%: 52,13 ± 0,42

Eixo y 50%: 57,73 ± 1,67

Média T_g (Tan Delta)

107 ± 1,32

127,67 ± 1,42

107,93 ± 0,38

128,83 ± 2,74

Ensaio de Microdureza:

Norma: ASTM E384-11

Posição de orientação: x e y

Taxa de deposição: 100%

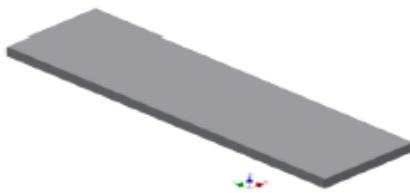
Propriedades:

Média do eixo x (vertical) – 100%: $21,84 \pm 1,51$

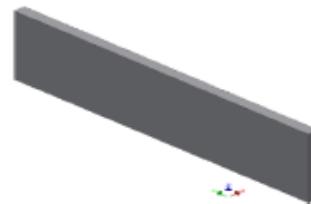
Média do eixo y (horizontal) – 100%: $14,06 \pm 0,96$

NOTA: As posições dos corpos de prova na bandeja de impressão apresentam os seguintes referenciais:

Eixo Y



Eixo X



Fonte: Elaborado pela Autora