



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
CAMPUS I
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE ODONTOLOGIA
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

ANA CLARA HECKER DE CARVALHO

**CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAIS UTILIZADOS EM DISPOSITIVOS
OCLUSAIS: IMERSÃO EM SOLUÇÃO TAMPÃO FOSFATO E EFEITO DA
DESINFECÇÃO NA DUREZA**

CAMPINA GRANDE - PB

2021

ANA CLARA HECKER DE CARVALHO

**CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAIS UTILIZADOS EM DISPOSITIVOS
OCLUSAIS: IMERSÃO EM SOLUÇÃO TAMPÃO FOSFATO E EFEITO DA
DESINFECÇÃO NA DUREZA**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Graduação em Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito parcial à obtenção do título de cirurgiã-dentista.

Área de concentração: Clínica Odontológica.

Orientadora: Profa. Dra. Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro

Coorientadora: Profa. Dra. Laura Hecker de Carvalho

CAMPINA GRANDE - PB

2021

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.

C331c Carvalho, Ana Clara Hecker de.
Caracterização de materiais utilizados em dispositivos oclusais [manuscrito] : imersão em solução tampão fosfato e efeito da desinfecção na dureza / Ana Clara Hecker de Carvalho. - 2021.
44 p. : il. colorido.

Digitado.
Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Odontologia) - Universidade Estadual da Paraíba, Centro de Ciências Biológicas e da Saúde, 2021.
"Orientação : Profa. Dra. Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro, Coordenação do Curso de Odontologia - CCBS."
1. Impressão tridimensional. 2. Testes de dureza. 3. Materiais dentários. 4. Resinas acrílicas. I. Título
21. ed. CDD 617.695

ANA CLARA HECKER DE CARVALHO

CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAIS UTILIZADOS EM DISPOSITIVOS OCLUSAIS:
IMERSÃO EM SOLUÇÃO TAMPÃO FOSFATO E EFEITO DA DESINFECÇÃO NA
DUREZA

Trabalho de Conclusão de Curso
apresentado à Graduação em Odontologia da
Universidade Estadual da Paraíba, como
requisito parcial à obtenção do título de
cirurgiã-dentista.

Área de concentração: Clínica Odontológica.

Aprovada em: 06/10/2021.

BANCA EXAMINADORA

Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro

Profa. Dra. Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro (Orientador)
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)

Medeiros

Prof. Dra. Carmen Lúcia Soares Gomes de Medeiros
Universidade Estadual da Paraíba (UEPB)

Albaniza Alves Tavares

Profa. Dra. Albaniza Alves Tavares
Universidade Federal de Campina Grande (UFCG)

Dedico este trabalho aos meus pais e aos seus imensuráveis esforços para que este momento chegasse em minha vida.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à minha incansável orientadora, Dra. Ana Isabella Meira Arruda Ribeiro por todos estes anos de pesquisa sob sua orientação irretocável.

A todos os meus professores da graduação, por construírem uma futura colega de profissão que está sempre em busca de aperfeiçoamento.

À Universidade Estadual da Paraíba (UEPB) pelo oferecimento dos Projetos de Iniciação Científica, onde pude trilhar uma linda e intensa jornada.

À Universidade Federal de Campina Grande (UFCG) pela disponibilidade do espaço e equipamentos necessários para a realização da minha pesquisa.

Aos meus amigos, por nunca duvidarem do meu potencial e serem grande fonte de motivação, mesmo nos momentos de insegurança.

Ao meu namorado, Arthur Diniz, por me mostrar o valor e diferencial da persistência diária e crescer junto à mim no início da nossa jornada enquanto adultos, tornando tudo mais leve.

À minha família, por sempre me dar todas as possibilidades que estiveram ao seu alcance e até além deste.

Aos meus colegas de curso, em especial à minha dupla, Everton Catão, por compartilhar todas as experiências, alegrias e dores que estes mais de 5 anos de graduação puderam nos trazer.

“Não é sobre quão forte você bate, é sobre quanto você aguenta e continua seguindo em frente, é assim que se ganha.”

Rocky Balboa

RESUMO

Dispositivos oclusais são largamente utilizados na Odontologia e podem ser confeccionados a partir de diferentes resinas odontológicas como o Polimetacrilato de metila (PMMA), por técnicas que incluem termopolimerização, manufatura aditiva por fotopolimerização ou o Politereftalato de etileno (PET) por termoformagem. Cada uma dessas resinas e técnicas de confecção apresentam vantagens e desvantagens como ser um material adequado para diversos empregos em diversas especialidades odontológicas e possível liberação de monômero residual no ambiente bucal com chance de reações adversas do corpo e/ou inchamento e aumento de dimensões a partir do contato intenso com a saliva, respectivamente. Tendo em vista os avanços advindos do uso da impressão tridimensional (3D) e o seu advento como recurso de última geração, tem sido sugerida a confecção de dispositivos oclusais impressos tridimensionalmente para pacientes com disfunção temporomandibular (DTM) ao invés de dispositivos termoformados ou termopolimerizados. Este estudo teve como objetivo caracterizar e comparar as características de placas planas obtidas a partir do Fotopolímero Incolor (*3DP- 3D Printing*) (Grupo 1), de Polietileno Tereftalato (PET) (Grupo 2) e Resina Acrílica Termopolimerizável Polimetilmetacrilato (Grupo 3) como a sua rigidez, possibilidade de inchamento e se cada uma delas pode liberar substâncias na boca após determinado tempo de uso. Após a confecção dos corpos de prova, cada grupo foi subdividido em 2 e metade foi submetida ao ciclo de esterilização em autoclave a 121°C durante 30 minutos, para simular um ciclo proposto como alternativa para a desinfecção de resinas acrílica e, então, caracterizados através da sua dureza Shore D. Amostras não esterilizadas foram imersas em Solução Tampão Fosfato-salina a 36,5°C e o monômero residual liberado caracterizado por espectroscopia por Uv-vis em intervalos de tempo premeditados durante 5 dias e por intumescimento em até 23 dias. Não foi possível observar um intumescimento considerável (>1%) nos grupos 3 e 2, enquanto o grupo 1 intumescceu em até 7% ao final do prazo investigado. A liberação dos monômeros residuais só foi observada em amostras do grupo 1, sendo o máximo de absorção observado em comprimento de onda de 237 nm, com picos nas primeiras 24h e após 96h. Nos grupos 3 e 2, não foi possível identificar picos de absorção, indicando a não liberação de monômero residual. Nos grupos destinados ao ensaio de Dureza Shore D, todos apresentaram aumento de dureza consequente à desinfecção, exceto o grupo 1. Concluiu-se, portanto, que amostras compostas pela resina PMMA fotopolimerizada, produzidas a partir da manufatura aditiva (Grupo 1), foram as menos indicadas para a confecção de dispositivos oclusais, pois tiveram maiores índices de intumescimento, liberação de monômero residual e diminuição na dureza após desinfecção, tendo menor custo-benefício para o cirurgião-dentista e seu paciente a partir da maior fragilidade, alteração de dimensões e possível dano na cavidade bucal deste.

Palavras-Chave: Impressão tridimensional. Testes de dureza. Materiais Dentários. Resinas Acrílicas.

ABSTRACT

Occlusal devices are widely used in Dentistry and can be made from different dental resins such as Polymethyl methacrylate (PMMA), by techniques that include thermopolymerization, additive manufacturing by photopolymerization or Polyethylene terephthalate (PET) by thermoforming. Each of these resins and confection techniques have advantages and disadvantages such as being a suitable material for various uses in various dental specialties and possible release of residual monomer in the oral environment with a chance of adverse body reactions and/or swelling and increase in dimensions from intense contact with saliva, respectively. In view of the advances arising from the use of three-dimensional (3D) printing and its advent as a state-of-the-art resource, the creation of three-dimensionally printed occlusal devices has been suggested for patients with temporomandibular disorders (TMD) instead of thermoformed or thermopolymerized devices. This study aimed to characterize and compare the characteristics of flat plates obtained from Colorless Photopolymer (3DP-3D Printing) (Group 1), Polyethylene Terephthalate (PET) (Group 2) and Polymethylmethacrylate Thermopolymerizable Acrylic Resin (Group 3) as its stiffness, possibility of swelling and whether each one of them can release substances in the mouth after a certain time of use. After making the specimens, each group was subdivided into 2 and half were subjected to a sterilization cycle in an autoclave at 121°C for 30 minutes, to simulate a cycle proposed as an alternative for the disinfection of acrylic resins and then characterized using its Shore D hardness. Unsterilized samples were immersed in Phosphate-Saline Buffer Solution at 36.5°C and the residual monomer released characterized by UV-vis spectroscopy at premeditated time intervals during 5 days and by swelling in up to 23 days. It was not possible to observe a considerable swelling (>1%) in groups 3 and 2, while group 1 swelled up to 7% at the end of the period investigated. The release of residual monomers was only observed in samples from group 1, with the maximum absorption observed at a wavelength of 237 nm, with peaks in the first 24 hours and after 96 hours. In groups 3 and 2, it was not possible to identify absorption peaks, indicating the non-release of residual monomer. In the groups destined to the Shore D Hardness test, all showed increased hardness due to disinfection, except for group 1. It was concluded, therefore, that samples composed of light-cured PMMA resin, produced from additive manufacturing (Group 1), were the least suitable for the manufacture of occlusal devices, as they had higher rates of swelling, release of residual monomer and decrease in hardness after disinfection, having a lower cost-benefit ratio for the dentist and his patient due to greater fragility, changes in dimensions and possible damage to the oral cavity.

Keywords: Three-Dimensional Printing. Hardness tests. Dental Materials. Acrylic Resins.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Quadro 1 - Grupos de polímeros utilizados	17
Figura 1 - A) Desenho dos corpos de prova no <i>software</i> B) Impressora 3D C) Corpos de prova posicionados no cabeçote de impressão	18
Figura 2 - A) Cabeçote na posição inicial B) Corpos de prova no cabeçote C) Corpos de prova no fotopolimerizador	18
Figura 3 - Aferição das medidas dos corpos de prova	19
Figura 4 – Plastificadora a vácuo Bio-art	19
Figura 5 – Corpos de prova de PET resfriando	20
Figura 6 - Matrizes metálicas	20
Figura 7 - A) Mufla metálica B) Mufla isolada com vaselina C) Posicionamento das matrizes metálicas	21
Figura 8 - A) Aplicação do isolante B) Silicona de condensação C) Silicona sobre as matrizes	21
Figura 9 - A) Mufla preenchida com gesso pedra B) Prensa hidráulica com carga de 1250 Kgf C) Obtenção de matriz de silicona	22
Figura 10 - A) Isolante Cel-Lac B) Gesso preenchido com isolante C) Preenchimento das matrizes de silicona	22
Figura 11 - A) Mufla dentro da panela elétrica B) Panela com água C) Panela com ar comprimido	23
Figura 12 - Aferição das amostras	23
Figura 13 - Autoclave SterMax®	24
Figura 14 - Corpos de prova embalados em grau cirúrgico	24
Figura 15 – Durômetro Wulstest operando em escala Shore D	25
Figura 16 - Penetrações em pontos distintos do corpo de prova	26
Figura 17 - Balança analítica	27
Figura 18 - Corpos de prova, em triplicata imersos em <i>PBS</i>	28
Figura 19 - Espectrofotômetro UV-VIS Perkin Elmer Lambda 35	29
Figura 20 - Diluições de MMA em <i>PBS</i>	30
Figura 21 - Corpos de prova na incubadora Shake modelo IKA-KS4000i	31
Gráfico 1 - Tabela comparativa entre os valores de Dureza Shore D	33
Gráfico 2 – Grau de intumescimento das amostras	35
Gráfico 3 - Curva de calibração do MMA em <i>PBS</i> pH 7,2 no $\lambda_{max} = 237 \text{ nm}$	36
Gráfico 4 - Perfil de liberação das amostras em 24 horas de ensaio	37
Gráfico 5 - Perfil de liberação das amostras em 48 horas de ensaio	37
Gráfico 6 - Perfil de liberação das amostras em 96 horas de ensaio	37
Gráfico 7 - Perfil de liberação das amostras em 120 horas de ensaio	38
Gráfico 8 - Perfis da absorbância, concentração, massa e fração liberada versus tempo dos corpos de prova do grupo 1 em <i>PBS</i> pH 7,2 quando submetidos ao ensaio de liberação <i>in vitro</i>	39

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Abs	Absorbância
AM	Additive Manufacturing
ASTM	<i>American Society for Testing and Materials</i>
C	Concentração
DTM	Disfunção Tempororo Mandibular
DCM	Distúrbios Cranio Mandibulares
K0	Intercepto
K1	Coeficiente Angular
M	Massa da amostra contendo o fármaco
Mseca	Massa seca
Múmida	Massa úmida
M_{∞}	Massa total de IBJ que foi liberada durante o ensaio
<i>PBS</i>	<i>Phosphate Buffered Saline</i>
PET	Politereftalato de etileno
PMMA	Polimetacrilato de metila
R2	Coeficiente de Correlação
UAEMa	Unidade Acadêmica de Engenharia de Materiais
UEPB	Universidade Estadual da Paraíba
UFCG	Universidade Federal de Campina Grande
V0	Volume da amostra analisada
3D	Tridimensional

LISTA DE UNIDADES E SÍMBOLOS

H	Horas
nm	Nanômetro
Mpa	Mega Pascal
pH	Potencial Hidrogeniônico
Kgf	Kilograma-força
mm	Milímetro
ml	Mililitro
mg	Miligrama
rpm	Rotação Por Minuto
µg	Micrograma
mM	Milimol
~	Aproximadamente
%	Porcentagem
©	<i>Copyright</i>
®	Marca registrada

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	12
2. OBJETIVOS	14
2.1. Objetivo Geral	144
2.2. Objetivo específico	144
3. METODOLOGIA	15
3.1. Tipo de pesquisa	155
3.2. Local de desenvolvimento da pesquisa	155
3.3. Materiais utilizados na pesquisa	155
3.4. Confeção dos corpos-de-prova	166
3.5. Desinfecção	233
3.6. Caracterização das superfícies das amostras	244
3.6.1. <i>Dureza</i>	244
3.6.2. <i>Intumescimento</i>	255
3.6.3. <i>Liberação de monômero residual (Ensaio in vitro)</i>	277
3.6.4. <i>Linearidade/Curva de calibração</i>	288
3.6.5. <i>Análise quantitativa dos monômeros residuais</i>	29
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES	32
4.1. Dureza Shore D	32
4.2. Intumescimento	33
4.3. Perfil de liberação dos monômeros residuais	34
4.4. Linearidade (calibração do equipamento uv-vis)	35
5. CONCLUSÃO	39
REFERÊNCIAS	40
ANEXO A - TERMO DE COMPROMISSO DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL EM CUMPRIR OS TERMOS DA RESOLUÇÃO 466/12 DO CNS/MS	42
ANEXO B – TERMO DE AUTORIZAÇÃO INSTITUCIONAL	43
ANEXO C – TERMO DE AUTORIZAÇÃO INSTITUCIONAL	44

1 INTRODUÇÃO

Os dispositivos interoclusais, são dispositivos comumente construídos em resina acrílica incolor. Atualmente é um dos métodos de escolha para tratamento não invasivo e reversível para obter uma melhora dos sinais e sintomas dos pacientes portadores de desordens craniomandibulares (DCM) (SIMA & GIL, 2005).

Os polímeros são formados por unidades repetitivas (“polímero” vem do grego: poli=muitos; mero= repetição), unidas por ligações químicas covalentes e compreendem uma classe de materiais, de natureza orgânica que incluem, por exemplo: plásticos, resinas, borrachas e vernizes (RABELLO, 2021). A resina acrílica à base de polimetacrilato de metila (PMMA) de cura térmica é o material de escolha para o uso odontológico, na reabilitação oral através de próteses, por exemplo, e tem sido usada desde a década de 30 por suas vantagens estéticas, de estabilidade dimensional no ambiente local, custo e compatibilidade com os tecidos (AYMAN, 2017).

Dessa forma, a resina acrílica se apresenta como uma opção viável para a confecção de guias cirúrgicos utilizados nas cirurgias bucomaxilofaciais, assim como, na ortognática, a partir do uso de *softwares* como o *Dolphin Imaging*® e impressão tridimensional por estereolitografia (ALVES et al., 2018). Há também abordagens conservadoras, incluindo o uso de placas oclusais em resina acrílica, que são uma das principais opções de tratamento para disfunção temporomandibular (DTM), devido à sua reversibilidade (FERREIRA et al., 2017). As resinas acrílicas convencionais como as termopolimerizáveis, autopolimerizáveis, termoativados e fotoativados são, até o momento, os materiais mais utilizados para confecção de placas estabilizadoras, bases de próteses e aparelhos ortodônticos (DUARTE et al., 2006).

O dispositivo oclusal deve ser confeccionado, preferencialmente, em materiais rígidos e de superfícies lisas, tais como a resina PMMA termopolimerizável, compósitos (BRIGUENTE, 2017), dispositivos termoformados e sugere-se também a aplicação do fotopolímero de base acrílica incolor, material este usado na obtenção de biomodelos pela técnica de Impressão Tridimensional (*3DP- 3D Printing*). No entanto, estas resinas, possuem algumas desvantagens, como o longo tempo de trabalho, porosidade, rugosidade, liberação de monômero residual, alterações

dimensionais e sucessivas etapas de procedimentos para sua confecção (DUARTE et al., 2006).

Os dispositivos oclusais confeccionados pela técnica de termoformagem são elaboradas com obtenção prévia de molde em materiais elastoméricos ou alginatos com melhor qualidade e modelo em gesso tipo IV. Estes dispositivos podem ser confeccionadas com variados materiais, cada qual exibindo um conjunto de propriedades que determinam a sua indicação principal. Um dos outros recursos utilizados, é a manufatura aditiva (*Additive Manufacturing - AM*). Trata-se de um processo de fabricação em que camadas de pequena espessura são depositadas uma sobre as outras para a formação de uma peça sólida. Esse tipo de processo de fabricação foi introduzido pela primeira vez em 1986, com o advento do processo de Estereolitografia (*Stereolithography - SLA*) por meio de patente por Charles Hull. (HULL, 1986).

Alguma das vantagens da impressão 3D incluem ser um processo limpo (com fácil remoção do suporte), rápido, não requerer uma etapa seguinte de pós-cura (SALMORIA et al., 2005) e versátil, com uma significativa variedade de resinas que permitem modelos com cores e propriedades diferenciadas. Em alguns casos e, dependendo do tamanho, esse processo permite a produção de várias peças simultaneamente, diminuindo o custo e o tempo de produção. A resina *SHERAprint – SG*, fotopolimerizável para a impressão tridimensional, é caracterizada por sua elevada resistência à flexão (70-80 Mpa); e Dureza Shore – D (80-90); (DENTAL EVEREST), tendo sido escolhida principalmente para a obtenção de guias cirúrgicos altamente precisos.

O presente estudo teve como objetivo avaliar e comparar o efeito da desinfecção na dureza e liberação de monômero residual de uma resina acrílica (PMMA) termopolimerizada convencional (Grupo 3), de PMMA fotopolimerizado (Grupo 1) empregado na Impressão Tridimensional (*3DP- 3D Printing*) e de Polietileno Tereftalato (PET) termoformado (Grupo 2), a fim de identificar quais os materiais mais indicados para a confecção de dispositivos oclusais levando em consideração o melhor custo-benefício para o paciente e profissional, assim como as opções mais seguras à cavidade bucal.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

● Avaliar a influência da desinfecção na dureza e a liberação de monômero residual do fotopolímero empregado na Impressão Tridimensional (Grupo 1), do PET (Grupo 2) e da resina acrílica termopolimerizável convencional (Grupo 3).

2.2 Objetivo específico

- Determinar a dureza de corpos de prova obtidos a partir do fotopolímero empregado na Impressão Tridimensional, das placas de PET termoformadas e de uma resina acrílica termopolimerizável convencional;
- Comparar a dureza de corpos de prova obtidos a partir do fotopolímero empregado na Impressão Tridimensional, das placas de PET termoformadas e de uma resina acrílica termopolimerizável convencional;
- Analisar a influência da desinfecção na dureza de corpos de prova obtidos a partir do fotopolímero empregado na Impressão Tridimensional, das placas de PET termoformadas e de uma resina acrílica termopolimerizável convencional;
- Avaliar o intumescimento dos corpos de prova, através do ensaio de intumescimento;
- Avaliar, *in vitro*, a liberação de monômero residual em Solução Tampão Fosfato-salina (PBS - pH 7,2), do monômero residual dos materiais acima citados.

3 METODOLOGIA

3.1 Tipo de pesquisa

Foi realizado um estudo experimental através do método quantitativo, sendo de caráter prospectivo e transversal. A referida pesquisa foi aprovada no edital PROPESQ no ano de 2018, contando com a participação das seguintes bolsistas: Sarah Medeiros da Silva Roque, Arthur Antônio Santana e Ana Clara Hecker de Carvalho, desenvolvida em diversas etapas, sendo esta a sua etapa final.

3.2 Local de desenvolvimento da pesquisa

A confecção das amostras foi realizada no Laboratório de Prótese Dentária da UEPB, Campus I (ANEXOS A e B). O ensaio de intumescimento e de liberação de monômero *in vitro* foi realizado no Laboratório de Nanocompósitos Poliméricos, na Unidade Acadêmica de Engenharia de Materiais (UAEMa) da Universidade Federal de Campina Grande/UFCG – PB (ANEXO C). Os testes de dureza foram realizados no laboratório de Caracterização Mecânica, na Unidade Acadêmica de Engenharia de Materiais (UAEMa) da Universidade Federal de Campina Grande/ UFCG.

3.3 Materiais utilizados na pesquisa

Os materiais utilizados como as Resinas Acrílicas à base de Polimetilmetacrilato (PMMA) fotopolimerizáveis e termopolimerizáveis, assim como o Polietileno Teraftalato (PET) tiveram suas análises laboratoriais divididas em 3 grupos de amostras (n= 10) de acordo com o método de confecção e material, e então, subdivididas para serem ou não submetidas ao método de desinfecção, resultando em 10 corpos de prova por subgrupo (**Quadro 1**). (SOUZA, 2017).

Quadro 1 - Grupos de polímeros utilizados.

Tipo	Fabricante	Nomes Comerciais	Grupo	Quantidade	Desinfecção
Resina Acrílica Fotopolimerizável - Polimetilmetacrilato	Straumann	<i>SHERAprint-sg®</i>	G1	10 corpos de Prova	Sem
			G2	10 corpos de Prova	Com
Polietileno Tereftalato I (PET)	Bioart soluções inteligentes, São Paulo.	Placas termoformadas para bruxismo	G3	10 corpos de Prova	Sem
			G4	10 corpos de Prova	Com
Resina Acrílica Termopolimerizável - Polimetilmetacrilato	VIPI Produtos Odontológicos	VIPI CRIL PLUS	G5	10 corpos de Prova	Sem
			G6	10 corpos de Prova	Com

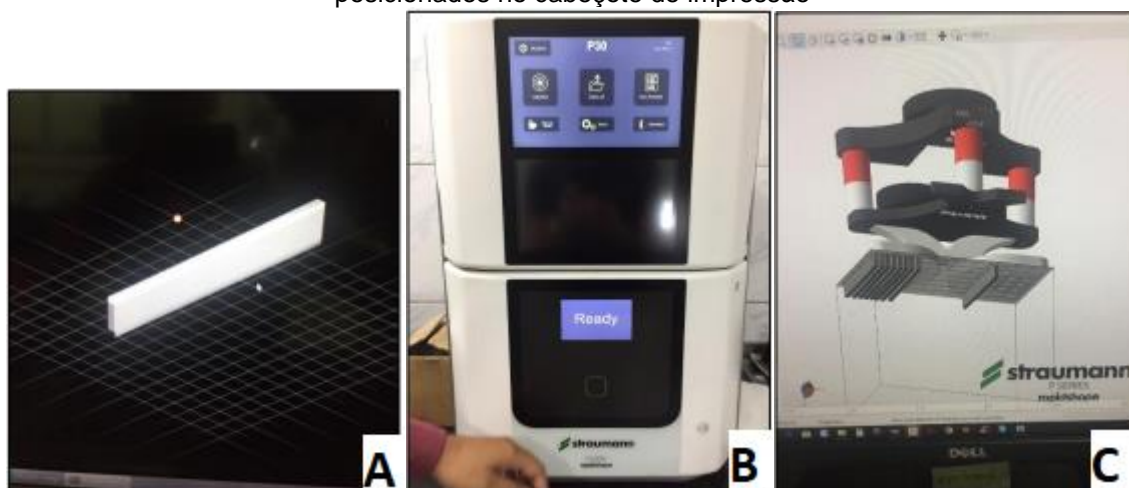
Fonte: Elaborado pela autora.

3.4 Confeção dos corpos-de-prova

Os corpos de prova do Grupo 1 (subdivididos para desinfecção em G1 e G2) foram obtidos a partir de resinas líquidas fotopolimerizáveis do tipo *SHERAprint - sg®*, com caracterização química de mistura e composta por oligômero de metacrilato e óxido de fosfina. Empregado na confecção de modelos 3D, através do *Autodesk Inventor (CAD/CAM)* e, posteriormente, impressos na Impressora 3D (*Rapid Shape*

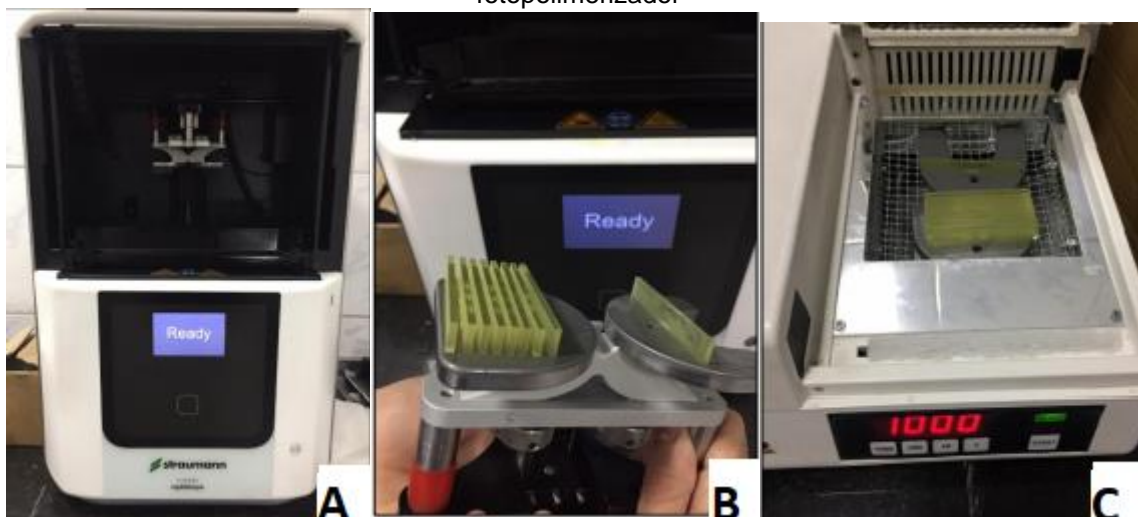
P30 - Straumann®) que se encontra no LAPDIGITAL – PB, onde foram devidamente posicionados no cabeçote de impressão e em seguida impressos. Após a impressão e retirada da Impressora 3D, os corpos de prova foram submetidos ao processo de pós cura no fotopolimerizador *Shera Flash Light Plus* e tiveram suas medidas aferidas, garantindo o padrão almejado de 65mm x 10mm x 25 mm (**Figuras 1, 2 e 3**).

Figura 1 - A) Desenho dos corpos de prova no software B) Impressora 3D C) Corpos de prova posicionados no cabeçote de impressão

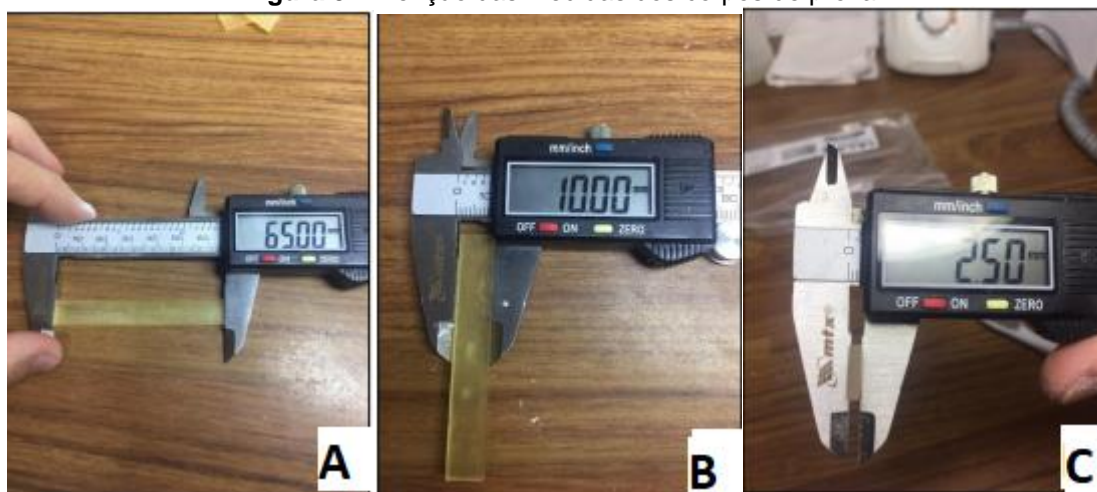


Fonte: Acervo pesquisa PROPESQ

Figura 2 - A) Cabeçote na posição inicial B) Corpos de prova no cabeçote C) Corpos de prova no fotopolimerizador



Fonte: Acervo pesquisa PROPESQ

Figura 3 - Aferição das medidas dos corpos de prova

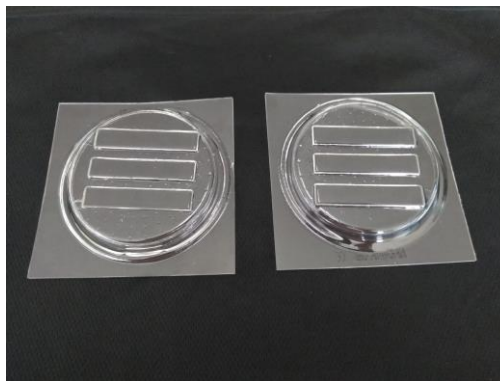
Fonte: Acervo pesquisa PROPESQ.

Já no Grupo 2 (subdivididos para desinfecção em G3 e G4) uma lâmina de 3 mm de espessura em Politereftalato de etileno (PET) adaptada no plastificador a vácuo (Bio-art equipamentos odontológicos LTDA ®, São Carlos, SP, Brasil) (**Figura 4**) o aparelho foi ligado, assim que a lâmina foi plastificada, acionou-se o vácuo. Após o resfriamento do conjunto, recortou-se a placa com discos de aço inoxidável (Wilcos®) para a obtenção dos corpos de prova com as mesmas dimensões do grupo 1 (**Figura 5**)

Figura 4 - Plastificadora a vácuo Bio-art

Fonte: Acervo pesquisa PROPESQ.

Figura 5 - Corpos de prova de PET resfriando



Fonte: Acervo pesquisa PROPESQ

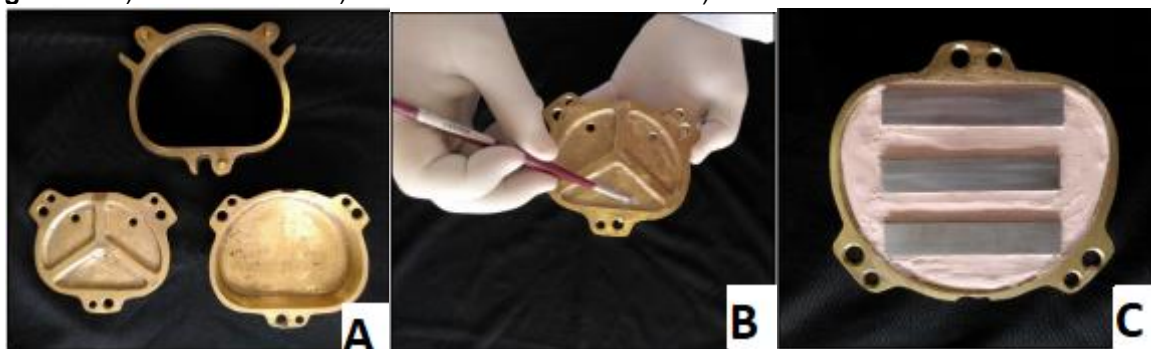
Para síntese das amostras no Grupo 3 (subdivididos para desinfecção em G5 e G6), foram confeccionados padrões metálicos em aço inoxidável no formato de barras retangulares, com arestas nítidas, nas dimensões de 64 mm x 10 mm x 3,3 mm (**Figura 6**) (SOUZA, 2017). Na inclusão destes padrões, foram utilizadas muflas metálicas (STG®, São Paulo, Brasil) para o ciclo de polimerização convencional com uso de Panela Elétrica Polimerizadora Digital (Protecni Equipamentos ©, Rua Antenor Borba, 39 – Jardim Universal – Araraquara – São Paulo), descrito a seguir, posicionando 3 matrizes em cada mufla, com espaçamento de 1cm entre cada matriz (**Figura 7**).

Figura 6 - Matrizes metálicas



Fonte: Acervo pesquisa PROPESQ.

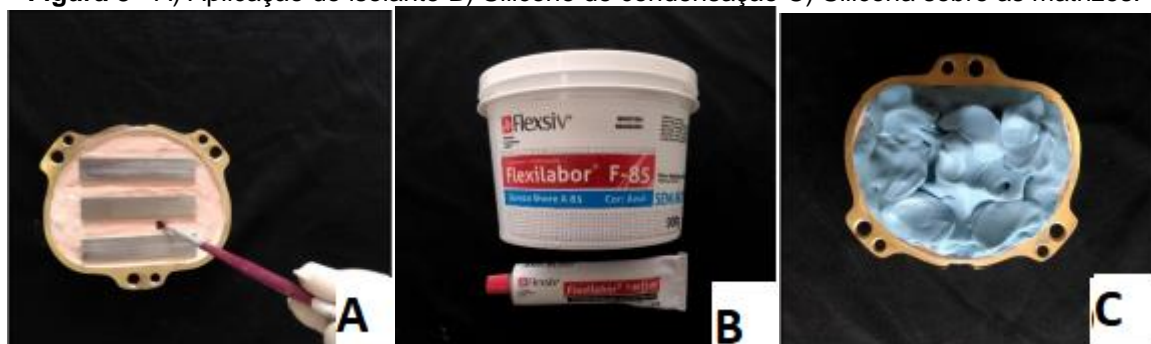
Figura 7 - A) Mufla metálica B) Mufla isolada com vaselina C) Posicionamento das matrizes metálicas



Fonte: Acervo pesquisa PROPESQ.

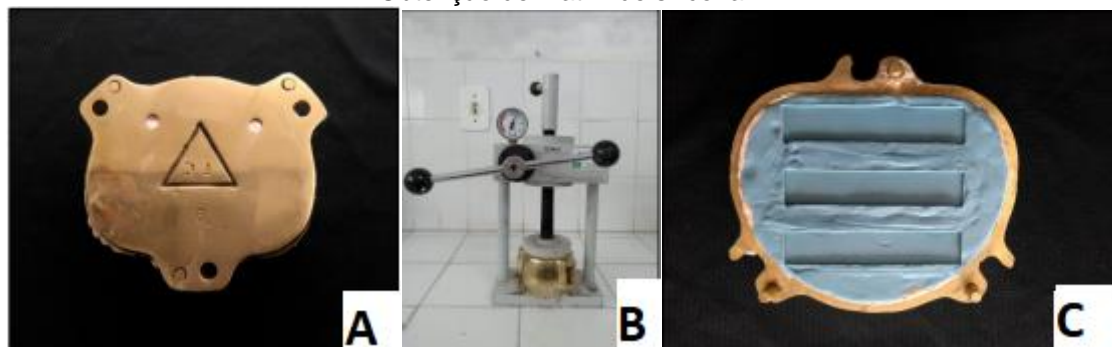
Para a inclusão, foi empregado o gesso pedra tipo III (Herodent Soli-Rock®, Vigodent, São Paulo, Brasil) nas proporções especificadas pelo fabricante, a mufla foi previamente vaselinada (Vaselina Sólida – Rioquímica®, São Paulo, Brasil) e preenchida com o gesso. Posicionadas as matrizes metálicas, aguardou-se a cristalização final do gesso, cerca de 30 minutos, para então ser aplicada uma camada de isolante para resina acrílica (Cel-lac, SS White®, Rio de Janeiro, Brasil). Após a secagem do isolante, foi utilizado um silicone laboratorial de polimerização por condensação (Zetalabor – Zhermack®, São Paulo, Brasil) sobre as matrizes para formar uma muralha. Após esta fase, a contra mufla foi preenchida com gesso e submetida na prensa hidráulica (Essence Dental Importação e Exportação®, São Paulo, Brasil) a uma carga de 1250 kgf. Foi aguardada a cristalização do gesso, e, então, a contra-mufla foi removida ficando, assim, visíveis os padrões metálicos (**Figuras 8 e 9**).

Figura 8 - A) Aplicação do isolante B) Silicone de condensação C) Silicona sobre as matrizes.



Fonte: Acervo pesquisa PROPESQ.

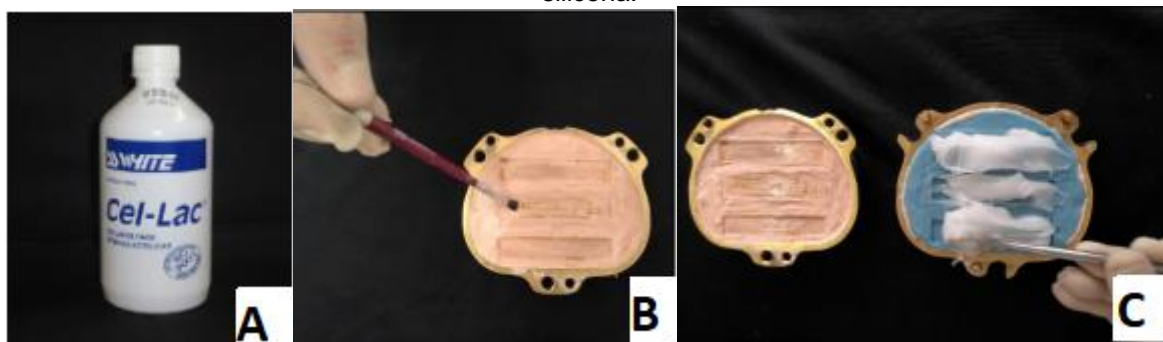
Figura 9 - A) Mufla preenchida com gesso pedra B) Prensa hidráulica com carga de 1250 Kgf C) Obtenção de matriz de silicone.



Fonte: Acervo pesquisa PROPESQ.

Feita a remoção dos padrões metálicos, as resinas foram manipuladas em pote de vidro com tampa (JON®, São Paulo, Brasil) nas proporções recomendadas pelo fabricante. Após atingir a fase plástica, foi inserida nos espaços obtidos sobre a silicone de condensação e prensada de forma lenta e gradual, em prensa hidráulica de bancada, até estabelecer uma pressão final de 1250 Kgf (**Figura 10**).

Figura 10 - A) Isolante Cel-Lac B) Gesso preenchido com isolante C) Preenchimento das matrizes de silicone.

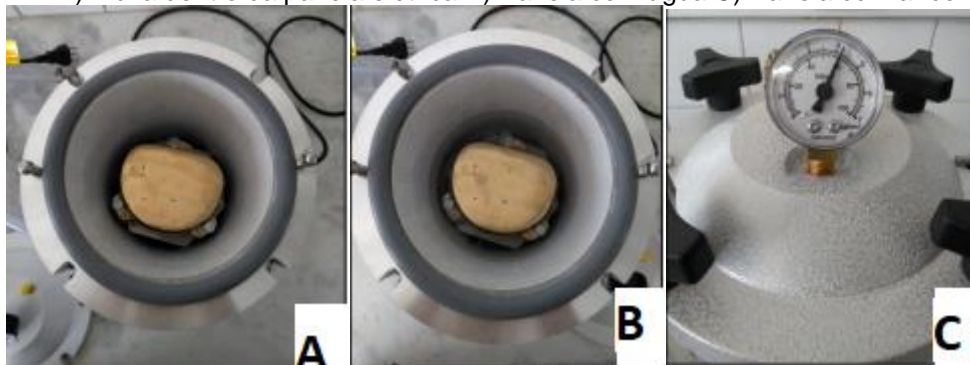


Fonte: Acervo pesquisa PROPESQ.

As muflas contendo os corpos de prova foram colocadas em uma Panela Elétrica Polimerizadora Digital (Protécni Equipamentos ©, Rua Antenor Borba, 39 – Jardim Universal – Araraquara – São Paulo), preenchida com água à temperatura ambiente e duas muflas imersas, por ciclo. Que foram subdivididos em ciclos curtos, iniciados com aquecimento da água até 70°C que dura em torno de 45 minutos, mantendo-a por aproximadamente 1 hora e 50 minutos e por fim teve a elevação da temperatura até 100°C em 30 minutos e manutenção desta durante uma hora, totalizando em média, 4 horas de duração. E em ciclos longos, onde a elevação da

temperatura inicial da temperatura (70°C), foi sustentada por 9 horas e após, elevada a 100°C e mantida por 30 minutos, totalizando em um ciclo médio de 11 horas de duração (CASADO, 2019) (**Figura 11**).

Figura 11 - A) Mufla dentro da panela elétrica B) Panela com água C) Panela com ar comprimido.



Fonte: Acervo pesquisa PROPESQ.

Para a realização do acabamento, as amostras foram submetidas a uma sequência de três lixas d'água para polimento nº 400 600 e 1200 (Norton, SP), em uma polidora automática Politriz Pantec Polipan 2 (Panambra, São Paulo, São Paulo, Brasil), durante um minuto para cada lixa. O polimento final, foi usado um disco de feltro embebido em solução diamantada de ¼ de micron (Buehler), por um minuto.

A aferição das amostras foi realizada com paquímetro digital (Stainless Hardened, São Paulo, Brasil) e ajustadas até atingirem as dimensões de 10 mm de largura, 2,5 mm de espessura e 65 mm de comprimento (**Figura 12**).

Figura 12 - Aferição das amostras.



Fonte: Acervo pesquisa PROPESQ.

3.5 Desinfecção

A desinfecção é um procedimento rotineiro na clínica odontológica, levando em consideração que tudo aquilo que é levado para a boca do paciente deve passar por esse procedimento garantindo maior biossegurança para todas as partes envolvidas.

O procedimento de autoclavagem, na autoclave SterMax® (Pinhais, Paraná, Brasil), que proporcionou a esterilização dos corpos de prova a partir dos vapores de água durante 30 minutos a 121° C. (**Figuras 13 e 14**)

Figura 13 - Autoclave SterMax®



Figura 14 - Corpos de prova embalados em grau cirúrgico



Fonte: Acervo pessoal da autora.

3.6 Caracterização das superfícies das amostras

3.6.1 Dureza

Os ensaios de dureza têm grande relevância clínica visto que os dispositivos oclusais, quando em boca sofrem constantemente pressões e forças mastigatórias, especialmente nos casos onde são aplicados como placas estabilizadoras em pacientes portadores de DTM ou hábitos parafuncionais.

Sendo assim, foram realizados em um durômetro marca Wulstest, operando em escala Shore D no Laboratório de Caracterização de Materiais da UAEMa, UFCG. As amostras (desinfectadas e não desinfectadas) foram submetidas ao teste de dureza Shore D com aplicação de carga por cinco segundos de acordo com a norma *American Society for Testing and Materials (ASTM) D2240 (1986)*. Cada amostra foi submetida a 5 penetrações em regiões distintas da superfície e o valor médio reportado (**Figura 15 e 16**).

Figura 15 - Durômetro Wulstest® operando em escala Shore D



Fonte: Acervo pessoal da autora.

Figura 16 - Penetrações em pontos distintos do corpo de prova



Fonte: Acervo pessoal da autora.

3.6.2 Intumescimento

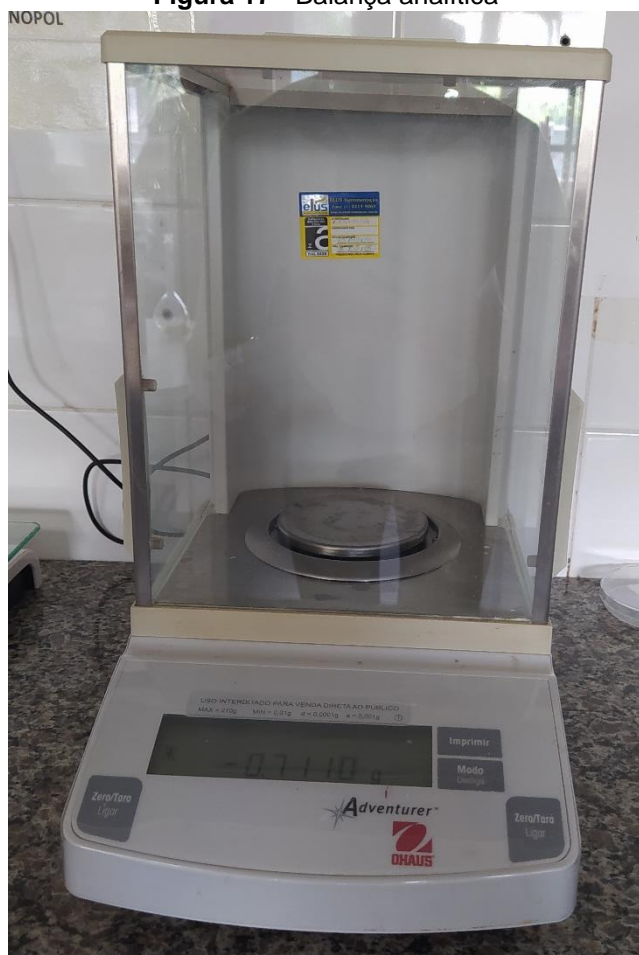
Este ensaio foi realizado com o intuito de investigar o comportamento dos corpos de prova quando imersos em solução tampão fosfato-salino (PBS - pH 7,2) conforme a figura 17, a uma temperatura de 36,5°C, simulando as condições encontradas na cavidade oral. Isto porque, simular o intumescimento (e consequente alteração de dimensões) de uma resina odontológica utilizada em placas oclusais por um determinado fluido, bem como a potencial liberação de monômero durante esta exposição é de fundamental importância para o uso seguro de dispositivos oclusais. Para a realização deste ensaio, seguiu-se a metodologia da norma *ASTM D 570* (1998) com algumas adaptações.

Foram preparadas amostras dos corpos de prova de cada composição, em seguida, pesados em balança analítica (**Figura 17**), para a obtenção da massa seca (Mseca). Os testes foram conduzidos em triplicata. Para o ensaio de intumescimento, as amostras foram imersas em becker de vidro contendo 20 mL de solução tampão fosfato-salina – PBS (pH 7,2), à temperatura 36,5 °C, conforme a figura 18. Em intervalos de tempo pré-estabelecidos (24, 48, 168, 384 e 552 horas), os corpos de prova foram retirados da solução, secos rapidamente com papel absorvente, para eliminar o excesso de líquido, e pesados novamente para a obtenção da massa úmida

(Múmida). Para o cálculo do grau de intumescimento (I%) foi utilizada a Equação 1 (CAVALCANTI et al., 2002):

$$I(\%) = (M_{\text{seca}} - M_{\text{úmida}} / M_{\text{seca}}) * 100$$

Figura 17 - Balança analítica



Fonte: Acervo pessoal da autora.

Figura 18 - Corpos de prova, em triplicata imersos em PBS



Fonte: Acervo pessoal da autora.

3.6.3 Liberação de monômero residual (Ensaio *in vitro*)

A espectroscopia de absorção no ultravioleta foi utilizada para comparar o teor de monômero ou substâncias solúveis liberadas em Solução Tampão Fosfato-salina (PBS - pH 7,2) a partir das amostras investigadas. Inicialmente, o equipamento foi calibrado com soluções tampão aquosas de PBS contendo metilmetacrilato (MMA) com concentrações conhecidas. Amostras foram pesadas e imersas em 20 mL de PBS; alíquotas (3ml) foram retiradas em tempos distintos e analisadas por espectroscopia no UV/Vis em espectrofotômetro UV-VIS Lambda 35 (Perkin Elmer®) (**Figura 19**), com a faixa de leitura entre 200nm e 400nm, abrangendo a faixa de absorção do MMA, que se situa em torno de 237 nm (LAMB, ELLIS, PRIESTLEY, 1982). O teor de monômero residual liberado na solução de PBS em função do tempo de imersão a 36,5°C foi então determinado.

Figura 19 - Espectofotômetro UV-VIS Perkin Elmer Lambda 35



Fonte: Adaptado do catálogo online da Perkin Elmer.

3.6.4 Linearidade/Curva de calibração

A linearidade é a faixa linear de trabalho, ou seja, é a capacidade de uma metodologia analítica demonstrar que os resultados obtidos são diretamente proporcionais à concentração do analito na amostra, dentro de um intervalo especificado. Recomenda-se que a linearidade seja determinada pela análise de, no mínimo, 5 concentrações diferentes. O coeficiente de correlação é calculado pela regressão linear através do método dos mínimos quadrados. Os dados obtidos devem ter o coeficiente de correlação (R^2) = 0,99, indicando, assim, a relação aceitável entre as concentrações do analito e as respostas analíticas, que devem obedecer a uma variação de 80% a 120% da concentração teórica (Brasil, 2003). A linearidade foi determinada a partir de uma solução de metilmetacrilato (MMA) em PBS, utilizando cinco pontos, com concentrações variando de 0,94 mg/ml, 0,094 mg/ml, 0,0094 mg/ml, 0,00094 mg/ml, 0,000094 mg/ml (**Figura 20**). Todas as análises foram realizadas em triplicata, obtendo-se uma curva de calibração que foi linearizada por regressão linear calculada pelo método dos mínimos quadrados conforme a Equação 2.

$$Abs = k_1 \cdot C + K_0$$

onde: *Abs* é a absorbância; *C* é a concentração do MMA, em µg/mL, k_1 é o coeficiente angular da reta e K_0 é o intercepto.

Figura 20 - Diluições de MMA em PBS

Fonte: Acervo pessoal da autora.

3.6.5 Análise quantitativa dos monômeros residuais

A análise quantitativa dos monômeros residuais liberados pelo material do corpo de prova é de grande importância dado que estes podem gerar danos à cavidade bucal.

Para a análise quantitativa *in vitro* dos monômeros residuais, as amostras (em triplicata) foram colocadas em Becker de vidro contendo 20 mL de PBS (pH 7,2) e mantidos sob agitação a uma velocidade de 10 rpm e temperatura de 36,5°C em uma incubadora Shake modelo IKA-KS4000i (**Figura 21**).

Figura 21 - Corpos de prova na Incubadora Shake modelo IKA-KS4000i



Fonte: Acervo pessoal da autora.

Em tempos pré-determinados de 24, 48, 96 e 120 horas, uma alíquota (~3mL) dessa solução foi retirada para análise no UV-Vis no Espectrofotômetro UV-VIS Perkin Elmer Lambda 35 (**Figura 19**). Após a retirada de cada alíquota para ser quantificada, a mesma era reposta à sua solução de origem. A concentração do MMA liberado foi determinada por medida direta da absorbância máxima em torno de 237 nm, pela curva padrão (curva de calibração) (Equação 2). A fração liberada de monômeros residuais foi obtida pela Equação 3:

$$\text{Fração Liberada (\%)} = \frac{\sum C_i V_0}{m} \cdot 100$$

onde: V_0 é o volume da amostra analisada (3 mL), C_i é a concentração (ng/mL) do polímero liberado no momento do ensaio e m é a massa da amostra contendo o polímero

A taxa de liberação foi calculada utilizando a Equação 14, onde $M(t)$ é a massa total de IBU que foi liberada durante o ensaio de liberação.

$$\text{Taxa de liberação } (t) = \frac{\text{Massa liberada } (t)}{M(\infty)}$$

Fonte: Adaptado de Cavalcanti et al., 2002

Onde V_0 é o volume da amostra analisada (3 mL), C_i é a concentração (mg/mL) do monômero residual liberado no momento do ensaio e m é a massa da amostra contendo o MMA (mg).

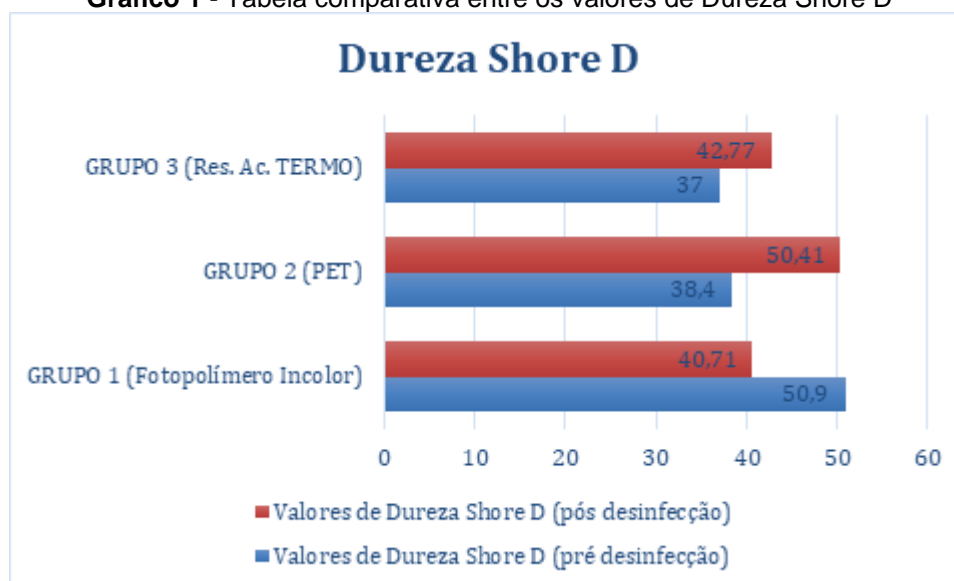
A taxa de liberação foi calculada utilizando a Equação 3, onde $M(t)$ - e a quantidade de monômero liberada num determinado tempo e $M(\infty)$ é a massa total de monômeros que foi liberada durante o ensaio de *in vitro*.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Dureza shore D

Os dados relativos à comparação entre os valores da Dureza Shore D, previamente e após o processo de desinfecção estão presentes no Gráfico 1.

Gráfico 1 - Tabela comparativa entre os valores de Dureza Shore D



Fonte: Elaborado pela autora.

Para as amostras investigadas, onde os grupos 1, 2 e 3 foram subdivididos em dois subgrupos (G1 e G2; G3 e G4; G5 e G6) respectivamente, para as amostras desinfectadas e não desinfectadas, os dados de dureza indicaram que, exceto para as amostras do grupo 1 (G1 e G2), a desinfecção levou a um aumento na dureza, o que pôde ser explicado pelo procedimento ter provocado pós-cura ou reticulação dos sistemas dependentes do calor, segundo Canevarolo Jr (2006). Acredita-se que a polimerização das amostras de PMMA fotopolimerizadas (Grupo 1 e 2) não tenha sido completa, o que significa que houve monômero residual no sistema, conforme afirmaram Goiato et al., (2006). Portanto, durante o processo de desinfecção da amostra deve ter havido remoção desse monômero gerando porosidade nas amostras e reduzindo sua dureza, concordando com Kimpara et al., (2009); Mello (2001). Essa hipótese parece ser comprovada pelo ensaio de intumescimento, que demonstrou que as amostras fotopolimerizadas foram as que mais absorveram o solvente (PBS) e as

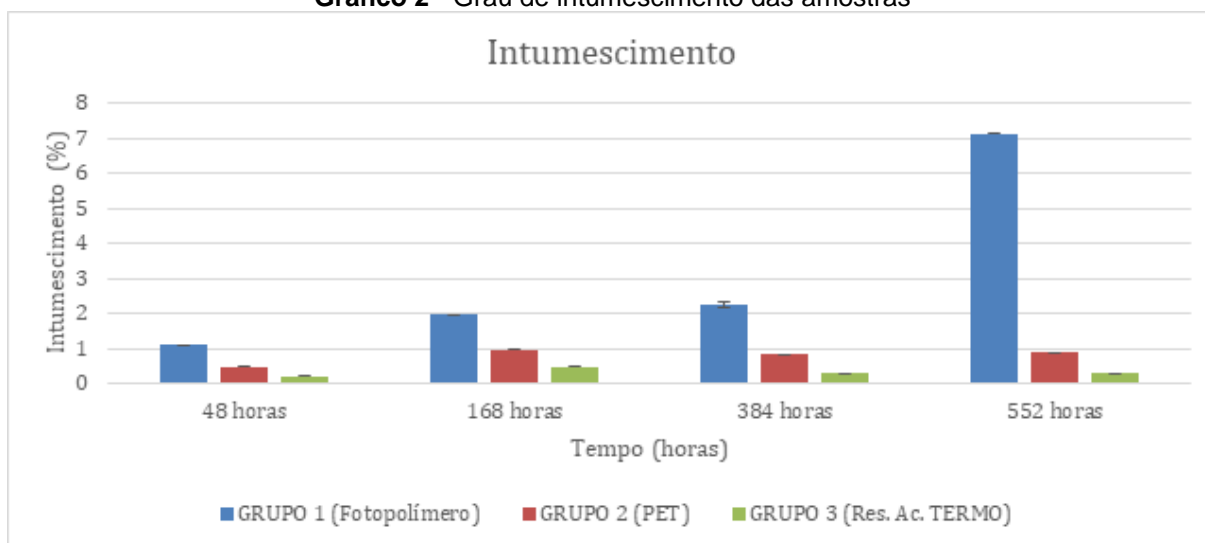
únicas que liberaram monômero (MMA), quando imersas nessa solução, conforme evidenciado por dados de espectroscopia no UV-vis.

Sendo assim, após o processo de desinfecção, as amostras do Grupo 1 (G1 e G2), sofreram uma diminuição considerável em sua média de dureza Shore D gerando maior fragilidade ao corpo do dispositivo oclusal que pode ser danosa à longevidade deste.

4.2 Intumescimento

Os dados de intumescimento das amostras estão apresentados No Gráfico 1. As análises foram realizadas em triplicata e os resultados desta propriedade física foram calculados como a média de três experimentos independentes.

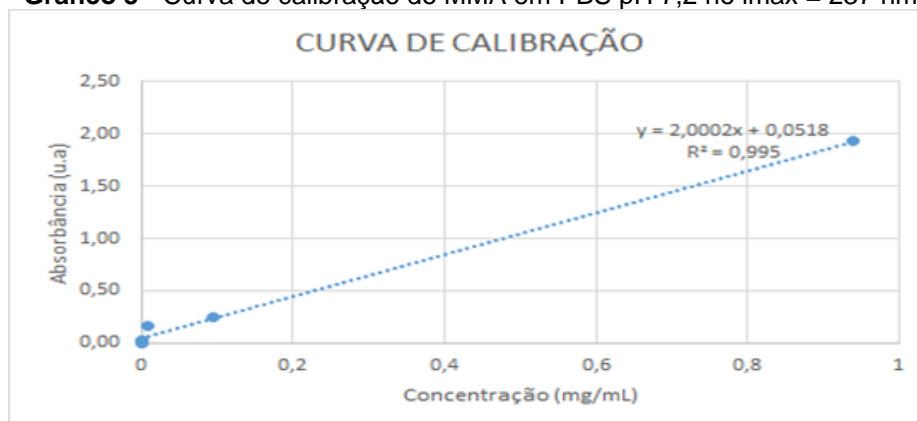
De acordo com o gráfico (**Gráfico 2**), não foi possível observar uma mudança significativa (>1%) no intumescimento das amostras de Resina Acrílica Termopolimerizável (Grupo 3) e Politereftalato de etileno (PET) (Grupo 2) em função do tempo de imersão. Porém, a resina fotopolimerizada (PMMA) (Grupo 1) que foi manufaturada por impressão 3-D, apresentou intumescimento significativo em função do tempo de imersão em PBS, variando de 1% em 48h para 7% em 552h. Em concordância com Aouada et al. (2009) e Monteiro et al. (2015), acredita-se que a maior absorção (intumescimento) apresentada por essa amostra possa ser atribuída a uma maior porosidade causada por polimerização incompleta durante sua síntese por fotopolimerização em impressora 3D. Isto porque, amostras não completamente polimerizadas, pouco cristalinas ou de baixa massa molar são mais susceptíveis à perda ou liberação de monômero residual e conseqüente criação de poros. A reticulação incompleta, baixa cristalinidade e baixa massa molar também são fatores que afetam negativamente as propriedades dos polímeros e facilitam a absorção de solventes.

Gráfico 2 - Grau de intumescimento das amostras

Fonte: Elaborado pela autora.

4.3 Linearidade (calibração do equipamento uv-vis)

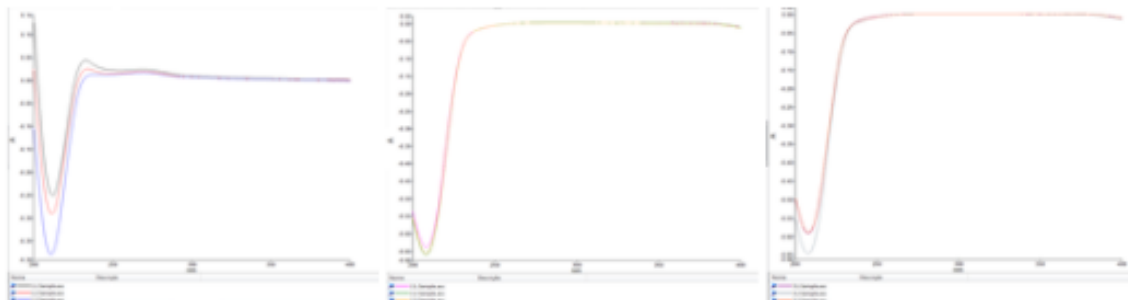
Para calibrar o equipamento e avaliar a linearidade, foram analisadas soluções de MMA em PBS com concentrações de 0,94 mg/mL, 0,094 mg/mL, 0,0094 mg/mL, 0,00094 mg/mL, 0,000094 mg/mL. O coeficiente de correlação (R^2) foi de 0,995. Logo, as soluções preparadas, dentro do intervalo especificado, apresentaram leituras de absorção diretamente proporcionais à concentração de MMA na solução, corroborando com critério descrito na RE 899/2003 Anvisa (Brasil, 2003), que determina um coeficiente de correlação mínimo de $R^2 = 0,99$ do analito e confirmando a linearidade do método no meio estudado (PBS pH 7,2), sendo então, capaz de verificar a presença ou ausência da liberação de monômero residual por parte dos corpos de prova nos ensaios posteriores. (**Gráfico 3**).

Gráfico 3 - Curva de calibração do MMA em PBS pH 7,2 no $\lambda_{max} = 237 \text{ nm}$ 

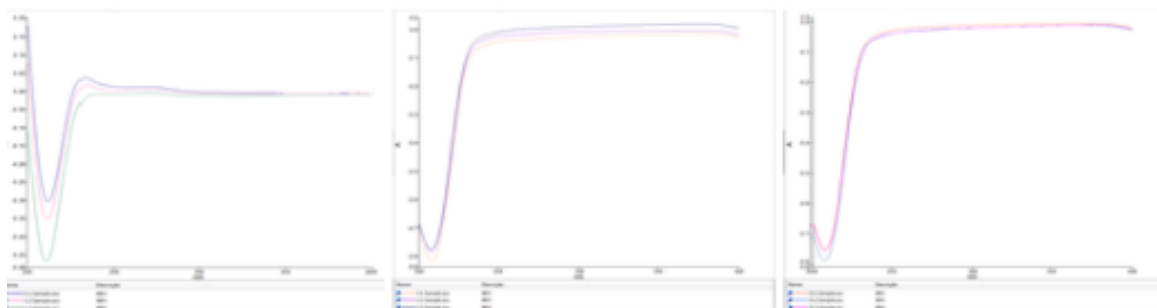
Fonte: Elaborado pela autora.

4.4 Perfil de liberação dos monômeros residuais

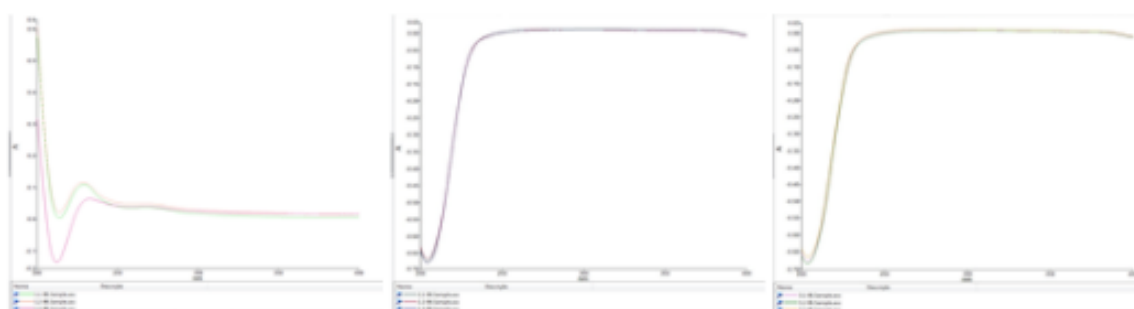
Os perfis de liberação dos monômeros residuais dos corpos de provas imersos em solução tampão fosfato-salino (PBS) 8,3 mM pH 7,2, por 24, 48, 96 e 120 horas foram determinados na análise de Uv-Vis em varredura entre 200 e 400 nm (comprimento de onda no qual o MMA apresenta sua máxima absorção) estão apresentados nas figuras abaixo (**Gráficos 4, 5, 6 e 7**). A partir da análise destes gráficos, pôde-se observar que o comprimento máximo de absorção do MMA se deu por volta de 237 nm, para o Grupo 1 com as amostras do Fotopolímero, sendo este um resultado que foi de encontro ao que foi dito por Alvim; Santos e Leão (2017), que mencionaram que a polimerização incompleta do MMA justifica a liberação dos monômeros residuais e exemplificaram que não são raros relatos dos pacientes usuários de próteses dentárias mucossuportadas novas sobre ardor, salivação excessiva e ressecamento bucal, podendo ser então uma reação alérgica ou irritação química local causadas pela liberação dos monômeros da resina acrílica, seus componentes e demais fatores etiológicos. Não foi possível identificar ou quantificar monômeros residuais nas outras amostras dos grupos 2 (PET) e 3 (Resina Acrílica Termopolimerizável), o que foi tido como indicativo de que não houve liberação de monômero MMA por essas amostras. A não liberação de monômero MMA pelas amostras do grupo 2 (PET) era esperada, já que esse polímero não contém MMA em sua composição, corroborando com Silverstein et al (2019). A ausência de picos referentes ao MMA nas amostras do grupo 3 (resina acrílica termopolimerizada) demonstrou que a polimerização foi completa e que não houve monômero residual.

Gráfico 4 - Perfil de liberação das amostras em 24 horas de ensaio

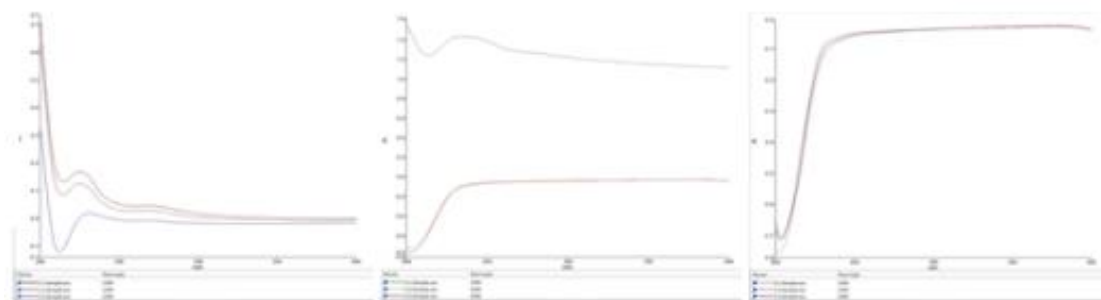
Fonte: Elaborado pela autora.

Gráfico 5 - Perfil de liberação das amostras em 48 horas de ensaio

Fonte: Elaborado pela autora.

Gráfico 6 - Perfil de liberação das amostras em 96 horas de ensaio

Fonte: Elaborado pela autora.

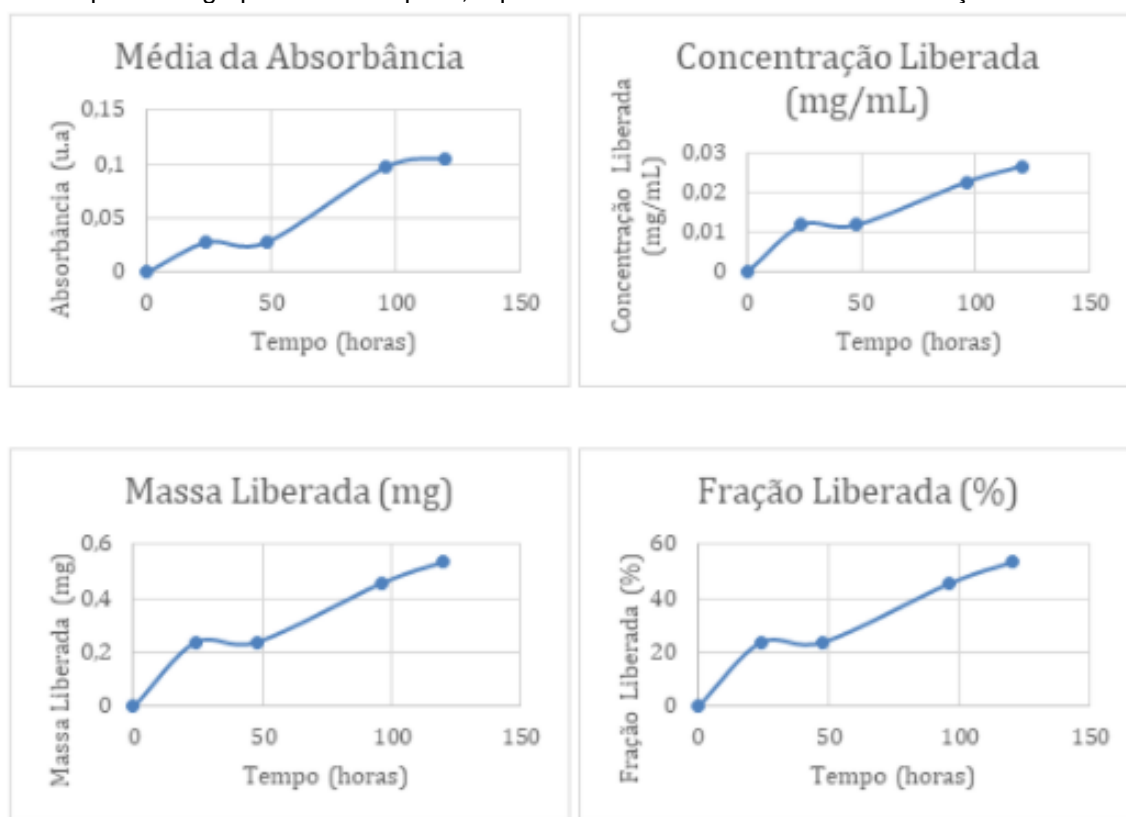
Gráfico 7 - Perfil de liberação das amostras em 120 horas de ensaio

Fonte: Elaborado pela autora.

A partir da análise do perfil de liberação dos monômeros residuais presentes nas amostras, as curvas e valores de concentração (mg/mL), massa (mg) e fração liberada do MMA (%) obtidas a partir dos dados do ensaio foram ilustradas no gráfico 8 apresentado a seguir. Esta etapa só foi possível ser realizada para as amostras do grupo 1 (Fotopolímero incolor), visto que estas foram as únicas que apresentaram banda/pico característico de liberação de monômero MMA residual pela técnica de Espectrofotometria do UV-Vis em um comprimento de onda aproximado de 237nm, concordando com Silverstein et al (2019); Pavia et al (2015). As outras amostras não apresentaram picos, indicando que não houve liberação de MMA residual detectável pela técnica/aparelho.

O gráfico 8 mostra duas etapas de liberação de monômeros residuais: a primeira com liberação rápida (*burst*) em 24 e 96 horas de imersão e outra fase longa (*lag*) em tempos mais longos 48 e 120 horas. Ou seja, nas primeiras 24 horas e após 96 horas de ensaio houve dois picos, possivelmente relacionados a uma liberação rápida dos monômeros residuais, seguido de uma etapa mais estável da liberação com 48 e 120 horas, em concordância com Pavia et al (2015). Após o tempo final de realização do ensaio, foram obtidos os valores máximos de monômeros residuais liberados, que foram de: na concentração, de aproximadamente 30 $\mu\text{g/mL}$ ou 0,03mg/mL, massa de 0,53 mg e na fração, 53,24%. Normalmente, a liberação brusca ocorre em um período curto de tempo em comparação com todo o processo de liberação, consoante com Azhar; Olad (2014). Esse perfil de liberação dos monômeros residuais nas amostras do grupo 1 corroboram os resultados apresentados pelo ensaio de intumescimento e Dureza Shore D e levam à acreditar que esta liberação de monômero residual pode ter efeitos danosos a mucosa do paciente podendo gerar reações alérgicas ou irritações químicas causada por este (**Gráfico 8**).

Gráfico 8 - Perfis da absorbância, concentração, massa e fração liberada versus tempo dos corpos de prova do grupo 1 em PBS pH 7,2 quando submetidos ao ensaio de liberação in vitro



Fonte: Elaborado pela autora.

Como expansão para futuros questionamentos e ampliação desta linha de pesquisa, vale a pena a investigação aprofundada no protocolo de manufatura aditiva através da Esterolitografia para a produção de dispositivos oclusais, em especial com o PMMA fotopolimerizado. Podendo-se variar diferentes aspectos do processo, como exemplo, a espessura de cada camada onde a fotopolimerização é aplicada, a fim de alcançar uma polimerização mais eficaz e que garanta diminuição da liberação de monômero, da porosidade do dispositivo, garantindo menor intumescimento, além de, provavelmente, assegurar maior dureza de cada uma das camadas e, conseqüentemente, do produto final, visto que o processo de fabricação a partir de manufatura aditiva está cada vez mais popularizado e presente na rotina clínica dos cirurgiões-dentistas.

5 CONCLUSÃO

De acordo com o objetivo do presente estudo, em avaliar e comparar a dureza Shore D dos diferentes materiais empregados em cada grupo, além da influência do processo de desinfecção nesta, além de verificar o intumescimento de cada grupo quando imersos em PBS e a liberação de monômero residual das resinas odontológicas. Os resultados indicaram que, dentre as três resinas investigadas, a que teve sua dureza diminuída quando desinfectada foi a resina PMMA fotopolimerizada produzida a partir da manufatura aditiva, pelo processo de estereolitografia, aquela que mais intumescceu e liberou monômero após a imersão em solução salina, também foram os corpos de prova do grupo 1, formado pela resina PMMA fotopolimerizada. Os outros materiais investigados, PMMA termopolimerizada e PET termoformado, tiveram suas durezas aumentadas após a desinfecção, intumesceram minimamente e não liberaram Metilmetacrilato (MMA).

Desta forma, pôde-se entender que dentre os grupos estudados e as características que apresentaram diante dos ensaios, a resina termopolimerizada e material termoformado seriam mais indicados para a confecção dos dispositivos oclusais, garantindo maior segurança para o usuário por não liberarem MMA em condições similares à cavidade oral, garantindo maior segurança ao paciente, evitando possíveis reações adversas ao material, apresentarem intumescimento mínimo e, conseqüentemente, não terem suas proporções e peso alterados, além de terem sua longevidade assegurada pela maior dureza após o procedimento de desinfecção a partir da esterilização.

Sendo assim, esta pesquisa traz ao cirurgião-dentista clínico maior entendimento sobre as propriedades e características que devem ser analisadas dos materiais amplamente utilizados na prática clínica, afim de garantir maior segurança para o paciente, assim como para si próprio no momento da escolha do material empregado na confecção dos dispositivos oclusais.

REFERÊNCIAS

- ALVES, D. A. Comparação de diferentes planejamentos em cirurgia ortognática para o tratamento de assimetrias faciais: relato de casos. **Rev. HU**, v. 44, n. 1, p. 131-141, 2018.
- ALVIM, H. C. N.; SANTOS, S. S.; LEÃO, M. V. P. HIPERSENSIBILIDADE À RESINA ACRÍLICA EM REABILITAÇÃO BUCAL. **Rev. Odontol. Cid. São Paulo**. v. 25, n. 3, p. 233-240, 2013.
- AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. - "**ASTM-D-2240**": A book of ASTM standards, p.1, ASTM, Philadelphia (1986).
- AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. - **ASTM D570** Standard Test Methods: Water absorption of plastics. United States, 1998.
- AOUADA, F. A. Correlação entre parâmetros da cinética de intumescimento com características estruturais e hidrofílicas de hidrogéis de poliacrilamida e metilcelulose. **Rev. Quim. Nova**, v. 32, n. 6, p. 1482-1490, 2009.
- AYMAN, A. D. The residual monomer content and mechanical properties of CAD\CAM resins used in the fabrication of complete dentures as compared to heat cured resins. **Electron Physician**, v. 9, n. 7, p. 4766-4772, 2017.
- AZHAR, F. F.; OLAD, A. A study on sustained release formulations for oral delivery of 5-fluorouracil based on alginate-chitosan/montmorillonite nanocomposite systems. **Applied Clay Science**, v. 101, p. 288-296, 2014.
- BRASIL. Resolução-RE nº 893, de 29 de maio de 2003: Guia para validação de métodos analíticos e bioanalíticos. ANVISA 2003.
- BRIGUENTE, G. L. PLACA OCLUSAL COMO OPÇÃO DE CONTROLE PARA O BRUXISMO DO SONO: REVISÃO DE LITERATURA. 2017. 48 p. Tese de Conclusão do Curso (Bacharel em Odontologia) – Universidade de do Sul de Santa Catarina (UNISUL), Tubarão, 2017.
- CANEVAROLO, JR. **Ciência dos polímeros: um texto básico para tecnólogos e engenheiros**. 2ª edição. São Paulo, Artliber Editora, 2006.
- CASADO, B. **Avaliação de porosidades internas em resina acrílica termicamente ativada**. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Pernambuco, Universidade de Pernambuco. Camaragibe, p. 27-28, 2019.
- CAVALCANTI, O. A.; MOOTER, G. V. D.; CARAMICO-SOARES, I.; KINGET, R. Polysaccharides as excipients for colon-specific coatings. Permeability and swelling properties of casted films. **Drug development and industrial pharmacy**, v. 28, p. 157-164, 2002
- CUNNINGHAM JR, L. L.; MADSEN, M. J.; PETERSON, G. Stereolithographic modeling technology applied to tumor resection. **J Oral Maxillofac Surg**. v.63, n.6, p. 873-878, 2005.
- DUARTE, A.R.C. et al. Avaliação de rugosidade superficial e resistência flexional de quatro resinas acrílicas utilizadas para próteses sobre implante, em função imediata. **UFES Rev Odontol.**, v. 8, n.1, p.37-45, 2006.
- FERREIRA, F. M. et al. Effect of Occlusal Splints on the Stress Distribution on the Temporomandibular Joint Disc. **Braz Dent J** v.28, n.3, p. 324-329, 2017.
- FONSECA, J. C.; PICCIN, H. J. **Placas Termoformadas: equipamentos, materiais e técnicas de confecção**. Manual da BioArt, 2010.

GOIATO, M. C. et al. Efeito de técnicas de polimento na porosidade e na dureza de resinas acrílicas submetidas a termociclagem. **Revista de Odontologia da UNESP**, v.35, n. 1, p. 47-52, 2006.

HULL, C. W. Apparatus for Production of Three-Dimensional Objects by Stereolithography, United States Patent 4575330, 1986.

KIMPARA, E. T. et al. Resinas acrílicas para prótese total: efeito de ciclos de polimerização sobre a quantidade de monômero residual e porosidades. **Rev. F. Odontol**, v. 14, n. 1, p. 37-41, 2009

LAMB, D. J.; ELLIS, B.; PRIESTLEY, D. Loss into water of residual monomer from autopolymerizing dental acrylic resin. **Biomaterials**, v.3, p. 155-159, 1982.

MELLO, J. A. N. **Avaliação das propriedades mecânicas e química de uma resina acrílica polimerizada sob pressão no micro-ondas utilizando o sistema de injeção**. Tese (Doutorado em Odontologia) – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Piracicaba, São Paulo, p. 71, 2001.

MONTEIRO, A. A. S. et al. Efeito da modificação química na solubilidade e intumescimento de microesferas à base de goma do cajueiro carboximetilada e quitosana. **Polímeros**, v. 25, n. spe, p. 31-39, 2015.

PAVIA, D. L. et al. **Introdução à Espectroscopia**. São Paulo: Cengage Learning, 2ª edição, 2015.

RABELLO, M. S. **Estrutura e propriedades de polímeros**. 1ª edição. Campina Grande, Ed. Do Autor, 2021.

SALMORIA, G. V. et al. Stereolithography somos 7110 resin: mechanical behavior and fractography of parts post-cured by different methods. **Polymer Testing**. v. 24, n. 2, p. 157- 162, abril 2005.

SHERA Werkstoff – Technologie GmbH & Co. KG: **SHERA Digital**, 2016. Disponível em: <http://dentaleverest.es/wp-content/uploads/SHERAdigital2016.pdf>. Acesso em: 14 de maio de 2019.

SILVERSTEIN, R. et al. **Identificação Espectrométrica de Compostos Orgânicos**. Rio de Janeiro: LTC, 8ª edição, 2019.

SIMA, F.T.; GIL, C. Estudo comparativo do grau de severidade das desordens craniomandibulares em pacientes edentados parciais antes e após a utilização de placas interoclusais. **Rev Pós Grad.**, v.12, n.2, p.179-85, 2005.

SOUZA, L.S. **Avaliação das propriedades físicas e mecânicas de resinas flexíveis sob influência da termociclagem**. 2017. Trabalho de conclusão de curso (bacharelado) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, 2017.

ANEXO A**TERMO DE COMPROMISSO DO PESQUISADOR RESPONSÁVEL EM CUMPRIR OS TERMOS DA RESOLUÇÃO 466/12 DO CNS/MS****Pesquisa: INFLUÊNCIA DA DESINFECÇÃO NA CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAIS UTILIZADOS EM DISPOSITIVOS OCLUSAIS: ESTUDO *IN VITRO***

Eu Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro, Professora do Curso de Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba, portadora do RG: 17993018 SSP/PB e CPF: 027.407.784-70, comprometo-me em cumprir integralmente as diretrizes da Resolução nº. 466/12 do Conselho Nacional de Saúde do Ministério da Saúde/ Comissão Nacional de Ética em Pesquisa, que dispõe sobre Ética em Pesquisa que envolve Seres Humanos.

Estou ciente das penalidades que poderei sofrer caso infrinja qualquer um dos itens da referida Resolução.

Por ser verdade, assino o presente compromisso.

Campina Grande, 08 de junho de 2020

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Ana Isabella', is written over a white rectangular background.

Assinatura do (a) Pesquisador Responsável
Orientador (a)

ANEXO B**TERMO DE AUTORIZAÇÃO INSTITUCIONAL**

Estamos cientes da intenção da realização do projeto intitulado: **INFLUÊNCIA DA DESINFECÇÃO NA CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAIS UTILIZADOS EM DISPOSITIVOS OCLUSAIS: ESTUDO *IN VITRO***, desenvolvido pela aluna Ana Clara Hecker de Carvalho do Curso de Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba, sob a orientação da Professora Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro.

Campina Grande 08 de junho de 2020

A handwritten signature in blue ink, consisting of a large circular flourish and several loops, positioned above a horizontal line.

Responsável Institucional

ANEXO C



TERMO DE AUTORIZAÇÃO INSTITUCIONAL

Estamos cientes da intenção da realização do projeto intitulado: **INFLUÊNCIA DA DESINFECÇÃO NA CARACTERIZAÇÃO DE MATERIAIS UTILIZADOS EM DISPOSITIVOS OCLUSAIS: ESTUDO *IN VITRO***, desenvolvido pela aluna Ana Clara Hecker de Carvalho do Curso de Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba, sob a orientação da Professora Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro.

Campina Grande 08 de junho de 2020

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro', is positioned above a horizontal line.

Responsável Institucional