

**UNIVERSIDADE DO GRANDE RIO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**INFLUÊNCIA DO CROSS-LINK E DO ENVELHECIMENTO
TÉRMICO NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DO
POLIMETACRILATO DE METILA TERMOPOLIMERIZÁVEL**

DISSERTAÇÃO

MARCELO DE OMENA

2021

UNIVERSIDADE DO GRANDE RIO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

INFLUÊNCIA DO CROSS-LINK E DO ENVELHECIMENTO
TÉRMICO NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DO
POLIMETACRILATO DE METILA TERMOPOLIMERIZÁVEL

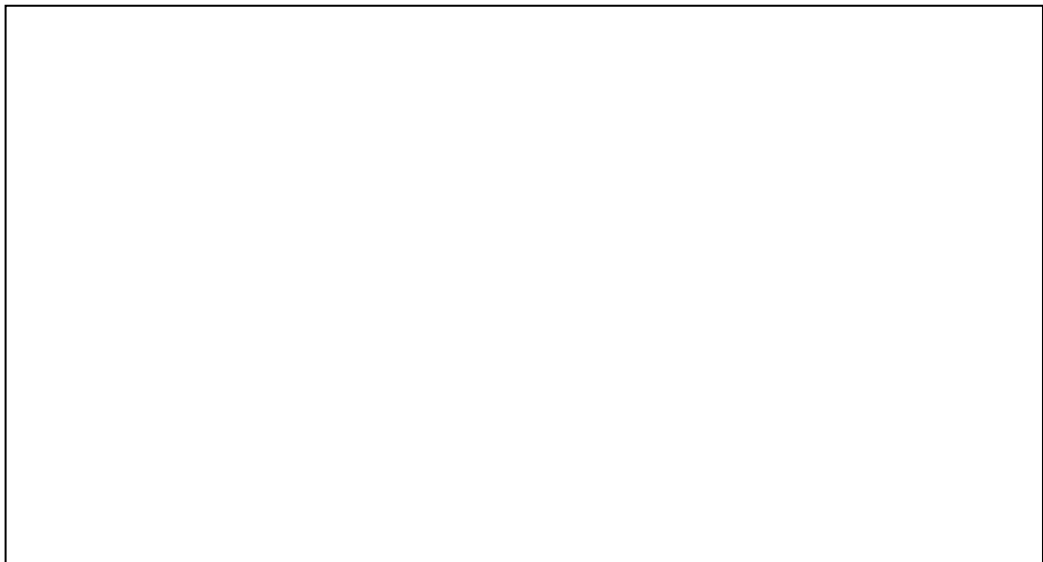
MARCELO DE OMENA

Dissertação apresentada ao Programa de pós
graduação em odontologia da Universidade do
Grande Rio - Professor José de Souza Herdy como
requisito parcial à obtenção de Título de Mestre em
clinica odontológica.

Orientador: Prof. Dr. Victor Talarico Leal Vieira

2021

**CATALOGAÇÃO NA FONTE UNIGRANRIO – NÚCLEO DE COORDENAÇÃO DE
BIBLIOTECAS**



INFLUÊNCIA DO CROSS-LINK E DO ENVELHECIMENTO
TÉRMICO NAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DO
POLIMETACRILATO DE METILA TERMOPOLIMERIZÁVEL

MARCELO DE OMENA

Dissertação apresentada ao Programa de pós
graduação em odontologia da Universidade do
Grande Rio - Professor José de Souza Herdy como
requisito parcial à obtenção de Título de Mestre em
clinica odontológica.

Aprovada em de de 2021

Banca examinadora

Prof. Victor Talarico Leal Vieira
Universidade do Grande Rio - UNIGRANRIO

Prof. Dr. Carlos Antonio Freire Sampaio
Universidade do Estado do Rio de Janeiro - UERJ

Prof. Dr. Plínio Mendes Senna
Universidade do Grande Rio - UNIGRANRIO

Prof. Victor Talarico Leal Vieira
Universidade do Grande Rio - UNIGRANRIO

DEDICATÓRIA

Dedico o fechamento deste ciclo a minha esposa Juliana e meu filho Bento que me apoiaram na realização desse sonho e ao grande Professor Victor Talarico pelos conhecimentos e aprendizado ao longo dessa trajetória.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha esposa Juliana que me apoiou desde o início para aprofundamento dos meus estudos e por estar junta nos momentos mais difíceis dessa trajetória lado a lado.

Ao meu filho Bento que queria sempre brincar e tornou muitos momentos difíceis em diversão e distração para tornar tudo mais leve.

Ao meu orientador Prof. Dr. Victor Talarico Leal Vieira pelo exemplo de dedicação a profissão, por ter tido paciência e mesmo sabendo de todas as minhas limitações, ainda assim acreditou na minha vontade e me guiou ao longo dessa jornada. Muito obrigado por tudo!

Aos Doutores Carlos Antonio Freire Sampaio e Plínio Mendes Senna pela boa vontade de me auxiliar desde o início da qualificação deste trabalho com orientações sábias de qual caminho trilhar para o desenvolvimento. Muito obrigado!

Aos professores e sempre amigos Dra. Claudia Maria Pereira, Dra. Carina Maciel da Silva Boghossian, Dr. Emmanuel João Nogueira Leal, Dr. Flavio Rodrigues Ferreira Alves, Dr. Henrique dos Santos Antunes, Dr. Plinio Mendes Senna, Dra. Sabrina de castro Brasil, Dra. Sara Genini Piperni, Dr. Victor Talarico Leal Vieira e Dr Edson Jorge do curso do Mestrado Unigranrio, por todo o conhecimento ao longo dessa trajetória, muito obrigado! Já com saudades de todos.

Aos meus amigos de turma, Aline, Brenda, Daniel, Isis, Natalia, Ricardo, Rafael, Rodrigo, Marcia, Shelly, Paula obrigado a todos pela amizade, pela troca de conhecimento e estudos que sempre fizemos, por todos os trabalhos excelentes apresentados, pelo acolhimento. Obrigado.

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO	1
2. JUSTIFICATIVA	3
3. OBJETIVO	4
3.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	4
4. MATERIAIS E MÉTODOS	5
4.1 DIVISÃO DOS GRUPOS ESTUDADOS	5
4.2 FABRICAÇÃO DE CORPOS DE PROVA	8
4.3 ENVELHECIMENTO DOS CORPOS DE PROVA	12
4.4 ESTUFA	13
4.5 TESTE DE RESISTÊNCIA MÁXIMA FLEXÃO	14
4.6 TESTE MICRODUREZA	16
4.7 ANÁLISE ESTATÍSTICA	16
5. RESULTADOS	17
6. DISCUSSÃO	21
7. CONCLUSÃO	25
8. BIBLIOGRAFIA	26

RESUMO

Objetivo: Avaliar a resistência a flexão e a microdureza de diferentes marcas de metacrilato de metila com e sem incorporação de cross-link envelhecidos e não termicamente. **Materiais e métodos:** Foram avaliadas quatro marcas de resina acrílica ativada termicamente (RAAT): Clássico, Vipi, TDV e Palaton. Os subgrupos foram divididos de acordo com a marca, presença ou não de cross-link e envelhecimento dos corpos de prova (CP). Os CPs mediram 64mm x 10mm x 3mm seguindo a norma ABNT NBR ISO 20795-1:2019. As temperaturas de termociclagem foram de 55°C, 37°C e 5 °C, foi utilizado um termociclador ODEME (ODEME TS 350, Luzena, SC, Brasil). O teste de resistência máxima a fratura foi realizado através do ensaio de flexão em três pontos, de acordo com a norma ABNT NBR ISO 20795-1:2019, utilizando uma máquina de ensaio universal EMIC DL 200 MF. O ensaio de microdureza foi realizado utilizando um Microdurômetro (Micromet 2003, Buehler;Lake Bluff, IL, USA). Os resultados obtidos foram submetidos ao teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov com nível de significância (α) ajustado em 5%, onde constatou-se a normalidade dos dados. **Resultados:** As resinas sem crosslink apresentaram o seguinte resultado: CLA=TDV>PAL=VIP, após o tratamento térmico não houve diferença entre elas, depois de envelhecida a CLA apresentou redução de resistência. Em relação a μ HV: TDV>VIP>CLA=PAL e após o tratamento CLA=PAL=VIP>TDV. As resinas com crosslink não apresentaram diferenças e não sofreram efeito do envelhecimento. Em relação a μ HV: TDV>VIP>CLA=PAL, e após o tratamento CLA=PAL=VIP>TDV. **Conclusões:** As resinas acrílicas clássico, Tdv, Vipicrill e Palaton atendem as exigências da norma NBR ISO 20795-1:2019. A incorporação do Crosslink influenciou na resistência flexural, o único material que teve melhora com a adição do crosslink foi o Palaton, tendo todos os outros uma queda quando comparado as resinas com crosslink. O tratamento térmico influenciou de maneira diferenciada nas marcas de resina, melhorando ou piorando suas propriedades.

Palavras chave: Polimetacrilato de metila, *crosslink*, Envelhecimento térmico, Resistência a fratura, microdureza Vickers.

ABSTRACT

Aim: To evaluate the flexural strength and microhardness of different brands of methyl methacrylate with and without cross-link incorporation aged and non-thermicant. **Materials and methods:** Four brands of thermally activated acrylic resin (RAAT) were evaluated: Clássico, Vipi, TDV and Palaton. The subgroups were divided according to brand, presence or absence of cross-link and aging of specimens (CP). The CPs measured 64mm x 10mm x 3mm following an ABNT NBR ISO 20795-1: 2019 standard. The thermocycling temperatures were 55°C, 37°C and 5°C, using an ODEME thermocycler (ODEME TS 350, Luzena, SC, Brazil). The maximum fracture resistance test was carried out through a three-point bending test, according to the ABNT NBR ISO 20795-1: 2019 standard, using a universal testing machine EMIC DL 200 MF. The microhardness test was performed using a Microhardness tester (Micromet 2003, Buehler; Lake Bluff, IL, USA). The results obtained were discovered using the Kolmogorov-Smirnov normality test with a significance level (α) discriminating at 5%, where the normality of the data was verified. **Results:** The resins without crosslink dissipated the following result: CLA = TDV > PAL = VIP, after heat treatment there was no difference between them, after aging the CLA showing reduced strength. In relation to μ HV: TDV > VIP > CLA = PAL and after treatment CLA = PAL = VIP > TDV. The resins with crosslink did not differ and did not suffer from aging. In relation to μ HV: TDV > VIP > CLA = PAL, and after treatment CLA = PAL = VIP > TDV. **Conclusions:** The resins classico, Tdv, Viciprill and Palaton meet the requirements of the NBR ISO 20795-1: 2019 standard. An incorporation of Crosslink influenced the flexural strength, the only material that improved with the addition of crosslink was Palaton, having all others a drop when compared to crosslinked resins. The heat treatment influenced the resins brands in a different way, improving or worsening their properties.

Key words: Polymethyl methacrylate, crosslink, Thermal aging, Fracture strength, Vickers microhardness.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Grupos	7
Figura 2. Preparo e medição modelo	9
Figura 3. Modelos e inclusão	9
Figura 4. Muralha de silicone	9
Figura 5. Prensagem	11
Figura 6. Muflas com resinas acrilizadas	11
Figura 7. Lixamento corpo de prova	12
Figura 8. Termocicladora	13
Figura 9. Invólucros e termociclagem	13
Figura 10. Estufa	14
Figura 11. Emic teste flexão	15
Figura 12. Micromet teste microdureza	16

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Materiais utilizados	6
Tabela 2. Força fratura resinas sem <i>crosslink</i>	17
Tabela 3. Dureza resinas sem <i>crosslink</i>	17
Tabela 4. Força fratura resinas com <i>crosslink</i>	18
Tabela 5. Dureza resinas com <i>crosslink</i>	18
Tabela 6. Microdureza e força para fratura resinas CLA-ST e CLA-CT	18
Tabela 7. Microdureza e força para fratura resina PAL-ST e PAL-CT	19
Tabela 8. Microdureza e força para fratura resinas TDV-ST e TDV-CT	19
Tabela 9. Microdureza e força para fratura resinas VIP-ST e VIP-CT	19
Tabela 10. Resistência máxima flexão resinas sem <i>crosslink</i>	20
Tabela 11. Resistência máxima flexão resinas com <i>crosslink</i>	20

LISTA DE ABREVIATURAS, SÍMBOLOS E SIGLAS

CC – Com *crosslink*

CLA - Classico

CP – Corpo de prova

CT – Com tratamento térmico

MED – Média

PAL - Palaton

PMMA - Polimetacrilato de Metila

RAAT- Resina Acrílica Ativada Termicamente

SC – Sem *crosslink*

ST - Sem tratamento térmico

VIP - Vipicrill

1. INTRODUÇÃO

A utilização de próteses totais prensadas termoativadas vem aumentando mundialmente com o envelhecimento da população (Taylor *et al.*, 2020) . Além disso, em nosso país os programas de saúde bucal vem permitindo o acesso a próteses totais removíveis a população de baixa renda.

Há a necessidade de garantir a qualidade (durabilidade) dessas próteses em virtude do envelhecimento da população. Próteses removíveis exigem tempo clínico e laboratorial elevado para confecção. O material mais utilizado nas bases para próteses totais é o Polimetacrilato de Metila (PMMA) desde 1937 (Craig *et al.*, 2002), contudo as complicações mais comuns são as fraturas (Camacho *et al.*, 2014).

O efeito psicológico e recuperação da função estomatognática mudam ao longo do uso e troca de próteses (Sheiham *et al.*, 2001), o nível de satisfação dos pacientes tende a cair ao longo dos anos conforme a troca das próteses (Subramanian *et al.*, 2019 e Papadaki *et al.*, 2012).

O PMMA são resinas acrílicas facilmente manipuláveis, biocompatíveis, baixo custo e estética razoável (Meng *et al.*, 2005), a apresentação deste material mais usual no mercado é pó e líquido. O pó é formado por grãos de polímeros (PMMA), pigmentos, corantes, opacificadores, plastificadores e fibras. O líquido contém metacrilato de metila (monômero) (Ward, 1983), porém a literatura (Taylor *et al.*, 2020) relata casos de fraturas precoces dessas próteses sem sugerir uma solução concreta para o problema.

Durante o processo de cocção pelo calor a quantidade de monômeros reduz como consequência da polimerização e torna difícil a ligação entre monômero e radicais livres. Diante deste processo essas resinas apresentam monômero residual não polimerizado (De Clerk, 1987), que influenciam as propriedades mecânicas podendo alterar a resistência flexural e dureza (Arab *et al.*, 1989; Robinson *et al.*, 1987; Yunus *et al.*, 1994). A quantidade de monômero residual varia com temperatura, tempo e ciclo de polimerização empregado (Austin *et al.*, 1980-1989; Dogan *et al.*, 1995; Sadamori *et al.*, 1994) o que muda a cada fabricante.

Atualmente são comercializadas diversas marcas deste material a nível nacional. Estes materiais possuem propriedades diferentes devido ao

desenvolvimento próprio de cada fabricante que empregam tecnologias diferenciadas muitas vezes patenteadas.

A resistência mecânica destas próteses vem sendo questionada devido a fraturas precoces a tempos (Schereber *et al.*,1971). Diante disto alguns trabalhos visam reforçar a estrutura da matriz resinosa com incorporação de nanopartículas variadas (Somani *et al.*, 2019), Carbono (Wang *et al.*,2014) , Prata (Koroglu *et al.*,2016) , Sílica (Cevik *et al.*, 2016) , Diamantes (Al-Harbi *et al.*, 2018) , Óxido de Zirconia (Zidan *et al.*,2019) , Óxido de Titânio (Alrahlah *et al.*, 2018 e Darwish *et al.* 2014), reparos em Zirconia e Sílica (Gad *et al.* 2016-2020), inserção de fibras de vidro (Gad *et al.*, 2017 e Kumar *et al.*, 2016). Em todos os estudos os autores relatam a fragilidade e problemática das resinas termopolimerizáveis nas justificativas desses estudos. Além dos mecanismos de reforço, é importante saber a qualidade que a matriz resinosa da prótese terá. Portanto, é necessário um estudo comparativo entre as resinas acrílicas ativadas termicamente, avaliando quais apresentam melhores propriedades mecânicas para que as mesmas sejam aplicadas de maneira a promover maior grau de longevidade das próteses e menos intercorrência para o profissional e para o paciente.

Este estudo teve como foco avaliar as propriedades mecânicas (resistência a fratura e microdureza Vickers) de diferentes marcas de RAAT utilizadas para confecção de Próteses Totais e removíveis, investigando possível deterioramento oriundo do envelhecimento térmico, que poderia afetar a microdureza Vickers, destes materiais com e sem *crosslink* na composição.

2. JUSTIFICATIVA

O trabalho atualiza as informações sobre o PMMA, e compara 4 marcas amplamente comercializadas no país. Além da comparação das marcas pôde-se verificar a influência do *crosslink* nos materiais. Além disso, foi possível verificar a influência do envelhecimento térmico nas propriedades das resinas com e sem o *crosslink*.

3. OBJETIVO

Este estudo estudou as propriedades mecânicas (resistência a fratura e microdureza Vickers) de diferentes marcas de RAAT utilizadas para confecção de Próteses Totais e removíveis, investigando possíveis modificações na resistência a fratura e na microdureza Vickers, influenciadas pela presença de *cross-link* e do envelhecimento térmico..

3.1 Objetivos específicos:

O trabalho possui como objetivos específicos:

- Avaliar propriedades mecânicas (resistência a fratura e microdureza Vickers) das resinas acrílicas termopolimerizáveis estudadas.
- Avaliar a resistência e a dureza das resinas com e sem o *crosslink*.
- Avaliar o efeito do processo de envelhecimento na resistência a fratura e na microdureza Vickers.

3.1 Testar as seguintes hipóteses nulas:

- As diferentes marcas de PMMA termopolimerizável não apresentam diferenças de dureza e resistência a flexão.
- A adição de *crosslink* não interfere na resistência e microdureza das resinas estudadas.
- O envelhecimento não interfere na resistência e microdureza das diferentes marcas de RAAT.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 A divisão dos grupos estudados

As resinas acrílicas termopolimerizáveis (tipo 1- polimerizadas pelo calor) utilizadas tradicionalmente na odontologia são manipuladas e comercializadas em 2 componentes: pó e líquido (classe 1). A mistura desses componentes, levados ao processo de termo cocção faz o surgimento do produto final resina acrílica termopolimerizável utilizado nas bases de próteses. Os líquidos comercializados possuem duas opções: SEM CROSSLINK (que promove uma resina termopolimerizável de forma tradicional) e COM CROSSLINK (que promete promover um aumento da resistência da resina termopolimerizável após polimerizada). O pó utilizado é o mesmo. Optou-se por realizar um estudo com as RAATs utilizando ou não o *crosslink* para cada marca estudada, sendo elas: Clássico (Classico, Campo Limpo, SP, Brasil), Vipi (VIPI, Pirassununga, SP, Brasil), TDV (TDV, Pomerode, SC, Brasil) e Palaton (Dencril, Pirassununga, SP, Brasil) que apresentam maior importância no mercado nacional.

Tabela 1: Materiais utilizados (pó e monômero líquido), fabricante, nome comercial, lote e material.

Fabricante	Nome comercial	Lote	Material
Artigos Odontológicos Clássico Ltda.	Classico acrílico termo polimerizante pó	037036	Resina acrílica ativada termicamente
Artigos Odontológicos Clássico Ltda.	Classico acrílico termo polimerizante líquido sem <i>crosslink</i>	040153	Monomero termo sem <i>crosslink</i>
Artigos Odontológicos Clássico Ltda.	Classico onda-cryl líquido com <i>crosslink</i>	032166	Monomero termo com <i>crosslink</i>
Dencril - VIPI Indústria, Comércio, Exp e Imp de Produtos Od Ltda.	Palaton pó	00133782	Resina acrílica ativada termicamente
Dencril - VIPI Indústria, Comércio, Exp e Imp de Produtos Od Ltda	Palaton líquido sem <i>crosslink</i>	00143320	Monomero termo sem <i>crosslink</i>
Dencril - VIPI Indústria, Comércio, Exp e Imp de Produtos Od Ltda	Palaton líquido com <i>crosslink</i>	00134532	Monomero termo com <i>crosslink</i>
TDV – Dental LTDA.	Tdv resina termo	2004868901	Resina acrílica ativada termicamente
TDV – Dental LTDA	Tdv líquido sem <i>crosslink</i>	1904301601	Monomero termo sem <i>crosslink</i>
TDV – Dental LTDA	Tdv líquido com <i>crosslink</i>	2004729501	Monomero termo com <i>crosslink</i>
VIPI - Indústria, Comércio, Exp.e Imp de Prod Od Ltda.	Vipicril plus pó	00144233	Resina Acrílica Ativada Termicamente
VIPI - Indústria, Comércio, Exp.e Imp de Prod Od Ltda	Vipicril plus líquido sem <i>crosslink</i>	00140208	Monomero termo sem <i>crosslink</i>
VIPI - Indústria, Comércio, Exp.e Imp de Prod Od Ltda	Vipicril plus líquido com <i>crosslink</i>	00144354	Monomero termo com <i>crosslink</i>

RESINAS TERMOPOLIMERIZÁVEL

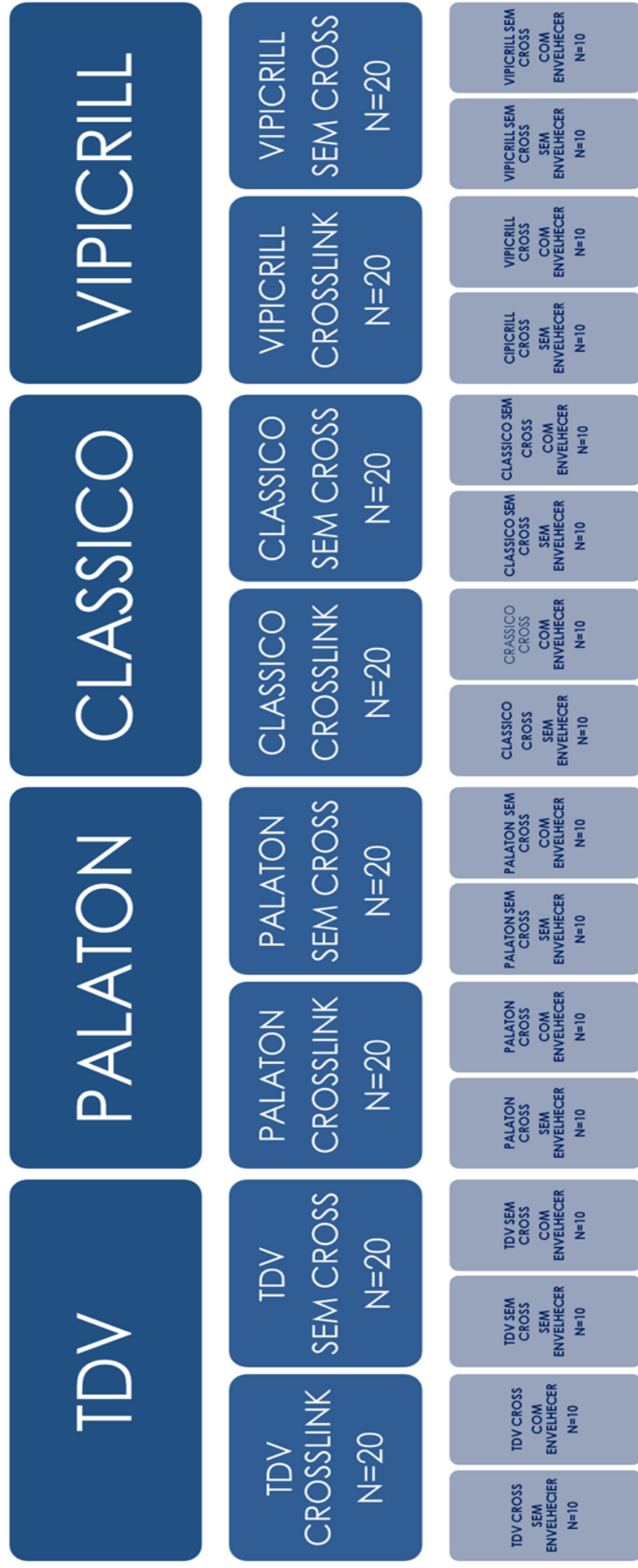


Figura 1: Subdivisão dos grupos de PMMA que serão utilizados no estudo.

4.2 fabricação de corpos se prova:

Corpos de Prova foram confeccionados nas medidas 64mm x 10mm x 3mm (comprimento x largura x espessura) em resina acrílica termopolimerizável seguindo especificação da Associação Brasileira Normas Técnicas da ABNT NBR ISO 20795-1:2019 intitulada de: “Odontologia - Polímeros de Base) que é uma adoção idêntica, em conteúdo técnico, estrutura e redação da ISO 20795-1 elaborada pelo Technical Committee Dentistry (ISO/TC 106) que padroniza estudos em resina acrílica. Os padrões foram pré elaborados com lâminas de alumínio cortadas e padronizadas (figura 2A) e conferidos por paquímetro digital em três pontos no comprimento, largura e espessura Nas medidas 65mm x 11 mm x 4mm (Comprimento x largura x espessura) (Figura 2B). A confecção do padrão em média até 1mm maior se deve a necessidade de lixamento de todas as superfícies para preparo dos corpos de prova. O lixamento foi realizado com uma lixadeira/politriz Fortel (FORTEL PLF, Casa Verde, SP, Brasil) para desbaste uniforme de todos os padrões (Figura 3A). O padrão de alumínio foi incluso com gesso tipo IV (HEROSTONE- Coltene lote: 020320) em muflas metálicas (Figura 3B), a contra mufla foi utilizado silicone laboratorial (REFLEX LAB – YLLER, Base lote: 007679, Catalizador Lote:007475) (Figura 4) e preenchido o restante com gesso. A utilização do silicone facilita o processo de desinclusão, sem perda do molde para a fabricação dos padrões, o que padroniza todos os corpos de prova. Todo gesso utilizado foi manipulado com água destilada feita pela máquina destiladora (Cristófoli, Campo Mourão, PR, Brasil). O Gesso foi manipulado em uma espatuladora a vácuo da Polidental (polidental , Cotia, SP, Brasil) na proporção de 20 ml de água para 100 g pó conforme determina o do fabricante. Todas os padrões de alumínio foram inclusos no mesmo dia visando não ter diferenças na confecção.

Após o processo de inclusão e presa do gesso, aguardou-se 24 horas para abertura da mufla, visando a resistência final do gesso e integridade do molde.

As muflas secas naturalmente ao ar livre foram isoladas com 1 camada de isolante para resina acrílica (Isocril – Dencryl, lote: 000362059L). Todos os corpos de prova produzidos passaram pelas mesmas etapas.

As resinas acrílicas termo polimerizáveis foram colocadas nos moldes confeccionados nas muflas seguindo rigorosamente a proporção de cada fabricante. Para cada fabricante foi utilizado o Pó (Resina Acrílica) e o líquido (Metacrilato de

metila) específico do fabricante (Quadro 1). Segundo a empresa, o líquido da clássica com *crosslink* (Ondacryl) é o mesmo líquido utilizado no micro-ondas e para termococção.

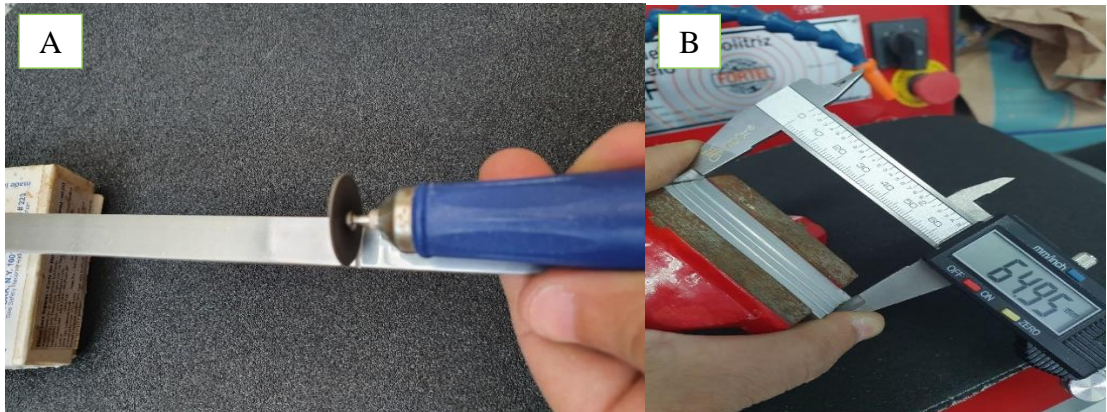


Figura 2: Corte das barras de alumínio (A) e aferição das medidas de acordo com a norma (B).

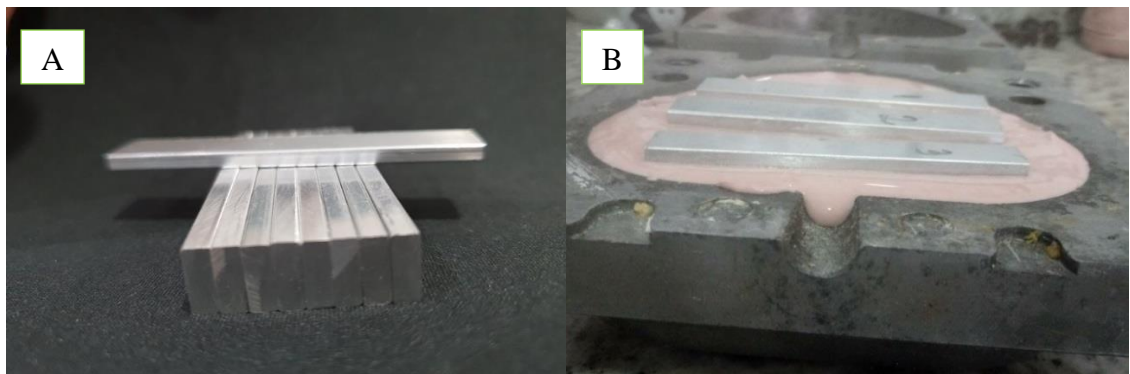


Figura 3: Modelos de alumínio (A) e Inclusão padrão de alumínio (B).

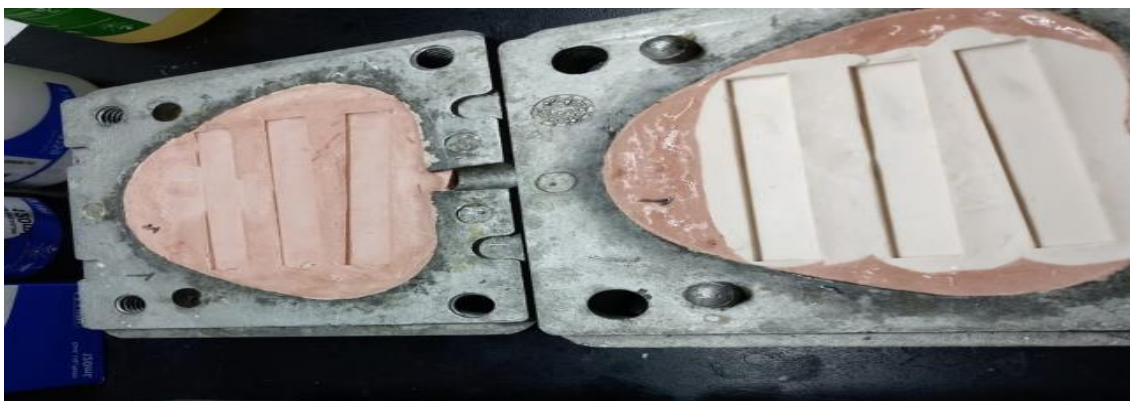


Figura 4: Muralha de Silicone e Molde para confecção padrões

Após a manipulação da resina acrílica termo polimerizável a mesma foi condensada nos moldes antes da fase plástica (Figura 5A) e prensada em fase única com 1000 psi por um período de 30 minutos (Figura 5B). Retiradas da prensa, parafusamos as mesmas imediatamente e estas ainda fechadas repousaram na bancada, a uma temperatura ambiente de 24° C. Aguardou-se o tempo de pós prensagem específico de cada fabricante (Quadro 2) antes de serem submetidas ao ciclo de polimerização preconizado pelo fabricante. Encerrado o ciclo de polimerização (Quadro 2) proposto pelo fabricante e aplicado especificamente a cada um dos materiais, as muflas foram retiradas da água e esperou-se esfriarem naturalmente antes do processo de demuflagem dos corpos de prova (Figura 6).

Quadro 1: Material, nomenclatura , proporção pó e líquido, tempo repouso pós prensagem, ciclo de polimerização. Todos especificados pelos fabricantes e empregados na confecção das amostras .

Nome	Sigla	Proporção Pó/Líquido	Tempo repouso pós prensagem	Ciclo Polimerização
CLASSICO	CLA - SC	14 g / 6,5 ml	60 minutos	0°-70° 30 minutos 70°- 0° 30 minutos 100° por 60 minutos 100°-0° natural
CLASSICO COM CROSSLINK	CLA - CC	14 g / 6,5 ml	60 minutos	0°-70° 30 minutos 70°- 0° 30 minutos 100° por 60 minutos 100°-0° natural
PALATON	PAL -SC	15 g / 7 ml	120 minutos	0°-70° 30 minutos 100° por 90 minutos 100°-40° 20 minutos
PALATON COM CROSSLINK	PAL - CC	15 g / 7ml	120 minutos	0°-70° 30 minutos 100° por 90 minutos 100°-40° 20 minutos
TDV	TDV - SC	14,7 g / 7ml	360 minutos	0°-75° 120 minutos 100° por 60 minutos 100°-0° natural
TDV COM CROSSLINK	TDV - CC	14,5 g / 7ml	360 minutos	0°-75° 120 minutos 100° por 60 minutos 100°-0° natural
VIPICRIL PLUS	VIP - SC	14 g / 6,5ml	120 minutos	0°-70° 30 minutos 100° por 90 minutos 100°-40° 20 minutos
VIPICRIL PLUS COM CROSSLINK	VIP - CC	14 g / 6,5 ml	120 minutos	0°-70° 30 minutos 100° por 90 minutos 100°-40° 20 minutos

SC – Sem crosslink / CC – Com Crosslink

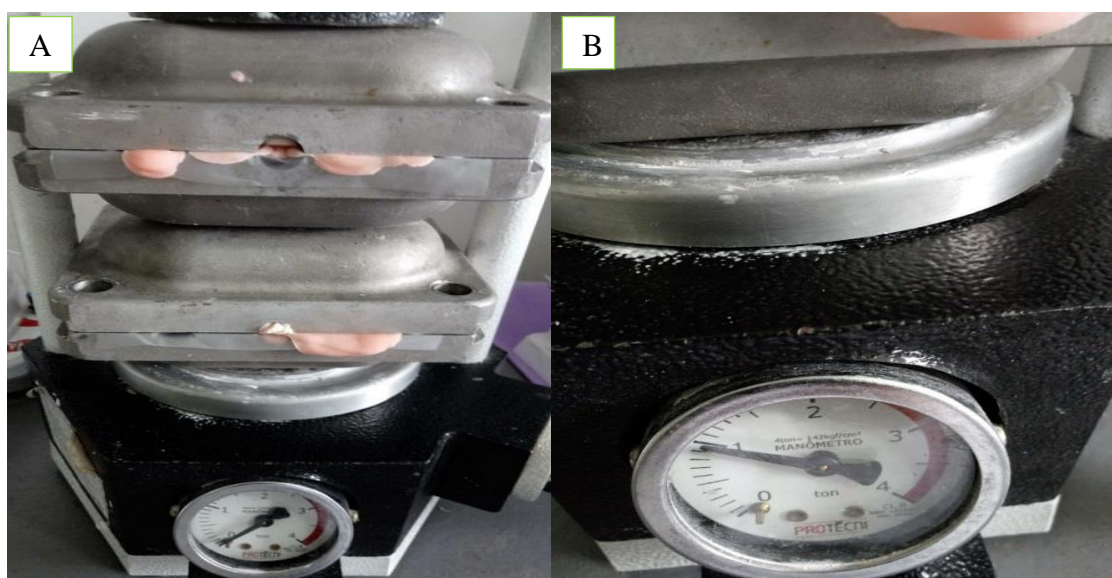


Figura 5 : Prensagem das resinas acrílicas (A) utilizando pressão de 1000psi (B).

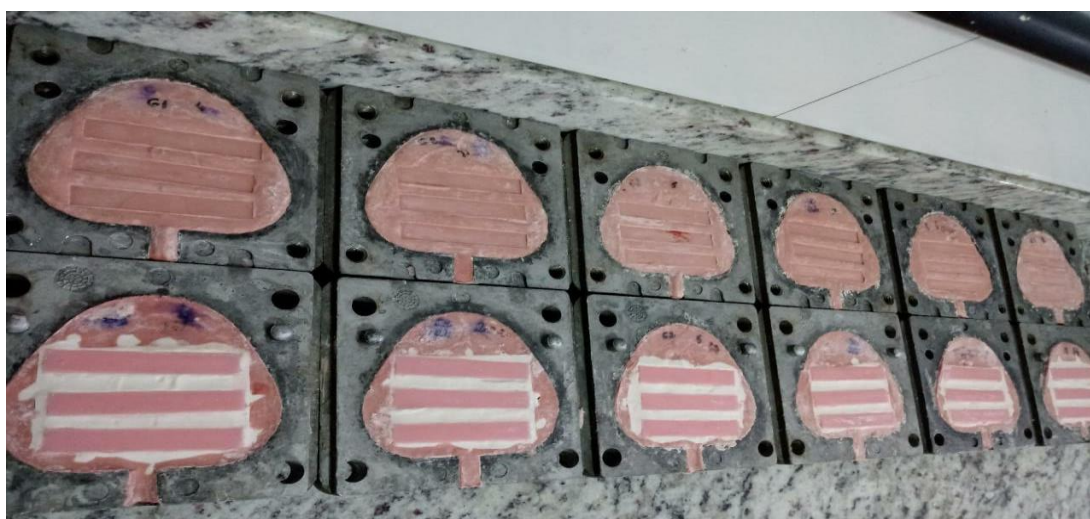


Figura 6: Resinas termopolimerizáveis acrilizadas nas muflas durante a confecção dos corpos de prova.

Os excessos de resina (“rebarbas”) quando existentes foram removidos com lixa granulação P500 utilizando uma lixadeira/ politriz FORTEL (FORTEL PLF, Casa Verde, SP, Brasil). Este método foi utilizado para a fabricação de todos os corpos de prova.

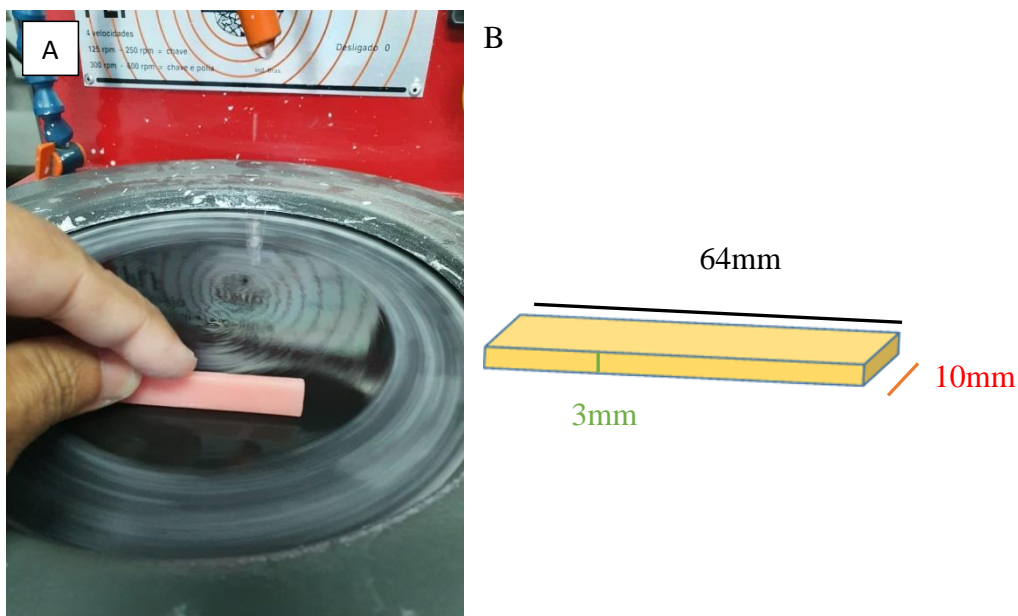


Figura 7: Processo de lixamento do CP (A), para obtenção das medidas preconizadas pela ABNT NBR ISO 20795-1 (B)

4.3 O envelhecimento dos CPs

Os CPs produzidos foram acondicionados em um tecido permeáveis identificando cada grupo antes de serem levados para o processo de cilagem (Fig. 8). Após isto foram levados a ciclagem térmica para que fosse obtido um envelhecimento de 3 anos (Fig. 9B). O número de ciclos foi estabelecido em 3000 ciclos para estipular os 3 anos (Botega, *et al.*,2008). Cada ciclo as amostras foram imersas por 30 segundo à temperaturas de 5°C, 37°C e 55°C sucessivamente, após o término de cada ciclo o equipamento repete todo o processo até completar os 3000 ciclos. A ciclagem utilizou um termociclador ODEME (ODEME TS 350, Luzena, SC, Brasil). Visando a fidelidade, as amostras envelhecidas foram medidas com paquímetro digital antes e depois do processo de envelhecimento para avaliar se apresentariam alterações nas dimensões. O processo de envelhecimento não causou alterações dimensionais.



Figura. 8: Termociladora de 3 cubas com temperaturas de 5°C, 37°C e 55°C

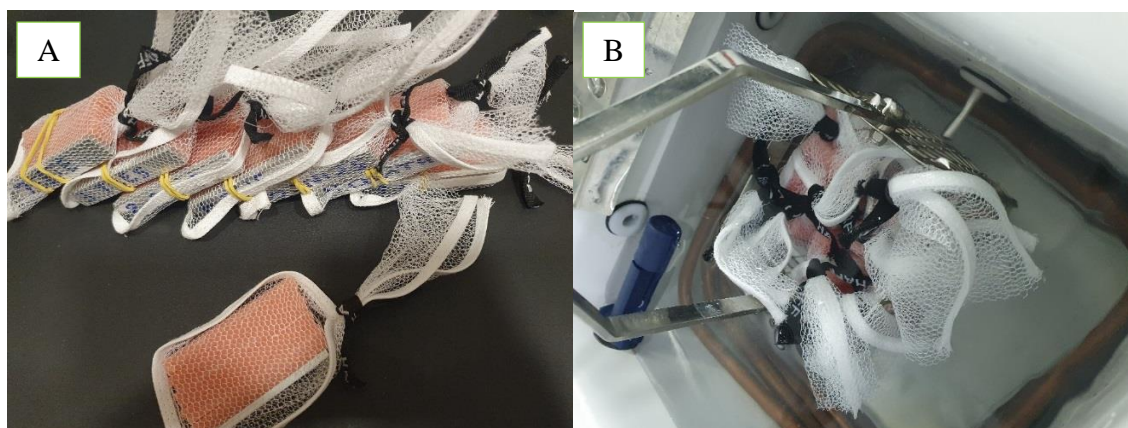


Figura. 9: Invólucros de víés (A). Material imerso realizando processo envelhecimento (B).

4.4 Estufa

Antes do ensaio de resistência a flexão, as amostras foram matidas em uma estufa (Sterilifer) a $(37 \pm 1) ^\circ\text{C}$ por (50 ± 2) horas sob umidade relativa para condicionamento, em conformidade com o grau 3 da ISO 3696 e retiradas uma uma para ensaio. (Fig. 10)



Figura. 10 Estufa (37 ± 1) °C por (50 ± 2) horas (A), recipientes com amostras imersas água (B).

4.5 Teste resistência máxima a fratura

O teste de resistência máxima a fratura foi realizado através do ensaio de flexão em três pontos de acordo com o estabelecido pela norma ABNT NBR ISO 20795-1:2019. Os corpos de prova foram posicionados simetricamente nos apoios da base da máquina de ensaio universal (EMIC DL 200 MF; EMIC, São José dos Pinhais, Brasil) para flexão em 3 pontos. Os suportes metálicos da base tinham distância de 50mm. Foi exercida pelo dispositivo metálico ensaio flexão uma força normal, perpendicular ao seu longo eixo até a fratura (Fig. 11A). A velocidade do ensaio foi de 5mm/min até a ruptura da amostra. A força exercida nos os CPs foi realizada através de um atuador que foi acoplado a cabeça da máquina através de uma célula de carga de 500N (Fig. 11B). Os dados foram obtidos através do programa Tesc (Tesc, EMIC, São José dos Pinhais, Brasil) e organizados para posterior análise estatística.

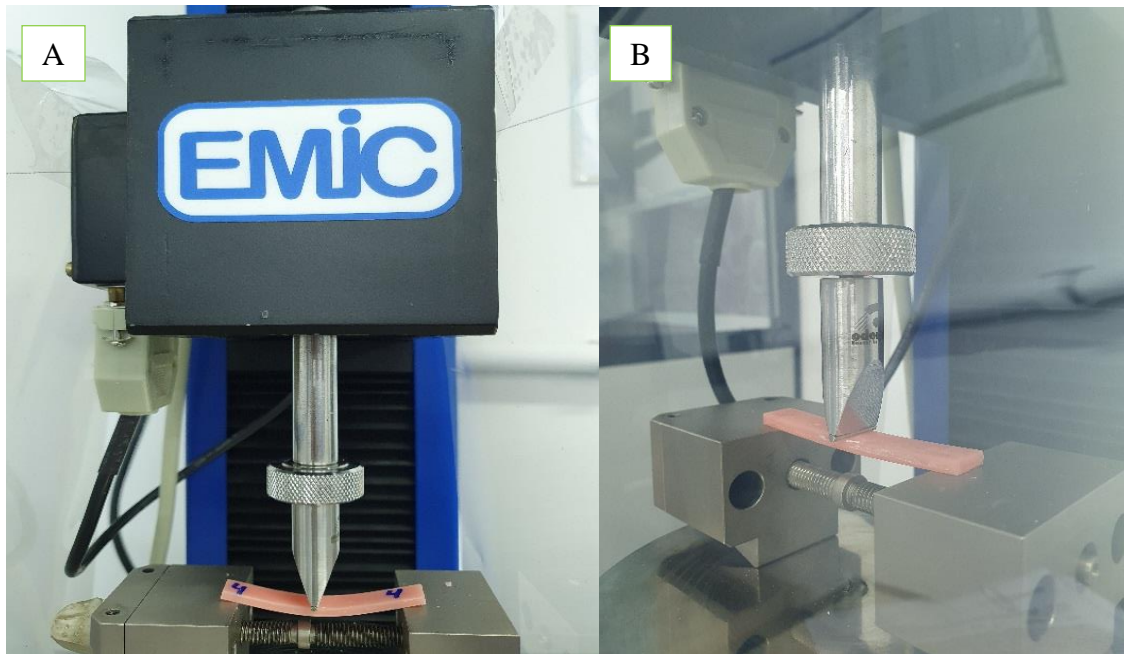


Figura 11: O corpo de prova foi marcado individualmente no meio com lápis para posicionamento na EMIC (A), Célula carga 500 N com a ponta do dispositivo(B).

O cálculo da resistência máxima a flexão, σ , em megapascals (MPa), foi utilizado a equação descrita pela norma ABNT NBR ISO 20795-1 :

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

F é a carga máxima em newtons (N), exercida na amostra

l é a distância, expressa em milímetros (mm), entre os apoios

b é a largura da amostra, expressa em milímetros (mm)

h é a altura, expressa em milímetros (mm)

Utilizando as medidas preconizadas onde F (newton) - obtida conforme ensaio de cada amostra), l = 50mm, b = 10mm e h = 3mm.

A Emic após os testes gerou os resultados em força/Newton. Apesar do resultado da força ser proporcional a tensão pelo uso da fórmula tendo em vista que

a única variável é a força, tivemos que converter para Mpa, para poder confrontar com o estabelecido na norma ABNT NBR ISO 20795-1.

4.6 Teste microdureza knoop

O ensaio de microdureza foi realizado utilizando um Microdurômetro (Micromet 2003, Buehler; Lake Bluff, IL, USA). Dois corpos de prova de cada subgrupo serão selecionados aleatoriamente e submetidos a 10 marcações onde será obtida a microdureza Knoop média e seus respectivos desvios padrões. O penetrador de diamante foi utilizado com uma força de 100 gf e a taxa de carregamento será de 15s. A distância das diagonais será de pelo menos 25 x a diagonal maior do losango.

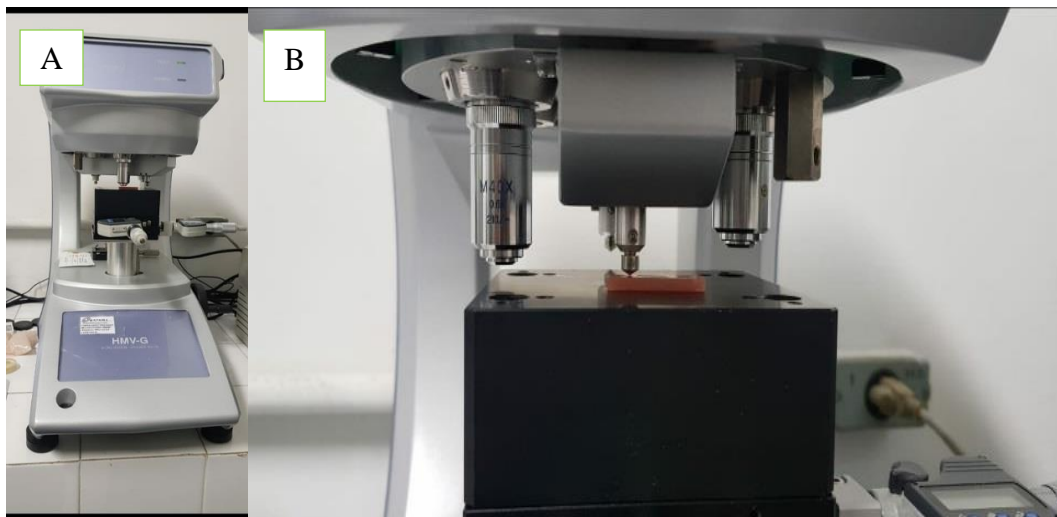


Figura: 12 Microdurometro (A), Ponta penetradora diamante (B).

4.7 Análise estatística

Os resultados foram submetidos ao teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov para verificar se as distribuições são normais, para que fossem escolhidos os testes de hipótese de acordo com o número com a normalidade dos dados e o número de subgrupos envolvidos. O nível de significância (α) de todos os testes realizados será de 5%. As comparações entre 2 grupos utilizou-se o t-test (Primer os Biostatistics). Nas comparações entre 4 grupos utilizou-se ANOVA, utilizando ainda o teste student-newman-keuls-test caso observa-se diferença.

5 RESULTADOS

Os resultados obtidos nos ensaios estão expressos na tabela abaixo.

Tabela 2. Média \pm DP força (N) aplicada para fratura das resinas SC com e sem o tratamento térmico. Letras sobrescritas maiúsculas diferentes indicam diferença nas linhas e as minúsculas indicam nas colunas.

MED \pm DP	CLA-SC	PAL-SC	TDV-SC	VIP-SC
ST	117,26 \pm 17,57 ^{A,a}	100,22 \pm 10,32 ^{BC,a}	115,47 \pm 6,07 ^{A,a}	110,06 \pm 14,88 ^{AC,a}
CT	99,72 \pm 10,40 ^{A,b}	105,90 \pm 8,33 ^{A,a}	112,66 \pm 11,63 ^{A,a}	110,33 \pm 12,57 ^{A,a}

O grupo PAL-SC diferiu estatisticamente de todos os grupos, apresentando força inferior ($p < 0,05$), com exceção do VIP-SC ($p > 0,05$). O tratamento térmico influenciou na resistência do grupo CLA-SC, reduziu a força em aproximadamente 15%. Após o tratamento térmico, todas as resinas apresentaram a mesma resistência.

Tabela 3. Média \pm DP microdureza Vickers (HV) das resinas SC com e sem o tratamento térmico. Letras sobrescritas maiúsculas diferentes indicam diferença nas linhas e as minúsculas indicam nas colunas.

MED \pm DP	CLA-SC	PAL-SC	TDV-SC	VIP-SC
ST	27,72 \pm 3,62 ^{B,a}	37,37 \pm 4,32 ^{A,a}	32,56 \pm 2,39 ^{C,a}	41,65 \pm 8,87 ^{A,a}
CT	30,73 \pm 5,56 ^{A,a}	31,13 \pm 4,07 ^{A,b}	26,3 \pm 2,88 ^{C,b}	25,44 \pm 3,63 ^{B,b}

Nos grupos sem tratamento utilizando as resinas SC as durezas apresentaram a seguinte ordem: VIP-SC = PAL-SC > TDV-SC > CLA-SC e nos grupos com tratamento: PAL-SC = CLA-SC > TDV-SC > VIP-SC. Quanto o tratamento térmico feito em cada grupo, observou-se que a resina CLA-SC não apresentou diferença estatística significativa e que as demais resinas tiveram piora após o tratamento.

Tabela 4. Média \pm DP força (N) aplicada para fratura das resinas CC com e sem o tratamento térmico. Letras sobrescritas maiúsculas diferentes indicam diferença nas linhas e as minúsculas indicam nas colunas.

MED \pm DP	CLA-CC	PAL-CC	TDV-CC	VIP-CC
ST	104,33 \pm 16,03 ^{A,a}	112,43 \pm 13,18 ^{A,a}	108,15 \pm 11,24 ^{A,a}	100,25 \pm 9,42 ^{A,a}
CT	101,63 \pm 13,24 ^{A,a}	107,22 \pm 12,94 ^{A,a}	109,40 \pm 10,43 ^{A,a}	106,83 \pm 5,29 ^{A,a}

Os grupos com *Crosslink* submetidos ao tratamento térmico, não apresentaram diferença estatisticamente significativa ($P>0,05$).

Tabela 5. Média \pm DP microdureza Vickers (HV) das resinas CC com e sem o tratamento térmico. Letras sobrescritas maiúsculas diferentes indicam diferença nas linhas e as minúsculas indicam nas colunas.

MED \pm DP	CLA-CC	PAL-CC	TDV-CC	VIP-CC
ST	30,75 \pm 3,30 ^{A,a}	28,46 \pm 3,59 ^{A,a}	49,57 \pm 7,17 ^{C,a}	38,31 \pm 4,53 ^{B,a}
CT	41,35 \pm 7,77 ^{A,b}	36,5 \pm 6,44 ^{A,b}	32,99 \pm 5,97 ^{BA,b}	36,49 \pm 3,09 ^{A,a}

Nos grupos sem tratamento das resinas CC apresentaram dureza na seguinte ordem: TDV-CC > VIP-CC > CLA-CC = PAL-CC e nos grupos com tratamento CLA-CC = PAL-CC = VIP-CC > TDV-CC. Quanto as resinas ao tratamento térmico fito em cada grupo observou-se que todas as resinas apresentaram diferenças, sendo a CLA-CC com melhora do resultado após o tratamento e as demais com piora.

Tabela 6. Média \pm DP força (N) aplicada para fratura das resinas e Média \pm DP microdureza Vickers (HV) das resinas clássico em todas as condições estudadas. Letras sobrescritas maiúsculas diferentes indicam diferença nas linhas.

MED + DP	CLA-SC-ST	CLA-CC-ST	CLA-SC-CT	CLA-CC-CT
Força (N)	117,26 \pm 17,5 ^A	104,33 \pm 16,03 ^A	99,72 \pm 10,40 ^A	101,63 \pm 3,24 ^A
μ HV	27,72 \pm 3,62 ^A	30,75 \pm 3,30 ^A	30,73 \pm 5,56 ^A	41,35 \pm 7,77 ^B

Antes do tratamento térmico, a resina CLA não apresentou diferenças, após apresentou maior dureza.

Tabela 7. Média \pm DP força (N) aplicada para fratura das resinas e Média \pm DP microdureza Vickers (HV) das resinas palaton em todas as condições estudadas. Letras sobrescritas maiúsculas diferentes indicam diferença nas linhas.

MED + DP	PAL-SC-ST	PAL-CC-ST	PAL-SC-CT	PAL-CC-CT
Força (N)	100,22 \pm 10,32 ^A	112,43 \pm 13,18 ^B	105,90 \pm 8,33 ^A	107,22 \pm 12,94 ^A
μHV	37,37 \pm 4,32 ^A	26,46 \pm 3,59 ^B	31,13 \pm 4,07 ^A	36,50 \pm 6,44 ^B

Antes do tratamento térmico, a resina com *crosslink* apresentou maior resistência a fratura e menor microdureza, após a microdureza Vickers apresentou aumento estatisticamente significativo.

Tabela 8. Média \pm DP força (N) aplicada para fratura das resinas e Média \pm DP microdureza Vickers (HV) das resinas TDV em todas as condições estudadas. Letras sobrescritas maiúsculas diferentes indicam diferença nas linhas.

MED + DP	TDV-SC-ST	TDV-CC-ST	TDV-SC-CT	TDV-CC-CT
Força (N)	110,06 \pm 14,88 ^A	108,15 \pm 11,24 ^A	112,66 \pm 11,63 ^A	109,40 \pm 10,43 ^A
μHV	32,56 \pm 2,39 ^A	49,57 \pm 7,17 ^B	26,30 \pm 2,88 ^A	32,99 \pm 5,97 ^B

Antes do tratamento térmico, a microdureza Vickers se apresentou maior, o mesmo ocorreu após a realização do mesmo. Quanto a resistência máxima, não houve nenhuma modificação ou diferença para esta marca de resina.

Tabela 9. Média \pm DP força (N) aplicada para fratura das resinas e Média \pm DP microdureza Vickers (HV) das resinas VIP em todas as condições estudadas. Letras sobrescritas maiúsculas diferentes indicam diferença nas linhas.

MED + DP	VIP-SC-ST	VIP-CC-ST	VIP-SC-CT	VIP-CC-CT
Força (N)	115,47 \pm 6,07 ^A	100,25 \pm 9,42 ^B	110,33 \pm 12,57 ^A	106,83 \pm 5,29 ^A
μHV	41,65 \pm 8,87 ^A	38,31 \pm 4,53 ^A	25,44 \pm 3,63 ^A	36,49 \pm 3,09 ^B

Antes do envelhecimento, houve diferença na resistência, após isto não ocorreu. O inverso ocorreu com a microdureza.

Para comparação com as exigências da norma, as tensões médias máximas sob flexão em três pontos foram calculadas de acordo com o item 4.4. Os resultados estão expressos nas tabelas 10 e 11.

Tabela 10: Resistência máxima flexão (MPa) / Resinas sem *crosslink*

Média	CLA-SC	PAL-SC	TDV-SC	VIP-SC
ST	97,71 MPa	83,51 MPa	96,22 MPa	91,71 MPa
CT	83,10 MPa	88,25 MPa	93,88 MPa	91,94 MPa

Tabela 11: Resistência máxima flexão (MPa) / Resinas com *crosslink*

Média	CLA-CC	PAL-CC	TDV-CC	VIP-CC
ST	86,94 MPa	93,69 MPa	90,13 MPa	83,54 MPa
CT	84,69 MPa	89,35 MPa	91,17 MPa	89,03 MPa

Os resultados obtidos estão em conformidade com o preconizado pela norma NBR ISO 20795-1 para resinas tipo 1, classe 1. Todas as resinas estão acima do mínimo estabelecido, que é de 65 MPa.

6 Discussão

As resinas acrílicas estudadas são fundamentais para a confecção de próteses totais e próteses parciais removíveis no Brasil pela simplicidade de operação, estética, baixo custo e biocompatibilidade. Todavia esse material apresenta pouca flexibilidade o que favorece as fraturas por queda ou fadiga mecânica oriunda dos ciclos contínuos da mastigação. Neste contexto, o estudo dos materiais mais utilizados para confecção de bases de próteses removíveis, norteia os profissionais (dentistas e técnicos) na escolha do melhor material possível.

A indústria relata os efeitos positivos do *crosslink* (Albeladi *et al.*, 2017), sem apresentar evidências que demonstrem seus desempenhos atualmente, entretanto, neste estudo observou-se que nem todos os fabricantes conseguem aprimoramento do material com a incorporação do *crosslink* conforme ocorreu nas resinas VIP-ST com redução resistência máxima flexão ($p < 0,05$) e PAL-ST com redução da Microdureza ($p < 0,05$). De maneira geral o *crosslink* atua aumentando as duas propriedades, porém nestes grupos, uma explicação para o que ocorreu, é a polimerização incompleta, uma vez que esses grupos não sofreram ciclagem térmica. Os ciclos de aquecimento que perduraram 30 segundo podem ter influenciado positivamente nas propriedades mecânicas de todos os grupos.

Os valores médios obtidos neste estudo tanto para a dureza quanto para a flexão foram superiores a recomendação da norma ABNT NBR ISO 20795-1. Os cálculos da resistência máxima a flexão (Mpa) de todos os materiais foram realizados para verificar se cumpriam o mínimo exigido pela norma, e todas as marcas apresentaram resultados satisfatórios. Outros autores também reportam ter obtido resultados satisfatórios similares (Sushma *et al.*, 2018; Zidan *et al.*, 2019 e Al-Harbi *et al.*, 2018).

Os resultados das tensões máximas flexurais estão expressos nas tabelas 10 e 11, eles demonstram claramente que todas as marcas apresentam resistência máxima flexão dentro do estabelecido pela norma, ou seja maior 65MPa. Os resultados obtidos demonstram claramente que mesmo após envelhecidos esses materiais ainda sim apresentaram números superiores aos exigidos pela norma.

Uma propriedade deteriorativa simulada pelo estudo foi o processo de envelhecimento térmico. Através do resfriamento e do aquecimento cíclico, observou-se que há ocorrência da redução das propriedades mecânicas. Isto poderia ser

extrapolado para uma prótese dentária. Neste trabalho as marcas CLA-SC, PAL-SC, TDV-SC, VIP-SC e TDV-CC apresentaram este comportamento, corroborando com alguns achados da literatura (Ayaz *et al.*, 2015 e Sasaki *et al.*, 2016). O processo de ciclagem térmica empregado neste trabalho teve a finalidade de simular 3 anos de envelhecimento (Botega, *et al.*, 2008), tempo estimado que seria uma garantia sobre o material até a troca de uma nova prótese.

Nos grupos CLA-CC E PAL-CC o processo de envelhecimento favoreceu a melhoria das propriedades. Isto pode ser explicado devido a melhor polimerização do material. O processo de termocilagem leva o material a uma repolimerização (Arab *et al.*, 1989; Schim *et al.*, 1999). O modelo experimental empregado possui suas limitações, foi utilizada uma barra de resina com dimensões superiores as encontradas na realidade, porém se há efeito na barra estudada, em condições onde o volume de material é menor, o efeito da temperatura será ainda mais crítico.

De maneira contraditória em alguns grupos (CLA-SC, PAL-SC, TDV-SC, VIP-SC e TDV-CC), o efeito foi deletério, isto pode ter ocorrido devido a deterioração do material. Este efeito deteriorativo pareceu ser mais comum nos grupos com *crosslink*, uma vez que o problema incide na taxa de 4:1.

Na tabela 2 encontram-se os materiais com *crosslink*, antes e depois do tratamento térmico. Estatisticamente o PAL-SC-ST apresentou resultados estatísticos inferiores quanto a resistência a força aos das demais resinas. Depois de termocicladadas elas não apresentaram diferença estatística em relação as outras marcas ($p > 0,05$). Do ponto de vista prático, significa dizer que após um tempo de utilização, as resinas parentariam propriedades equivalentes.

Após o processo de termocilagem a resina CLA-SC, apresentou piora nas suas propriedades, o que não ocorreu com os outros fabricantes, isto pode ser explicado devido maior instabilidade desta marca de resinas quando não se utiliza o *crosslink*. Em relação a resina CLA, o recomendado seria utiliza-la clinicamente com *crosslink* devido este efeito.

Na microdureza demonstrada na tabela 3, todas as marcas apresentaram uma diminuição após a termociclagem, com excessão da CLA-SC ($p < 0,05$). Mais uma vez as resinas sem *crosslink* apresentaram uma instabilidade quando submetidas a temperatura. As resinas PAL-SC e VIP-SC apresentaram os melhores resultados antes do envelhecimento, após o envelhecimento os melhores resultados foram para as PAL-SC e CLA-SC. Esses resultados demonstram que a resina da PAL-SC com e

sem envelhecimento, apesar da perda da dureza, de maneira geral foi aque apresentou melhor comportamento entre as marcas analisadas sem *crosslink*.

Na tabela 4 apresentamos o resultado da força máxima para a fratura dos materiais com *crosslink* sem e com envelhecimento. O resultado demonstra não haver diferença estatística entre as resinas, e não haver diferença estatística após o envelhecimento dessas. Isso, mais uma vez, reforça o conceito de que o *crosslink* gera uma estabilidade na estrutura polimérica tornando o comportamento dos materiais mais previsíveis e similares. Os grupos CLA-CC, PAL-CC, TDV-CC E VIP-CC apresentaram mesma performance ($p > 0,05$), o mais indicado clinicamente seria o de melhor custo benefício.

Na tabela 5 quando analisa-se microdureza dos grupos com *crosslink* observa-se que CLA-CC e PAL-CC aumentaram a microdureza após o envelhecimento enquanto a resina da TDV-CC teve queda da microdureza ($p < 0,05$). A resina da VIP-CC não apresentou diferença. Os resultados demonstram, que mesmo possuindo a segunda melhor dureza nos grupos de *crosslink*, a VIP-CC foi a que apresentou a melhor estabilidade e dureza após o processo de envelhecimento, sendo portanto a mais indicada deste grupo.

As resinas CLA-SC e CLA-CC, ambas sem tratamento, apresentaram diferenças não apresentaram diferença estatística ($p > 0,05$). O processo de envelhecimento fez a dureza da resina CLA-CC aumentar, provavelmente pela evaporação do monômero residual, mas isto não modificou a resistência a fratura do corpo de prova. Os resultados de microdureza podem apresentar diferença estatística, mas do ponto de vista prático muitas vezes a diferença de algumas dezenas de unidades μHV parecem não ter impacto clínico.

As resinas PAL-CC (tabela 7) apresentaram maior força para ruptura nos grupos com *crosslink* ($p < 0,05$), após o tratamento térmico não houve diferença estatística ($p > 0,05$), após o tratamento os resultados foram maiores, mostrando que a resina seria adequada a utilização clínica. O material responderia positivamente a utilização.

As resinas TDV (tabela 8), demonstram que a força de ruptura as resinas TDV-SC e TDV-CC não apresentam diferenças estatísticas antes ou depois do tratamento térmico mas as resinas TDV com *Crosslink* possuem maior dureza que as resinas sem *crosslink*. Após o tratamento térmico a dureza do grupo com *crosslink* diminuiu se comparado ao grupo que não teve tratamento. Isto significa

que uma prótese feita com esse material terá perda das propriedades mecânicas com o tempo.

A resina VIP-SC (tabela 9) se demonstrou superior a VIP-CC em resistência a fratura ($p < 0,05$), e sem diferença na microdureza ($p > 0,05$). Após o tratamento térmico a resistência a fratura foi igualada ($p > 0,05$), e a dureza da VIP-CC aumentou ($p < 0,05$). Clinicamente este material teria uma longevidade interessante uma vez que não há queda de suas propriedades quanto a resistência, além disto sua microdureza demonstrou melhoria.

7 Conclusão

Os resultados obtidos são favoráveis ao grupo de resinas estudados, tendo em vista que todos os fabricantes passaram com resultados superiores ao necessário a fratura. Mesmo após envelhecidos essas resinas atingiram o mínimo estipulado pela norma.

O processo de envelhecimento implicou em resultados diferentes onde algumas resinas se degradaram e outras demonstraram melhoras, tendo como justificativa a possível repolimerização do material gerada no ciclo para envelhecimento.

A incorporação do *Crosslink* influenciou na resistência flexural, o único material que teve melhora com a adição do *crosslink* foi o Palaton, tendo todos os outros uma queda quando comparado as resinas com *crosslink*, entretanto o *crosslink* diminui a dureza desta mesma resina, o que nos leva a pressupor que resinas com maior dureza possam possuir menor flexibilidade.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 ABNT NBR ISO 20795-1 Odontologia- Polímeros de base 2019
- 2 Albeladi HK, Al-Romaizan AN, Hussein MA. Role of cross-linking process on the performance of PMMA. *Int J Biosen Bioelectron*. 2017;3(3):279–284
- 3 Al-Harbi FA, Abdel-Halim MS, Gad MM, Fouda SM, Baba NZ, AlRumaih HS, Akhtar S. Effect of Nanodiamond Addition on Flexural Strength, Impact Strength, and Surface Roughness of PMMA Denture Base. *J Prosthodont*. 2019 Jan;28
- 4 Al-Harbi FA, Abdel-Halim MS, Gad MM, Fouda SM, Baba NZ, AlRumaih HS, Akhtar S. Effect of Nanodiamond Addition on Flexural Strength, Impact Strength, and Surface Roughness of PMMA Denture Base. *J Prosthodont*. 2019 Jan;28(1)
- 5 Alrahlah A, Fouad H, Hashem M, Niazy AA, AlBadah A. Titanium Oxide (TiO₂) / Polymethylmethacrylate (PMMA) Denture Base Nanocomposites: Mechanical, Viscoelastic and Antibacterial Behavior. *Materials (Basel)*. 2018 Jun 27;11(7).
- 6 Arab, J.; Newton, J.P.; Llod, C.H. The effect of an elevated level of residual monomer on the whitening of a denture base and its physical properties. *J. Dent., Guildford*, v. 17, n. 4, p. 189-194, Aug. 1989.
- 7 Austin, A.T.; Basker, R.M. Residual monomer levels in denture bases. The effects of varying short curing cycles. *Br. Dent. J., London*, v. 153, p. 424-426, Dec. 1982.
- 8 Austin, A.T.; Basker, R.M. The level of residual monomer in acrylic denture base materials with particular reference to a modified method of analysis. *Br. Dent. J., London*, v. 149, p. 281-286, Dec. 1980.

- 9 Ayaz EA, Bagis B, Turgut S. Effects of thermal cyclink on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethymethacrylate and poluamide denture base resins. *J Appl Biomater Funct Master* 2015;13:e280-6.
- 10 Botega DM, Sanches JL, Mesquita MF, Henriques GE, Consani RL. Effects of thermocycling on the tensile bond strength of three permanent soft denture liners. *J Prosthodont*, 2008; 17: 550-4
- 11 Camacho, D. P. et al. Resinas acrílicas de uso odontológico à base de polimetilmetacrilato. *Brazilian Journal of Surgery and Clinical Research – BJSCR*. v.6, n.3, p.63-72, Mar/ Mai, 2014.
- 12 Cevik P, Yildirim-Bicer AZ. The Effect of Silica and Prepolymer Nanoparticles on the Mechanical Properties of Denture Base Acrylic Resin. *J Prosthodont*. 2018 Oct;27(8):763-770.
- 13 Craig RG, Powers JM, et al. *Restorative Dental Materials* 11th ed. St Louis: Mo, Mosby 2002.
- 14 Darwish G, Huang S, Knoernschild K, Sukotjo C, Campbell S, Bishal AK, Barão VA, Wu CD, Taukodis CG, Yang B. Improving Polymethyl Methacrylate Resin Using a Novel Titanium Dioxide Coating. *J Prosthodont*. 2019 Dec
- 15 De Clerk, J.P. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, St. Louis, v. 57, n. 5, p. 650-658, May 1987.
- 16 Dogan, A. et al. The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption. *J. Dent.*, Guildford, v. 23, n. 5, p. 313-318, Oct. 1995.
- 17 Gad MM, Fouda SM, Al-Harbi FA, Näpänkangas R, Raustia A. PMMA denture base material enhancement: a review of fiber, filler, and nanofiller addition. *Int J Nanomedicine*. 2017 May 17;12:3801-3812

- 18 Gad MM, Rahoma A, Al-Thobity AM, ArRejaie AS. Influence of incorporation of ZrO₂ nanoparticles on the repair strength of polymethyl methacrylate denture bases. *Int J Nanomedicine*. 2016
- 19 Gad MMA, Abualsaud R, Al-Thobity AM, Almaskin DF, AlZaher ZA, Abushowmi TH, Qaw MS, Akhtar S, Al-Harbi FA. Effect of SiO₂ Nanoparticles Addition on the Flexural Strength of Repaired Acrylic Denture Base. *Eur J Dent*. 2020
- 20 Koroğlu A, Şahin O, Kürkçüoğlu I, Dede DÖ, Özdemir T, Hazer B. Silver nanoparticle incorporation effect on mechanical and thermal properties of denture base acrylic resins. *J Appl Oral Sci*. 2016 Nov-Dec;24(6):590-596.
- 21 Kumar GV, Nigam A, Naeem A, Gaur A, Pandey KK, Deora A. Reinforcing Heat-cured Poly-methyl-methacrylate Resins using Fibers of Glass, Polyaramid, and Nylon: An in vitro Study. *J Contemp Dent Pract*. 2016 Nov 1;17(11):948-952
- 22 Meng Tr, Latta Ma. Physical Properties of four acrylic denture base resins. *J. Comtemp. Dent Pract*. 2005.
- 23 Papadaki E, Anastassiadou V. Elderly complete denture wearers: a social approach to tooth loss. *Gerodontology*. 2012.
- 24 Robinson, J.G.; McCabe, J.F.; Storer, R. Denture bases: the effects of various treatments on clarity, strength and structure. *J. Dent., Guildford*, v. 15, n. 4, p. 159-165, Aug. 1987.
- 25 Sadamori, S. et al. Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. *J. Prosthet. Dent., St. Louis*, v. 72, n. 1, p. 19-22, July 1994.

- 26 Sasaki H, Hamanaka I, Takahashi Y, Kawaguchi T. Effect of long term water immersion or thermal shock on mechanical properties of high impact acrylic denture base resins. *Dent Mater J* 2016;35:204-9
- 27 Schreiber, C. K. Polymethyl methacrylate reinforced with carbon fibers. *Brit. D. J.*, London, v.130, p.29-30, Jan. 1971
- 28 Sheiham, A. et al. The relationship among dental status, nutrient intake, and nutritional status in older people. *Journal of dental research*, v. 80, n. 2, p. 408-413, 2001
- 29 Shim, J.S.; Watts, D.C. Residual monomer concentrations in denture base acrylic resin after an additional, soft-liner, heat-cure cycle. *Dent. Mater.*, Copenhagen, v. 15, n. 4, p. 296-300, July 1999.
- 30 Somani MV, Khandelwal M, Punia V, Sharma V. The effect of incorporating various reinforcement materials on flexural strength and impact strength of polymethylmethacrylate: A meta-analysis. *J Indian Prosthodont Soc.* 2019
- 31 Subramanian D, Govindarajulu RT, Narayanan V, Kalimuthu ND. Comparison of expectation and satisfaction among new and existing denture wearers and correlation of duration of previous denture-wearing experience to satisfaction in completely edentulous patients: A pilot study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2019.
- 32 Sushma R, Vande AV, Malvika SR, Abhijeet K, Pronob KS. A comparative study of the mechanical properties of clear and pink colored denture base acrylic resins. *Ann Afr Med.* 2018 Oct-Dec;17(4):178-182.
- 33 Taylor M, Masood M, Mntzaganian G. Longevity of complete dentures: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2020.

- 34 Wang R, Tao J, Yu B, Dai L. Characterization of multiwalled carbon nanotube -polymethyl methacrylate composite resins as denture base materials. *J Prosthet Dent.* 2014 Apr;111(4):318-26.
- 35 Ward IM: Mechanical properties of solid polymers 2 nd. New York, wiley-interscience, 1983
- 36 Yunus, N.; Harrison, A.; Huggett, R. Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels of an acrylic resin repair material. *J. Oral Rehabil.*, Oxford, v. 21, n. 6, p. 641- 648, Nov. 1994.
- 37 Zidan S, Silikas N, Alhotan A, Haider J, Yates J. Investigating the Mechanical Properties of ZrO₂-Impregnated PMMA Nanocomposite for Denture-Based Applications. *Materials (Basel).* 2019 Apr 25;12(8).

9. CRONOGRAMA

ETAPA	D	J	F	M	A	M	J	J
Defesa do projeto								
Revisão de literatura								
Confecção do CP								
Envelhecimento dos CP								
Ensaio de flexão								
μ HK								
Confecção da dissertação								
Defesa e artigo								