


ALANA PAULA DA MATTA MAIA

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL E RUGOSIDADE DE RESINAS
ACRÍLICAS TERMOPOLIMERIZÁVEIS, EMPREGADAS NA CONFECÇÃO DE
PLACAS OCLUSAIS, VARIANDO TÉCNICA E TEMPO DE POLIMERIZAÇÃO

BRASÍLIA

2014



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE

ALANA PAULA DA MATTA MAIA

AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA FLEXURAL E RUGOSIDADE DE RESINAS
ACRÍLICAS TERMOPOLIMERIZÁVEIS, EMPREGADAS NA CONFECÇÃO DE
PLACAS OCLUSAIS, VARIANDO TÉCNICA E TEMPO DE POLIMERIZAÇÃO

Dissertação apresentada como requisito parcial para a
obtenção do título de Mestre em Ciências da Saúde, pelo
Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da
Universidade de Brasília.

Orientadora: Profa. Dra. Aline Úrsula Rocha Fernandes

BRASÍLIA

2014



DADOS CURRICULARES

ALANA PAULA DA MATTA MAIA

NASCIMENTO 05/05/1988 – SÃO JOSÉ DOS CAMPOS - SP

FILIAÇÃO Gilmar Cunha Maia
Anamônica da Matta e Silva

2006/2011 Graduação
Universidade de Brasília - UnB

.



DEDICO ESTE TRABALHO...



*“Conhecimento não é aquilo que você sabe, mas o que você faz
com aquilo que você sabe.”*

Aldous Huxley

Aos meus pais, Gilmar e Mônica, pelo apoio que sempre me deram e por todos os ensinamentos. Ao meu irmão, Leonardo, por ser meu eterno companheiro. Ao meu namorado Daniel, por sua paciência e compreensão.

A todos os professores que tive o prazer de conviver desde a graduação, pois cada um deles me inspirou e contribuiu para meu aprendizado que possibilitou a realização deste sonho chamado Mestrado.

A Professora Aline Úrsula Rocha Fernandes, minha querida orientadora, amiga e ponte pela qual eu cheguei até aqui. Se cortasse fatias de bolos para celebrar a realização deste trabalho, o primeiro pedaço seria seu.



AGRADECIMENTOS

AGRADECIMENTOS

A Deus, por iluminar a trajetória de minha vida e permitir que os meus desejos pudessem ser transformados em realidade.

A minha família querida, pela paciência e compreensão da minha ausência nos momentos de estudo e por ser meu porto seguro.

A família Szelbracikowski pelo acolhimento e carinho. Em especial ao Daniel, meu namorado, pelo incentivo, paciência e carinho.

À Universidade de Brasília, que me acolheu e proporcionou meu aprendizado.

A minha orientadora, por acreditar em mim e no meu potencial, pela incansável vontade de ajudar, pelos ensinamentos, pelo apoio nos momentos difíceis e pelo riso fácil que tranquiliza.

A professora Fernanda Cristina Pimentel Garcia, ao professor André Ferreira Leite e ao professor Emerson Alves Martins por terem aceitado o convite para fazerem parte da minha banca examinadora. Muito obrigada pela contribuição, é uma honra ter uma banca tão bem qualificada.

Aos professores de Engenharia Mecânica Jorge Luiz Ferreira e Flamínio Levy Neto pela disponibilidade em ajudar desde o início, cordialidade e boa vontade indescritíveis.

A professora Palloma Vieira Muterlle pela autorização de utilizar suas instalações para realização da etapa laboratorial, bem como boa vontade em ensinar o manuseio das máquinas.

Ao professor Antônio Piratelli pela autorização de utilizar seus equipamentos para leitura dos corpos de prova.

A aluna de graduação Aline Maciel, pelo apoio e ajuda na fase laboratorial.

Ao meu grande amigo Rodrigo Medeiros, que mesmo longe se fez presente e me deu mais que apoio na realização deste trabalho.

Aos amigos da graduação que muito contribuíram com sua amizade e principalmente com seus ouvidos: Renata, Winnie, Camila, Matheus e Pollyana.

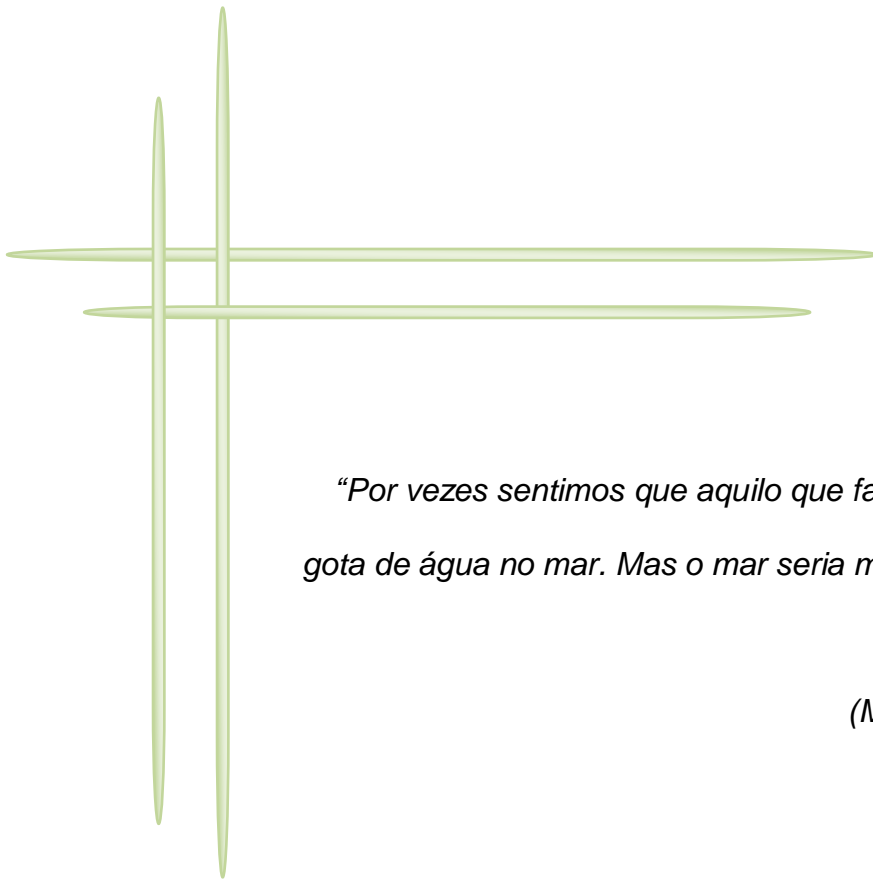
Aos amigos que encontrei não por acaso: Fernanda Barbosa, Carolina Keté, Luiz Victor Padrão, Filipe Dorneles e Filipe Carvalho.

Aos amigos do Colégio Militar de Brasília que nunca deixaram de estar presentes na minha vida, mesmo após 10 anos: Laurem Crossetti, Giselle Sissy, Pedro Henrique “Shop”, Vítor Brandizzi, Ana Munoz, Pablo “Pobre” e Kathleen Killian,

À Unidade de Saúde Bucal do Hospital Universitário de Brasília, na pessoa da Professora Cristine Miron Stefani, por autorizar meu acesso ao laboratório odontológico e utilização dos equipamentos, possibilitando assim a confecção dos corpos de prova.

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba (UNESP), pelo apoio técnico e colaboração no desenvolvimento deste trabalho.

Àqueles que, mesmo sem que eu tenha mencionado o nome, contribuíram para a realização deste trabalho.



“Por vezes sentimos que aquilo que fazemos não é senão uma gota de água no mar. Mas o mar seria menor se lhe faltasse uma gota.”

(Madre Teresa de Calcutá)



RESUMO

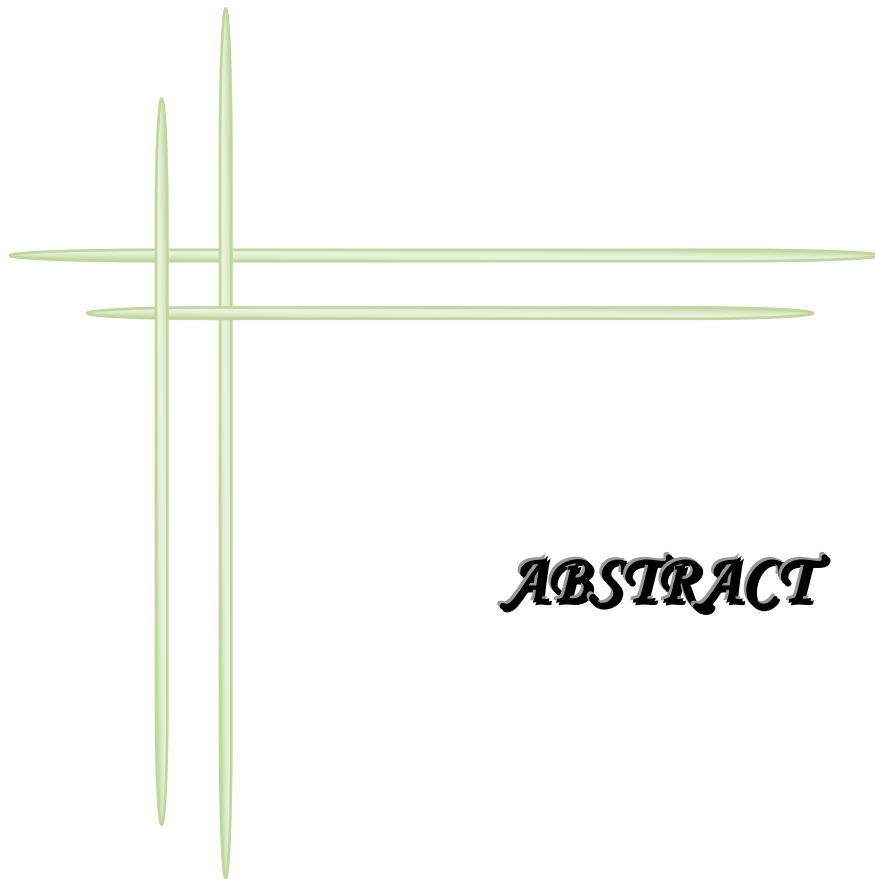
MAIA APM. Avaliação da resistência flexural e rugosidade de resinas acrílicas termopolimerizáveis, empregadas na confecção de placas oclusais, variando técnica e tempo de polimerização. [dissertação]. Brasília: Universidade de Brasília, 2014.

RESUMO

A desordem temporomandibular (DTM) é uma doença complexa, cuja natureza não está completamente esclarecida. É a maior causadora de dores faciais e possui etiologia multifatorial. Uma das principais formas de tratamento e controle da sintomatologia da DTM é a placa oclusal, comumente confeccionada em resina acrílica termopolimerizável. O objetivo desse estudo foi o de avaliar a resistência à flexão e rugosidade superficial de resinas acrílicas termopolimerizáveis em função do tempo e técnica de polimerização. Uma resina acrílica termopolimerizável pelo método convencional (Clássico - A. O. Clássico Ltda., Brasil) e duas por energia de micro-ondas (Onda Cryl – A. O. Clássico Ltda., Brasil; e VIPI WAVE - Vipi Produtos Odontológicos Ltda, Brasil) foram estudadas. Para o estudo, foram obtidas 60 amostras, distribuídas em 6 grupos (n= 10). Dos 6 grupos, 3 foram confeccionados de acordo com o tempo recomendado pelo fabricante (grupos I, III e V) e os outros 3 foram confeccionados com aumento de 50% do tempo recomendado pelo fabricante (grupos II, IV e VI). Os testes de resistência à flexão foram realizados por meio de uma máquina de ensaio universal EMIC modelo DL 3000 (EMIC – Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda., São José dos Pinhais, PR, Brasil) e a análise da rugosidade superficial foi realizada por meio de um rugosímetro (Mitutoyo, Japão). Os valores obtidos foram analisados estatisticamente pela Análise de Variância de três fatores e pelo teste de Tukey a 5% de significância. Para o teste de resistência a flexão todos os grupos apresentaram diferença estatisticamente significativa, sendo a resina Clássico aquela que obteve os melhores resultados quando polimerizada pelo tempo recomendado pelo fabricante; quando o tempo de polimerização foi aumentado em 50%, apenas a resina Onda Cryl apresentou melhoras no desempenho. Para o teste de rugosidade, o único grupo que apresentou diferenças estatísticas significativas foi o grupo da resina VIPI WAVE, que quando polimerizado com aumento de 50% do tempo recomendado pelo fabricante apresentou aumento nos valores de rugosidade superficial. As variáveis tempo e técnica de polimerização

influenciaram na resistência à flexão de resinas termopolimerizáveis, com diferença estatística significativa para todos os grupos. Por outro lado, as mesmas variáveis não promoveram diferenças estatisticamente significativas sobre a rugosidade superficial, com exceção do grupo da resina VIPI WAVE com tempo alterado (grupo II) em relação aos demais grupos que receberam o mesmo tratamento. Para resinas polimerizadas por energia de micro-ondas, parece haver dependência entre as variáveis potência do micro-ondas e tempo de polimerização.

Palavras-chave: Placas Oclusais; Resinas acrílicas; Propriedades físicas.




ABSTRACT

MAIA APM. Evaluation of flexural strength and surface roughness of termopolymerized acrylic resins used to fabricate occlusal splints, varying polymerization and curing time. [dissertation]. Brasília: University of Brasília, 2014.


ABSTRACT

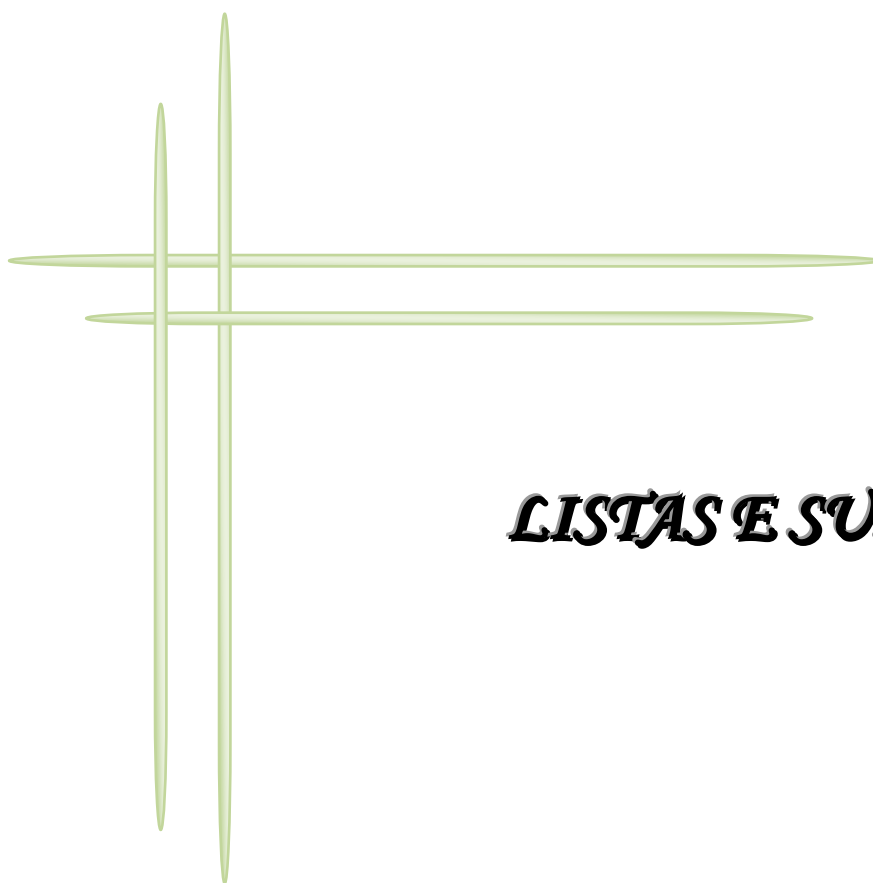
The temporomandibular disorder (TMD) is a complex disease whose origin is not completely clear. It is a disease that causes most of the facial pain related and its etiology is multifactorial. The most common treatment approach to the TMD is occlusal splints, and these are usually made of termopolymerized acrylic resins. The purpose of this study was to evaluate the flexural strength and superficial roughness of termopolymerized acrylic resins in function of polymerization technique and curing time. We used one termopolymerized acrylic resin for the conventional method (Clássico- A. O. Clássico Ltd, Brazil), and two for microwaves (Onda Cryl - A. O. Clássico Ltd, Brazil; VIPI WAVE - Vipi Produtos Odontológicos Ltd, Brazil). For the study, 60 samples created 6 groups ($n = 10$). From the 6 groups, 3 of them were polymerized as the manufacturer proposed (groups I, III and V) and the other 3 were polymerized with an increase of 50% on the time proposed by the manufacturer (groups II, IV and VI). The analysis was obtained by the use of a universal testing machine (EMIC modelo DL 3000 (EMIC, Brazil), which performed the three point flexural tests and a roughmeter (Mitutoyo, Japan). These measures were submitted to the Analysis of Variance of three factors and Tukey test at a significance level of $p = 0.05$. For the three point flexural test all groups presented significant statistic differences. The resin Clássico presented the greater values when polymerized as the manufacturer recommended; on the other hand, when polymerization time was increased by 50%, only the resin Onda Cryl presented improvement in its performance. For the surface roughness test, the only group that presented statistically significant difference was the one of VIPI WAVE resin, which presented the higher values of superficial roughness when polymerization time recommended by the manufacturer was increased by 50%. We conclude that the variables time and polymerization method did influence the flexural strength of the termopolymerized resins, with statistically significant difference for all groups. To the contrary, the same variables did not show statistically significant difference on the surface roughness,



except for group II, which presented statistically significant difference in relation to the other groups that were submitted to the same change of protocol. There seems to be a connection between the variables time of polymerization and power of the microwave for the resins that are polymerized by this source of heat.

Keywords: Occlusal Splints; acrylic resins; physical properties.





LISTAS E SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO 1

Quadro 1 -	Nome comercial, composição, lote, tipo de polimerização e fabricante dos materiais avaliados.....	31
Quadro 2 -	Grupos e tempo de polimerização avaliados.....	32
Figura 1 -	Moldes em silicone Zetalabor (Zhermack, Itália) e gesso pedra, no interior de mufla plástica, para técnica de polimerização em micro-ondas.....	33
Figura 2 -	Corpo de prova em máquina de ensaio universal EMIC modelo DL 3000, para início de teste de flexão.....	35

CAPÍTULO 2

Quadro 1 -	Nome comercial, composição, lote, tipo de polimerização e fabricante dos materiais avaliados.....	51
Quadro 2 -	Grupos e tempo de polimerização avaliados.....	52
Figura 1 -	Moldes em silicone Zetalabor (Zhermack, Itália) e gesso pedra, no interior de mufla plástica, para técnica de polimerização em micro-ondas.....	53
Figura 2 -	Corpo de prova submetido à análise superficial de rugosidade, por meio de Rugosímetro Mitutoyo (modelo SJ).....	55



LISTA DE TABELAS

CAPÍTULO 1

Tabela 1 - Valores médios (MPa) e desvio-padrão dos grupos avaliados quanto à resistência à flexão, em função da técnica e do tempo de polimerização.....	36
--	-----------

CAPÍTULO 2

Tabela 1 - Valores médios e desvio-padrão dos grupos avaliados quanto à rugosidade, em função da técnica e tempo de polimerização.....	56
---	-----------


APÊNDICE B – TABELAS DOS VALORES OBTIDOS NOS TESTES

CAPÍTULO 1

Tabela 1 - Valores dos resultados do teste de flexão de três pontos dos grupos I e II.....	71
Tabela 2 - Valores dos resultados do teste de flexão de três pontos dos grupos III e IV.....	72
Tabela 3 - Valores dos resultados do teste de flexão de três pontos dos grupos V e VI.....	73

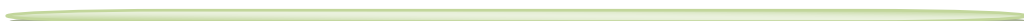
CAPÍTULO 2

Tabela 4 - Valores das leituras de rugosidade superficial em três pontos distintos dos grupos I e II.....	74
Tabela 5 - Valores das leituras de rugosidade superficial em três pontos distintos dos grupos III e IV.....	75
Tabela 6 - Valores das leituras de rugosidade superficial em três pontos distintos dos grupos V e VI.....	76



LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

et al.	= e colaboradores
nº	= número
mm	= milímetro (unidade de medida equivalente a 10^{-3} m)
cm	= centímetro (unidade de medida equivalente a 10^{-2} m)
g	= grama (o grama)
µm	= micrômetro
W	= Watt
ml	= mililitro (unidade de medida equivalente a 10^{-3} L)
%	= porcentagem
KgF	= quilograma força
RJ	= Rio de Janeiro
SP	= São Paulo
N	= Newton
MPa	= megapascal



SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO GERAL.....	22
2	CAPÍTULO 1 - AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA A FLEXÃO DE RESINAS ACRÍLICAS TERMOPOLIMERIZÁVEIS, UTILIZADAS PARA CONFEÇÃO DE PLACAS OCLUSAIS, VARIANDO TÉCNICA E TEMPO DE POLIMERIZAÇÃO	
	2.1 INTRODUÇÃO.....	27
	2.2 PROPOSIÇÃO.....	30
	2.3 MATERIAL E MÉTODO.....	31
	2.4 RESULTADOS.....	36
	2.5 DISCUSSÃO.....	37
	2.6 CONCLUSÃO	42
	2.7 REFERÊNCIAS.....	43
3	CAPÍTULO 2 - AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE DE RESINAS ACRÍLICAS TERMOPOLIMERIZÁVEIS, UTILIZADAS PARA CONFEÇÃO DE PLACAS OCLUSAIS, VARIANDO TÉCNICA E TEMPO DE POLIMERIZAÇÃO	
	3.1 INTRODUÇÃO	47
	3.2 PROPOSIÇÃO.....	50
	3.3 MATERIAL E MÉTODO.....	51
	3.4 RESULTADOS	56
	3.5 DISCUSSÃO	57
	3.6 CONCLUSÃO	62
	3.7 REFERÊNCIAS	63
	APÊNDICE.....	67
	APÊNDICE A - Ilustrações da fase laboratorial da metodologia experimental.....	67

APÊNDICE B -	Tabelas dos valores obtidos nos testes realizados.....	71
APÊNDICE C -	Gráficos individualizados de cada grupo.....	77



INTRODUÇÃO GERAL

1 INTRODUÇÃO GERAL

A desordem temporomandibular (DTM) é uma doença complexa cuja natureza não está completamente esclarecida; é uma alteração músculo-esquelética que afeta a articulação temporomandibular e/ou músculos da mastigação. Os sinais e sintomas dessa desordem são dores musculares e articulares que não se restringem ao sistema mastigatório e podem estender-se aos músculos e órgãos faciais e cervicais, provocando limitação ou desvio dos movimentos mandibulares e ruídos articulares. A DTM é a maior causa de dores faciais, possui uma etiologia multifatorial e está relacionada a hábitos parafuncionais tais como o bruxismo, que afeta dentes e/ou tecidos de suporte, causando prejuízo morfológico e funcional. Pode também prejudicar aspectos biopsicossociais, tais como ansiedade, depressão e desordens de personalidade. A DTM tem um impacto negativo na qualidade de vida dos indivíduos, prejudicando a realização de atividades diárias. Como a natureza da doença não é compreendida, seu tratamento também não é consensual. Uma abordagem multidisciplinar inclui terapias físicas e psicológicas, ajustes oclusais, uso de medicação (anti-inflamatórios e antidepressivos) e uso do laser.

Uma das principais formas de tratamento e controle da sintomatologia da DTM é a placa oclusal, que tem apresentado resultados favoráveis no controle das desordens temporomandibulares. Por ser uma modalidade de tratamento reversível e conservadora, é considerada um meio de diagnóstico em terapias de muitas formas da DTM.

Por definição, a placa oclusal é um aparelho removível, que recobre as superfícies oclusais e incisais dos dentes de um arco dentário, criando contatos homogêneos com os dentes do arco oposto, livre de intercuspidação. Apresenta como principais funções promover uma posição mais estável das articulações temporomandibulares e uma oclusão funcional que reorganiza a atividade reflexa neuromuscular. As placas oclusais também são utilizadas para proteger os dentes e as estruturas de suporte de forças oclusais que possam vir a destruí-los. Porém, há divergências quanto ao mecanismo de atuação desses dispositivos interoclusais.

As placas oclusais podem ser confeccionadas em resina termopolimerizável, autopolimerizável, fotopolimerizável por meio de material resiliente ou pela associação de folha de acetato e resina autopolimerizável.

O material empregado para a confecção de placas oclusais constitui fator que influencia a durabilidade e desempenho clínico do aparelho. As propriedades físicas do material devem ser satisfatórias de modo a garantir resistência à placa, visto que será submetida a diferentes tipos de forças, por longo período, no interior da cavidade bucal. O material mais comum utilizado para a confecção de placas oclusais é a resina acrílica.

A resina termopolimerizável foi difundida na Odontologia principalmente para confecção de bases protéticas por apresentar propriedades físicas e mecânicas satisfatórias. A invenção do polimetilmetacrilato (PMMA), em 1937, foi um marco na história da Odontologia. O PMMA é o material ideal para confecção de aparelhos protéticos porque satisfaz a maioria das exigências, como resistência adequada, propriedades térmicas satisfatórias, estabilidade dimensional, insolubilidade a fluidos orais, estética aceitável, facilidade de técnica e custo moderado.

A resina acrílica possui como desvantagens a formação de monômero residual, absorção de água e instabilidade de cor. Há alguns anos, os monômeros e polímeros da resina acrílica vêm sendo modificados não apenas para melhorar as propriedades físicas e mecânicas, mas também para melhorar as propriedades relacionadas à sua manipulação, que facilitam as técnicas laboratoriais como a polimerização por energia de micro-ondas, fotopolimerização e polimerizações feitas a vácuo e pressão a baixas temperaturas.

O interesse na diminuição do tempo de polimerização das resinas acrílicas promoveu a realização de pesquisas que proporcionassem essa vantagem. Já em 1968, Nishii documentou a energia de micro-ondas como fonte de energia para polimerização de resinas acrílicas. As vantagens da polimerização por energia de micro-ondas incluem diminuição no tempo de polimerização, dispensa de necessidade de equipamentos volumosos e maior limpeza no processamento. Pelo fato dos aparelhos protéticos serem submetidos a diversas forças que ocorrem na cavidade bucal, boas propriedades mecânicas são desejadas para o sucesso do tratamento. Porém, assim como qualquer material dentário, a resina acrílica não está livre de limitações. Existe uma tendência de as placas oclusais desgastarem-se ao longo do tempo, além de apresentarem porosidade, rugosidade e alterações dimensionais. Qualquer deficiência apresentada por um material implicará em prejuízos no sucesso do tratamento.

As propriedades mecânicas das resinas como resistência à flexão, módulo de elasticidade e dureza superficial são afetadas negativamente pela quantidade de monômero residual. Existem vários estudos acerca das variáveis que influenciam a formação de monômero residual, destacando-se temperatura, tempo, concentração do iniciador, pressão, proporção polímero e monômero e banho de água quente versus micro-ondas. Assim, alguns estudos já documentaram que o aumento do tempo e temperatura implicaria em menores valores de monômero residual, o que, por sua vez, melhoraria as propriedades físicas da resina.

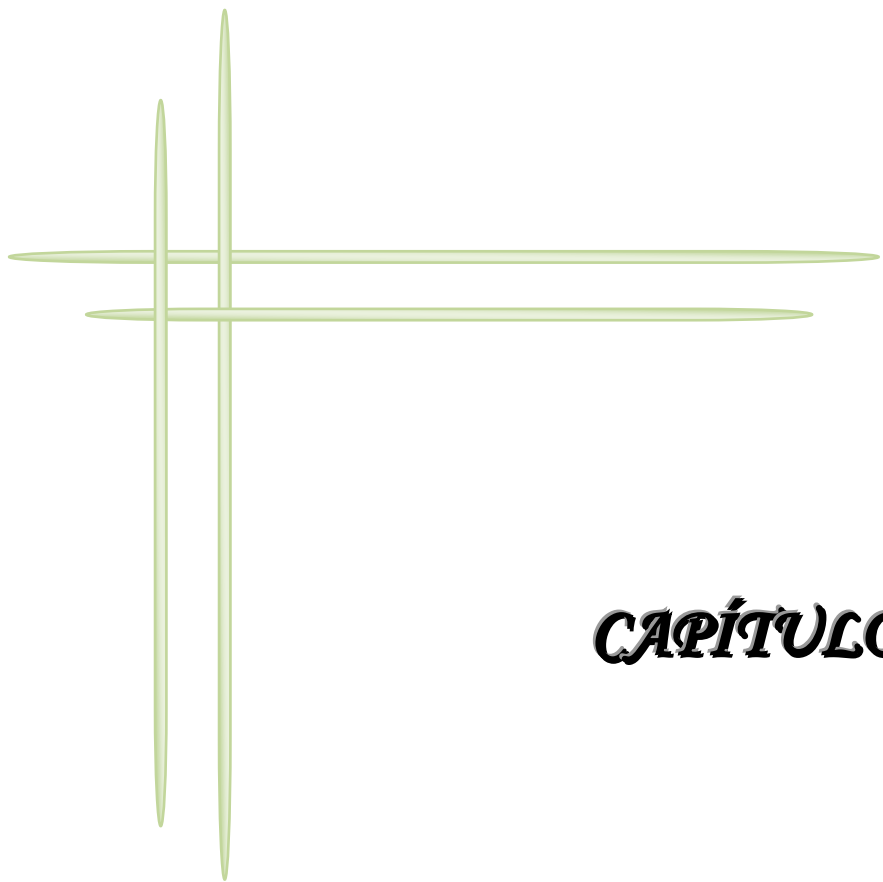
A maioria das fraturas ocorridas em próteses totais ocorrem dentro da boca devido a forças de mastigação que promovem a flexão da prótese durante a função, primariamente devido à fadiga da resina. Uma propriedade de extrema importância da resina acrílica refere-se à sua resistência à flexão, que diz respeito à resistência do material diante de situações de fraturas por queda do aparelho ou por fadiga do material durante o uso. Essa propriedade mecânica deve apresentar valores compatíveis com os padrões estabelecidos nas normas, promovendo maior longevidade do aparelho protético. A resistência flexural é definida como a habilidade de um material em resistir às forças que provocam a sua curvatura sem se fraturar ou sofrer deformação excessiva; assim, é uma medida de tensão e resistência à fratura, que permite avaliar a performance clínica dos aparelhos protéticos quando são submetidos repetidamente a forças de flexão nos ciclos de mastigação e podem se deformar

Por serem confeccionadas com o mesmo material e estarem sujeitas a forças muitas vezes superiores às da mastigação em pacientes com parafunção, as placas oclusais necessitam de resistência mecânica satisfatória que as permita suportar a flexão impressa pelos movimentos mandibulares parafuncionais.

A rugosidade superficial é caracterizada por microirregularidades na superfície do material decorrentes de processos de fabricação e manipulação. Irregularidades na superfície da resina acrílica podem funcionar como um reservatório de microrganismos que, mesmo após os procedimentos convencionais de limpeza da placa, permanecem aderidos a ela.

As propriedades físicas das resinas acrílicas termopolimerizáveis podem ser influenciadas pelo método e ciclo empregados na sua polimerização, em que o tempo de polimerização pode atuar como fator favorável ou desfavorável.

Dessa forma, o objetivo deste estudo foi avaliar a resistência à flexão e rugosidade de resinas acrílicas termopolimerizáveis, variando técnica e tempo de polimerização.



CAPÍTULO 1

2 CAPÍTULO 1 - AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA A FLEXÃO DE RESINAS ACRÍLICAS TERMOPOLIMERIZÁVEIS, UTILIZADAS PARA CONFECÇÃO DE PLACAS OCLUSAIS, VARIANDO TÉCNICA E TEMPO DE POLIMERIZAÇÃO

2.1 INTRODUÇÃO

A desordem temporomandibular (DTM) é uma doença complexa, cuja natureza não está completamente esclarecida. Segundo Rodrigues (1), é uma alteração musculoesquelética que afeta a articulação temporomandibular e/ou músculos da mastigação. Os sinais e sintomas dessa desordem são dores musculares e articulares que não se restringem ao sistema mastigatório e podem estender-se aos músculos e órgãos faciais e cervicais, provocando limitação ou desvio dos movimentos mandibulares e ruídos articulares.

Uma das principais formas de tratamento e controle da sintomatologia da DTM é a placa oclusal, que tem apresentado resultados favoráveis no controle das desordens temporomandibulares. Por ser uma modalidade de tratamento reversível e conservadora, é considerada um meio de diagnóstico (2) em terapias de muitas formas da DTM (3 a 12).

A maioria das fraturas ocorridas em próteses totais ocorrem dentro da boca devido a forças de mastigação que promovem a flexão da prótese durante a função, primariamente devido à fadiga da resina (13). Por serem confeccionadas com o mesmo material e estarem sujeitas a forças muitas vezes superiores às da mastigação em pacientes com parafunção, as placas oclusais necessitam de resistência mecânica satisfatória que as permita suportar a flexão impressa pelos movimentos mandibulares parafuncionais e forças de apertamento dentário.

Dessa forma, o material empregado para a confecção de placas oclusais constitui fator que influencia a durabilidade e desempenho clínico do aparelho. As propriedades físicas do material devem ser satisfatórias de modo a garantir resistência à placa, visto que será submetida a diferentes tipos de forças por longo período no interior da cavidade bucal, além de facilidade de limpeza e manutenção das características de superfície.

O material mais comumente utilizado para a confecção de placas é a resina acrílica (14, 15). O polimetilmetacrilato (PMMA) é o material ideal para confecção de aparelhos protéticos porque satisfaz a maioria das exigências, tais como resistência

adequada, propriedades térmicas satisfatórias, estabilidade dimensional, insolubilidade a fluidos bucais, estética aceitável, facilidade de técnica e custo moderado (16).

Assim como as bases protéticas, as placas oclusais também fraturam durante o uso. Um dos fatores relacionados à fratura é a resistência flexural deste material. A resistência à flexão é uma medida de tensão e resistência à fratura, que permite avaliar a performance clínica dos aparelhos protéticos quando são submetidos repetidamente a forças de flexão nos ciclos de mastigação e podem se deformar (17). Esta propriedade pode ser explicada pelo desenvolvimento inicial de microfraturas em áreas de concentração de tensões até a ruptura final do material (18).

A ISO 1567(19) determina que a resistência à flexão de resinas acrílicas tanto polimerizadas pela técnica convencional como por energia de micro-ondas não seja menor que 65 Mpa, para que o aparelho protético confeccionado permaneça na forma que lhe foi projetada por um período de tempo satisfatório (20).

De acordo com Aydogan e Durkan, os aparelhos protéticos fabricados em resinas acrílicas estão sujeitos a vários tipos de tensões dentro na cavidade oral: tensões compressivas, tracionais e de cisalhamento. As fraturas desses aparelhos resultam de dois tipos diferentes de força, que são o impacto e a fadiga flexural. A maioria das fraturas de bases protéticas totais ocorre no interior da boca devido a forças mastigatórias que repetidamente imprimem o movimento de flexão sobre a prótese. Assim, primariamente, a fratura é causada por fadiga flexural. Outra situação ocorreria quando a prótese se encontrara fora da boca, cai no chão e fratura devido ao impacto da queda (13). Tais características são igualmente notadas nas placas oclusais, que são confeccionadas com o mesmo material.

Tradicionalmente, a resina acrílica termopolimerizável é polimerizada no interior de uma mufla metálica imersa em água numa temperatura controlada por um determinado período de tempo. Entretanto, esse método exige um longo período de tempo e tem suas limitações como produção de porosidades causada pela volatilização do monômero a temperaturas acima de 100.8°C (21). Em contrapartida, a energia de micro-ondas oferece vantagens como a redução do tempo de polimerização e tempo necessário para atingir a fase plástica, melhor homogeneidade da mistura e excelente adaptação (22).

Segundo Azzarri et al, o processo de polimerização das resinas acrílicas vem sendo modificado a fim de melhorar as propriedades mecânicas desses materiais (22). As propriedades físicas das resinas acrílicas termopolimerizáveis podem ser influenciadas pelo método e ciclo empregados na sua polimerização, em que o tempo de polimerização pode atuar como fator favorável ou desfavorável (23).

Acerca desse tema, observamos a escassez de pesquisas na literatura sobre a influência do aumento de tempo de polimerização na resistência à flexão de resinas acrílicas termopolimerizáveis empregadas na confecção de placas oclusais. Tal ausência de pesquisas justifica a necessidade de estudos.

2.2 PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo foi avaliar a resistência à flexão de três tipos de resinas acrílicas termopolimerizáveis, sendo uma polimerizada pelo método convencional (Clássico - A. O. Clássico) e duas por energia de micro-ondas (Onda Cryl – A. O. Clássico; e VIPI WAVE - Vipi Produtos Odontológicos), em função de técnica e tempo de polimerização.

A hipótese testada é de que o tempo e a técnica de polimerização não irão influenciar na resistência flexural das resinas acrílicas termopolimerizáveis.

2.3 MATERIAL E MÉTODO

Para a confecção dos corpos de prova, foram utilizadas três resinas acrílicas incolores termopolimerizáveis, conforme descrito no Quadro 1.

Quadro 1 - Nome comercial, composição, lote, tipo de polimerização e fabricante dos materiais avaliados

NOME	COMPOSIÇÃO (nº lote)	TIPO DE POLIMERIZAÇÃO	FABRICANTE
Onda Ceryl incolor	<u>Polímero:</u> Co-polímero Metil Etil Metacril, Peróxido, DBP (lote 408080) <u>Monômero:</u> Metil Metacril, Crosslink (lote 100913)	Energia de micro- ondas 3 min/450W; 4 min/ 150W; 3 min/ 900W	A. O. Clássico Ltda., SP, Brasil
VIPI WAVE incolor	<u>Polímero:</u> Polimetilmetacrilato, Peróxido de Benzoíla, Pigmentos Biocompatíveis (lote 98254) <u>Monômero:</u> Metilmetacrilato, EDMA (Crosslink), Inibidor (lote 12186)	Energia de micro- ondas 20 min/ 150W; 5 min/ 600W	Vipi Produtos Odontológicos Ltda., SP, Brasil
Clássico incolor	<u>Polímero:</u> Copolímero Metil Etil Metacrilato, DBP, Pigmentos, Peróxido (lote 810121) <u>Monômero:</u> Monômero de Metilmetacrilato, Topanol (lote 261112)	Banho de água quente ½ h aquecida; ½ h sem aquecimento, 1h em ebulição	A. O. Clássico Ltda., SP, Brasil

Foram obtidos, no total, 60 corpos de prova para realização do teste de resistência flexural. Os corpos de prova foram divididos em 6 grupos, baseado no

tipo de resina e técnica de processamento utilizados. Cada grupo foi composto por 10 corpos de prova, e os grupos foram definidos conforme Quadro 2.

Quadro 2 - Grupos e tempo de polimerização avaliados

GRUPOS	RESINA	TEMPO DE POLIMERIZAÇÃO
I	Vipi Wave	Estágio inicial: 20 minutos (10% de potência) Estágio Final: 5 minutos (40% de potência)
II		Estágio inicial: 30 minutos (10% de potência) Estágio Final: 7:30 minutos (40% de potência)
III	Onda Ceryl	1ª fase: 3 minutos (30% de potência) 2ª fase: 4 minutos (10% de potência) 3ª fase: 3 minutos (60% de potência)
IV		1ª fase: 4:30 minutos (30% de potência) 2ª fase: 6 minutos (10% de potência) 3ª fase: 4:30 minutos (60% de potência)
V	Clássico	Banho de água quente ½ h aquecida; ½ h sem aquecimento, 1h em ebulição
VI		Banho de água quente 45 min aquecida; 45 min sem aquecimento, 1:30h em ebulição

Os corpos de prova foram confeccionados com as medidas recomendadas pela ISO/FDIS 1567 (19), que determina que para a realização de testes de resistência à flexão por três pontos em resinas acrílicas os corpos de prova devem ter as seguintes dimensões: 64 mm de comprimento, 10 mm de largura e 3,3 mm de espessura. Para os grupos II, IV e VI, cujos tempos de polimerização foram

alterados, tal alteração se deu aumentando o tempo de polimerização recomendado pelo fabricante em 50%.

Para a obtenção dos corpos de prova, foram construídas matrizes em resina acrílica autopolimerizável de: 67 mm X 12 mm X 4,50 mm. As medidas foram propositalmente maiores que as exigidas a fim de permitir um adequado acabamento e polimento sem comprometer os valores finais de dimensionamento dos corpos de prova.

Essas matrizes em resina autopolimerizável foram incluídas no silicone Zetalabor (Zhermack, Itália) para facilitar a demuflagem e os processos de acabamento e polimento. Muflas metálicas e plásticas foram empregadas de acordo com a técnica de polimerização. Para a inclusão das matrizes, na base da mufla foi inserido gesso pedra tipo III (Yamay Comércio e Indústria de Produtos Odontológicos, Brasil) manualmente proporcionado conforme indicação do fabricante (100g de gesso para 40ml de água) e vazado no interior da mufla. O tempo aguardado para presa do gesso foi de 40 minutos. Após a presa do gesso, foi manipulado o silicone e nele foram inseridos os corpos de prova. A mufla foi fechada e a parte superior foi completada também com gesso pedra. Após a presa final dos materiais (silicone e gesso pedra) as muflas foram abertas e os corpos removidos, obtendo-se três moldes para cada mufla (Figura 1).



Figura 1 – Moldes em silicone Zetalabor (Zhermack, Itália) e gesso pedra, no interior de mufla plástica, para técnica de polimerização em micro-ondas

Para a polimerização da resina acrílica dos grupos V e VI foram utilizadas muflas metálicas (Jon Comércio de Produtos Odontológicos Ltda., São Paulo, SP, Brasil) em banho de água quente. Para a polimerização das resinas dos grupos I, II, III e IV foram utilizadas muflas plásticas (OGP Produtos Odontológicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil) para a polimerização por meio de energia de micro-ondas.

Após abertura da mufla, foi realizado o isolamento com Cel-lac (S.S. White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) em ambas as partes da mufla e, em seguida, foi realizada a manipulação e prensagem das resinas acrílica de acordo com as recomendações dos fabricantes. Para o procedimento de prensagem estabeleceu-se como critério para todos os grupos a manipulação da resina acrílica em pote de vidro com tampa e, após atingir a fase plástica, a mesma foi acomodada no interior dos moldes em silicone Zetalabor (Zhermack, Itália), com ligeiro excesso para escoamento uniforme durante o processo de prensagem. Na sequência, a mufla foi fechada e posicionada numa prensa hidráulica para que a prensagem ocorresse de forma lenta e gradual, até se estabelecer uma pressão de 500 a 750KgF. Após abertura da mufla e retirada do excesso do material, a mufla foi fechada e foi realizada a prensagem definitiva a 1000 KgF. Procedeu-se em seguida ao parafusamento das muflas plásticas e, para as muflas metálicas, procedeu-se à prensagem manual a fim de manter a pressão e o íntimo contato entre as paredes durante o período de polimerização das resinas acrílicas. Após aguardar 30 minutos, as muflas foram colocadas no forno micro-ondas ou levadas à polimerização em banho de água quente, de acordo com a técnica para cada resina, seguindo-se à polimerização (Quadro 2). O forno micro-ondas utilizado no estudo possui potência de 1500W.

Após o resfriamento natural das muflas, os corpos de prova foram desincluídos e submetidos ao acabamento em uma politriz (Polipan – U Pantec) utilizando lixas metalográficas (Pantec, Estados Unidos) com granulações de 280 para desgaste inicial e, em seguida, lixas com granulações de 600 e 1200 para o acabamento. Os corpos de prova receberam acabamento, em cada lixa, por 3 minutos. Assim, os corpos de prova foram obtidos nas medidas preconizadas. Todos os corpos de prova tiveram suas dimensões aferidas por meio de paquímetro (Mitutoyo CD-6 150mm, Japão). O polimento final foi realizado com discos de feltro (Arotec S.A. Indústria e Comércio, São Paulo, SP, Brasil) e pasta de diamante de granulação 6 μ m (Pantec) durante 3 minutos.

No ensaio de resistência flexural por três pontos (13), cada espécime foi submetido ao ensaio de flexão na máquina de ensaio universal EMIC modelo DL 3000 (EMIC – Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda., São José dos Pinhais, PR, Brasil), com uma velocidade constante de 5mm/min, até ocorrer sua fratura (Figura 2).



Figura 2 – Corpo de prova em máquina de ensaio universal EMIC modelo DL 3000, para início de teste de flexão

Os valores de resistência à flexão foram obtidos em Mpa.

Após ensaio de flexão, os dados foram submetidos à análise de variância, complementada pelo teste de Tukey ($\alpha = 0,05$).

2.4 RESULTADOS

Os resultados obtidos no teste de resistência à flexão estão apresentados na Tabela 1. Houve diferença estatística significativa ($p < 0,05$) para todos os grupos avaliados. Os resultados obtidos indicaram diferença estatística significativa entre os seis grupos avaliados (Tabela 1), em nível de significância de 5%, pelo teste de Tukey. O grupo com maiores valores de resistência à flexão foi o grupo V, com polimerização por banho de água quente, sem alteração no tempo indicado pelo fabricante. Em seguida, encontramos o grupo IV, com polimerização por energia de micro-ondas e tempo aumentado em relação às recomendações do fabricante. Os grupos com resultados mais desfavoráveis foram o VI e II, polimerizados, respectivamente, pelas técnicas convencional e por micro-ondas, ambos com tempo aumentado. Diferenças individuais de cada grupo foram representadas nos Gráficos 1 a 6 (APÊNDICE C).

Tabela 1 – Valores médios (MPa) e desvio-padrão dos grupos avaliados quanto à resistência à flexão, em função da técnica e do tempo de polimerização

Resina	Convencional	Tempo alterado
Vipi wave	128,29 ± 18,72 Aa (Grupo I)	122,74 ± 14,31 Ab (Grupo II)
Onda Cryl	128,21 ± 16,62 Ba (Grupo III)	135,48 ± 14,55 Bb (Grupo IV)
Clássico	152,69 ± 13,43 Ca (Grupo V)	126,29 ± 10,44 Cb (Grupo VI)

Nota: Letras maiúsculas nas colunas e minúsculas nas linhas, diferentes entre si, significam diferença estatística em nível de 5%, pelo teste de Tukey

2.5 DISCUSSÃO

Placas oclusais são utilizadas no diagnóstico e tratamento das desordens temporomandibulares (1 - 13) e, comumente, a resina acrílica termopolimerizável é empregada na sua confecção. Dentre as técnicas de polimerização, a energia de micro-ondas e o banho de água quente são as mais utilizadas e pesquisadas. O micro-ondas é um aparelho no qual ondas eletromagnéticas são produzidas. Qualquer material que pode ser aquecido no micro-ondas possui moléculas polarizadas, existindo uma carga positiva e do outro lado uma carga negativa. No campo eletromagnético gerado no micro-ondas, que muda a sua direção rapidamente, as moléculas polarizadas são agitadas rapidamente e geram calor devido à fricção molecular. (24)

As maiores vantagens da utilização de energia de micro-ondas em relação ao banho de água quente estão relacionadas ao fato de que a energia de micro-ondas independe de condutividade térmica. No processo de polimerização por energia de micro-ondas a mistura do polímero com o monômero é aquecida diretamente antes da mufla plástica, de modo que qualquer calor gerado é dissipado para a mufla, enquanto no banho de água quente temos primeiramente o aquecimento da água, depois a mufla e só depois a mistura é aquecida (25). Esse processo exige tempo, que é uma das desvantagens em relação à polimerização por energia de micro-ondas. Hansan também destaca como vantagem da utilização da energia de micro-ondas a desnecessidade de equipamentos pesados e espaçosos e um método de processamento mais limpo (26).

Esse estudo avaliou três resinas acrílicas termopolimerizáveis, variando a técnica e o tempo de polimerização. Comparando-se as técnicas de polimerização com os tempos recomendados pelos fabricantes encontramos valores maiores, estatisticamente significantes, para os corpos de prova polimerizados pela técnica convencional (Tabela 1). As duas resinas acrílicas polimerizadas por energia de micro-ondas apresentaram valores médios muito próximos entre si (Tabela 1), apresentando diferença estatisticamente significativa em função da frequência dos valores, desvio-padrão e variância (Gráficos 1 e 3, APÊNDICE C). Corroborando com nossos achados, nos estudos de Yamamoto et al (27) a resina Clássico também obteve o melhor desempenho em resistência. Especificamente quanto à resistência à flexão, Soares (28), avaliando as propriedades físicas de resinas

termopolimerizáveis após acréscimo de fibras de vidro, concluiu não haver alteração dessa variável quanto à propriedade pesquisada; contudo, notou que a resina termopolimerizável convencional apresentou maior resistência flexural que as demais resinas testadas. Outros autores obtiveram, como resultados em seus estudos, que as resinas polimerizadas por energia de micro-ondas apresentaram propriedades físicas inferiores às polimerizadas pela técnica convencional, em concordância com nossos achados (13, 28, 32). Apesar desses achados, os autores mencionaram que a vantagem do uso de energia de micro-ondas é a promoção do aquecimento uniforme da resina, ou seja, as porções interna e externa da resina são submetidas à mesma temperatura, que é alcançada rapidamente. (29)

Muitos autores já avaliaram e obtiveram valores de resistência semelhantes aos supracitados nos testes de resistência à flexão de resinas acrílicas polimerizadas pela técnica convencional e energia de micro-ondas (27, 29, 30, 31). Lai et al (32) obtiveram resultados de resistência flexural favoráveis a resina polimerizada pela técnica convencional. Apesar disso, esses autores ressaltaram, baseado em seus estudos, que a energia de micro-ondas é capaz de polimerizar resinas acrílicas de maneira efetiva, além de salvar muito tempo no processo de confecção de aparelhos protéticos. Estes autores sugeriam que o fator mais importante é o controle cuidadoso da temperatura durante o processamento em micro-ondas.

Segundo Lung e Darvell as propriedades mecânicas das resinas acrílicas tais como resistência à flexão, módulo de elasticidade e dureza superficial são afetadas negativamente pela quantidade de monômero residual. A explicação é o efeito plastificador do monômero residual. Dentre as variáveis que influenciam a formação de monômero residual, temos: temperatura, tempo, concentração do iniciador, pressão, proporção polímero e monômero e banho de água quente versus micro-ondas. Ainda de acordo com esses autores, o aumento do tempo e temperatura implicaria em menores valores de monômero residual, o que, por sua vez, melhoraria as propriedades físicas da resina (33).

Em seus estudos, Lung e Darvell compararam a concentração do monômero residual com o aumento do tempo de polimerização e demonstraram que essas variáveis são inversamente proporcionais, ou seja, quanto maior o tempo de polimerização, menor a concentração de monômero residual. Além disso, sugeriram que o protocolo de polimerização de 10 a 15 horas a temperatura de 95° é o mais

indicado para obter níveis mínimos de monômero residual quando a técnica convencional é utilizada (33).

De acordo com Fernandes et al, os monômeros residuais além de influenciarem nas propriedades físicas e mecânicas do material influenciam também na biocompatibilidade. O monômero residual pode levar a danos nos tecidos adjacentes e diminuir as propriedades mecânicas do material por reduzir a força entre as cadeias poliméricas (29).

Lai et al (32) avaliou a influência da potência no micro-ondas e concluíram que quanto maior a potência, maior a temperatura atingida no mesmo intervalo de tempo. Por isso, deve haver um equilíbrio entre a potência e o tempo de polimerização tendo em vista que essas duas variáveis são inversamente proporcionais. Em relação à resistência a flexão, nos estudos de Lai et al não houve diferenças nos valores de resistência a flexão das amostras polimerizadas por diferentes potências, ajustando-se o tempo. Porém, os autores destacaram que altas potências geram porosidade excessiva. Segundo Fernandes et al, o uso da energia de micro-ondas na polimerização da resina acrílica promove um aquecimento homogêneo, favorecendo a diminuição da quantidade de monômero residual (21). Sendo assim, é plausível concluir que se for utilizada a energia de micro-ondas ajustando o tempo e a potência, pode-se obter níveis mínimos de monômero residual.

Em nosso estudo, o aumento do tempo de polimerização proporcionou resultados estatisticamente diferentes entre os grupos com polimerização padronizada pelos fabricantes (Tabela 1). Contudo, a única resina que apresentou aumento na resistência à flexão com o aumento de tempo de polimerização foi a Onda Cryl, superando os demais grupos polimerizados por energia de micro-ondas e estando aquém apenas do grupo V, de polimerização convencional. Acreditamos que o tempo não é fator isolado para a melhora das propriedades físicas das resinas acrílicas, necessitando associação de mais variáveis para alcançar resultados melhores do que o esperado.

Dessa forma, apesar de vários estudos relatarem que o aumento de tempo de polimerização diminui os níveis de monômero residual e conseqüentemente melhora as propriedades mecânicas, em nossos estudos, ao aumentarmos apenas o tempo a resistência flexural diminuiu, sugerindo que outros fatores devam ser considerados na avaliação desse resultado. Baseados nos estudos supracitados, acreditamos que

o fator envolvido seja a temperatura, variável esta que não foi monitorada em nosso estudo.

Segundo Lai et al, o controle da temperatura durante o processo de polimerização pode prevenir a volatilização de substâncias, proporcionando melhores propriedades ao material (32).

Aydogan e Durkan avaliaram a introdução do monômero acrilamida e concluíram que este monômero pode ser utilizado como meio de aumentar as propriedades físicas da resina acrílica. Em seus estudos, a resina polimerizada convencionalmente obteve os melhores resultados em todas as comparações com a resina polimerizada por energia de micro-ondas (13). Concordando com Lai et al (32), esses autores destacam que as condições térmicas as quais as resinas acrílicas são submetidas podem ter efeitos importantes na estabilidade dimensional, quantidade de monômero residual e grau de conversão e nas propriedades relacionadas a estas.

Azzarri et al mostraram, em seus estudos, que no caso das resinas polimerizadas pela técnica convencional é possível otimizar o grau de conversão da resina acrílica se, mantendo a temperatura constante, o tempo de polimerização for aumentado. Para as resinas polimerizadas por energia de micro-ondas estes autores demonstraram que a temperatura durante a polimerização não é constante: ela aumenta no início do ciclo, chega até seu ponto máximo e cai, podendo chegar a picos de 150-200°C dependendo das condições de trabalho. Dessa forma, tanto a potência do micro-ondas como o tempo de exposição podem ser regulados para controlar o grau de polimerização e de conversão (22).

Ambos Lai et al (32) e Azzarri et al (22) modificaram o tempo de polimerização de resinas polimerizadas por energia de micro-ondas. A metodologia desses autores difere da nossa pelo fato de que esses autores variaram o tempo em função da potência utilizada.

Azzarri et al compararam, em seus estudos, dois ciclos de polimerização onde alteraram o tempo e a potência para resinas de micro-ondas. No primeiro protocolo utilizaram uma potência de 800w e tempo de 5 minutos e, no outro, a potência de 200W foi utilizada durante 10 minutos. As curvas de liberação de monômero residual indicaram que, no segundo grupo, a quantidade de monômero residual duplicou. Esse comportamento pode se explicado pela resposta térmica do material. No primeiro caso, onde a polimerização se deu por 5 minutos, uma alta temperatura foi

alcançada de forma que a reação de polimerização ocorre no num alto grau de conversão e, conseqüentemente, níveis baixos de monômero residual são detectados. No segundo caso, onde a polimerização se deu por 10 minutos, níveis mais altos de monômero residual são detectados devido a devido ao baixo grau de conversão em temperaturas moderadas (22).

Podemos comparar o estudo de Azzarri et al (22) com nossos resultados em relação às resinas Vipi Wave e Onda Cryl. Verificando as recomendações dos fabricantes quanto à polimerização das duas resinas de micro-ondas avaliadas (Quadro 1) observa-se o padrão citado por Azzarri et al. A resina Onda Cryl inicia a polimerização com potência superior que a Vipi Wave, com ciclos de polimerização mais curtos. Segundo Fernandes et al (29), em relação à técnica de polimerização, o grau de conversão é a característica mais importante por estar diretamente ligada aos níveis de monômero residual. Dessa forma, comparando os resultados de Azzarri et al com os nossos (Tabela 1), podemos justificar a melhora das propriedades da resina Onda Cryl e a piora da resina Vipi Wave.

Blagojevic (34) comparou resinas polimerizadas pela técnica convencional e de micro-ondas. O autor concluiu que a técnica de polimerização convencional melhorou o grau de polimerização das resinas avaliadas, resultando num nível menor de monômero residual. Além disso, utilizou solventes para avaliar a quantidade de monômero residual presente nas amostras. O resultado mostrou que resinas polimerizadas por energia de micro-ondas possuem maiores valores de monômero residual. Essa conclusão suporta nossos achados, nos quais a resina Clássico apresentou resultados superiores no teste de flexão quando as amostras foram polimerizadas de acordo com as instruções do fabricante (Tabela 1).

Devido à função das placas oclusais, sua propriedade mais desejável é a resistência; assim, quando houver necessidade de confecção rápida, sugerimos um aumento do tempo de polimerização da resina Onda Cryl, que apresentou melhora significativa em nossos testes ao aumentarmos o tempo sugerido pelo fabricante em 50%.

2.6 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos, pode-se concluir que:

- A resina Clássico apresentou os melhores valores de resistência à flexão quando polimerizada de acordo com as instruções do fabricante, com diferença estatisticamente significativa em relação aos demais grupos;
- A resina Onda Cryl apresentou melhora de sua resistência flexural, estatisticamente significativa, ao aumentarmos o tempo de polimerização em 50%;
- Para resinas polimerizadas por energia de micro-ondas, parece haver dependência entre as variáveis potência do micro-ondas e tempo de polimerização; e
- As variáveis tempo e técnica de polimerização influenciaram a resistência à flexão de resinas termopolimerizáveis utilizadas para confecção de placas oclusais, com diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos avaliados.

2.7 REFERÊNCIAS

1. Rodrigues JH, Marques MM, Biasotto-Gonzalez DA, Moreira MS, Bussadori SK, Mesquita-Ferrari RA, Martins MD. Evaluation of pain, jaw movements, and psychosocial factors in elderly individuals with temporomandibular disorder under laser phototherapy. *Lasers Med Sci.* 2013 Dec 24.
2. Block LS. Diagnosis of occlusal discrepancies that cause temporomandibular joint or myofacial pain. *J Prosthet Dent.* 1967; 17: 488-9;
3. Ramfjord SP, Ash MM. Reflections on the Michigan occlusal splint. *J Oral Rehabil.* 1994 Sep;21(5):491-500.
4. Dao TTT, Lavigne GJ. Oral splints: the crutches for temporomandibular disorders and bruxism? *Crit Rev Oral Biol Med* 1998; 9(3):345-61;
5. Glass EG, Glaros AG, MacGlynn FD. Myofacial dysfunction: treatments used by ADA members. *Cranio.* 1993;11:25–9.
6. Al-Ani MZ, Davies SJ, Gray RJ, Sloan P, Glenny AM. Stabilisation splint therapy for temporomandibular pain dysfunction syndrome. *Cochrane Database Syst Rev.* 2004;CD002778; UI:14973990.
7. Turp JC, Komine F, Hugger A. Efficacy of stabilization splints for the management of patients with masticatory muscle pain: a qualitative systematic review. *Clin Oral Investig.* 2004;8:179–95.
8. Forssell H, Kalso E. Application of principles of evidence-based medicine to occlusal treatment for temporomandibular disorders: are there lessons to be learned? *J Orofac Pain.* 2004;18:9–22.
9. Kreiner M, Betancor E, Clark GT. Occlusal stabilization appliances. Evidence of their efficacy. *J Am Dent Assoc.* 2001;132:770–7.
10. Ekberg E, Vallon D, Nilner M. Treatment outcome of head - ache after occlusal appliance therapy in a randomised controlled trial among patients with temporomandibular disorders of mainly arthrogeous origin. *Swed Dent J.* 2002;26:115–24.
11. Kuttilla M, le Bont Y, Savolainen-Niemi E, Kuttilla S, Alanen P. Efficiency of occlusal appliance therapy in secondary otalgia and temporomandibular disorders. *Acta Odontol Scand.* 2002;60:248–54
12. Friction J, Look JO, Wright E, Alencar FG Jr, Chen H, Lang M, Ouyang W, Velly AM. Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials

- evaluating intraoral orthopedic appliances for temporomandibular disorders. *J Orofac Pain*. 2010;24(3):237–54.
13. Aydogan Ayaz E, Durkan R. Influence of acrylamide monomer addition to the acrylic denture-base resins on mechanical and physical properties. *Int J Oral Sci*. 2013 Dec;5(4):229-35.
 14. Askinas SW. Fabrication of an occlusal splint. *J Prosthet Dent*. 1972; 28: 549-51
 15. Lindfors E, Magnusson T, Tegelberg A. Interocclusal appliances--indications and clinical routines in general dental practice in Sweden. *Swed Dent J*. 2006;30(3):123-34.
 16. Machado C, Sanchez E, Azer SS et al. Comparative study of the transverse strength of three denture base materials. *J Dent* 2007; 35(12): 930–933.
 17. Rodriguez LS, Paleari AG, Giro G, de Oliveira Junior NM, Pero AC, Compagnoni MA. Chemical characterization and flexural strength of a denture base acrylic resin with monomer 2-tert-butylaminoethyl methacrylate. *J Prosthodont*. 2013 Jun; 22(4):292-7.
 18. Tirapelli C. Resistência ao impacto e à flexão de resinas acrílicas reforçadas com fibras de vidro moídas [Dissertação de Mestrado]. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da USP; 2004
 19. International Organization for Standardization. ISO 1567: 1998. Dentistry: denture base polymers. Geneva, Switzerland: 1998.
 20. Anusavice KJ. *Phillips Materiais Dentários*. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
 21. Fernandes FH, Orsi IA, Villabona CA. Effects of the peracetic acid and sodium hypochlorite on the colour stability and surface roughness of the denture base acrylic resins polymerised by microwave and water bath methods. *Gerodontology*. 2013 Mar;30(1):18-25.
 22. Azzarri MJ, Cortizo MS, Alessandrini JL. Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. *J Dent*. 2003 Sep;31(7):463-8.
 23. Canadas MD, Garcia LF, Consani S, Pires-de-Souza FC. Color stability, surface roughness, and surface porosity of acrylic resins for eye sclera polymerized by different heat sources. *J Prosthodont*. 2010 Jan;19(1):52-7.

24. Compagnoni MA, Barbosa DB, de Souza RF, Pero AC. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. *J Prosthet Dent.* 2004;91:281–5.
25. De Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent.* 1987;57:650–8.
26. Hasan HR. Comparison of some physical properties of acrylic denture base material cured by water bath and microwave techniques. *Al-Rafidain Dent J.* 2003;3:143–7.
27. Yamamoto et al. Avaliação da resistência flexural de resinas acrílicas polimerizadas por dois métodos. *RSBO* v. 6 n. 2, 2009.
28. Soares RG. Flexural strength and superficial roughness of acrylic resins used for confection of occlusal splints. *RFO*, v. 13, n. 3, p. 60-65, setembro/dezembro 2008.
29. Fernandes AU, Portugal A, Veloso LR, Goiato MC, Santos DM. Assessment of the flexural strength of two heat-curing acrylic resins for artificial eyes. *Braz Oral R* 266 es 2009;23(3):263-7.
30. Ilbay SG, Güvener S, Alkumru HN. Processing dentures using a microwave technique. *J Oral Rehabil.* 1994 Jan;21(1):103-9.
31. Shlosberg SR, Goodacre CJ, Munoz CA, Moore BK, Schnell RJ. Microwave energy polymerization of poly(methyl methacrylate) denture base resin. *Int J Prosthodont* 1989;2:453—8
32. Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dent Mater.* 2004 Feb;20(2):133-41.
33. Lung CY, Darvell BW. Minimization of the inevitable residual monomer in denture base acrylic. *Dent Mater.* 2005 Dec;21(12):1119-28. Epub 2005 Jul 22.
34. Blagojevic V, Murphy VM. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *J Oral Rehabil.* 1999 Oct;26(10):804-8.



CAPÍTULO 2

3 AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE DE RESINAS ACRÍLICAS TERMOPOLIMERIZÁVEIS, UTILIZADAS PARA CONFECÇÃO DE PLACAS OCLUSAIS, VARIANDO TÉCNICA E TEMPO DE POLIMERIZAÇÃO

3.1 INTRODUÇÃO

A desordem temporomandibular (DTM) é uma doença complexa cuja natureza não está completamente esclarecida. Segundo Rodrigues, é uma alteração musculoesquelética que afeta a articulação temporomandibular e/ou músculos da mastigação. Os sinais e sintomas dessa desordem são dores musculares e articulares que não se restringem ao sistema mastigatório e podem estender-se aos músculos e órgãos faciais e cervicais, provocando limitação ou desvio dos movimentos mandibulares e ruídos articulares. A DTM é a maior causa de dores faciais, possui uma etiologia multifatorial e está relacionada a hábitos parafuncionais tais como o bruxismo, que afeta dentes e/ou tecidos de suporte, causando prejuízo morfológico e funcional. Pode também prejudicar aspectos biopsicossociais, tais como ansiedade, depressão e desordens de personalidade. A DTM tem um impacto negativo na qualidade de vida dos indivíduos, prejudicando a realização de atividades diárias. Como a natureza da doença não é compreendida, seu tratamento também não é consensual. Uma abordagem multidisciplinar inclui terapias físicas e psicológicas, ajustes oclusais, uso de medicação (anti-inflamatórios e antidepressivos) e uso do laser (1).

Uma das principais formas de tratamento e controle da sintomatologia da DTM é a placa oclusal, que tem apresentado resultados favoráveis no controle das desordens temporomandibulares. Por ser uma modalidade de tratamento reversível e conservadora, é considerada um meio de diagnóstico (2) em terapias de muitas formas da DTM (3-12).

O material empregado para a confecção de placas oclusais constitui fator que influencia a durabilidade e desempenho clínico do aparelho. As propriedades físicas do material devem ser satisfatórias de modo a garantir longevidade e estabilidade ao instrumento confeccionado. O material mais comum utilizado para a confecção de placas é a resina acrílica (13,14). O polimetilmetacrilato (PMMA) é o material ideal

porque satisfaz a maioria das exigências como resistência adequada, propriedades térmicas satisfatórias, estabilidade dimensional, insolubilidade a fluidos bucais, estética aceitável, facilidade de técnica e custo moderado (15).

Tradicionalmente, a resina acrílica termopolimerizável é polimerizada no interior de uma mufla metálica imersa em água numa temperatura controlada por um determinado período de tempo. Entretanto, esse método exige um longo período de tempo e tem suas limitações como a produção de porosidades causadas pela volatilização do monômero a temperaturas acima de 100.8°C. A polimerização da resina acrílica por energia de micro-ondas tem sido estudada por mais de três décadas. Esta técnica apresenta diferenças em relação ao ciclo de polimerização e temperatura, que poderiam interferir na porosidade e na liberação de monômero residual (16). A principal vantagem da polimerização por energia de micro-ondas é a grande redução no tempo de polimerização.

Como acontece nas próteses totais, nas placas oclusais também há acúmulo de biofilme. Em função do maior uso das placas ser no período noturno, durante o sono, o paciente necessita de placa oclusal confeccionada com resina com baixa rugosidade superficial, o que facilita sua higienização e manutenção da saúde bucal. Por isso, as resinas acrílicas devem apresentar a superfície mais lisa possível a fim de prevenir a formação do biofilme, inflamação da mucosa oral e facilitar a limpeza do aparelho protético. (17)

A rugosidade superficial é caracterizada por microirregularidades na superfície do material, decorrentes de processos de fabricação e manipulação (18). Irregularidades na superfície da resina acrílica podem funcionar como um reservatório de micro-organismos que, mesmo após os procedimentos convencionais de limpeza da placa permanecem aderidos a ela (19). Ulusoy enfatizou a importância do acabamento e polimento para obter resinas acrílicas de boa qualidade que proporcionem conforto ao paciente (20).

A rugosidade das resinas acrílicas resulta da evaporação do monômero não reagido e de quanto a temperatura das resinas termopolimerizáveis atinge ou ultrapassa o ponto de ebulição destes elementos (21). De acordo com Quirynen e Bollen, o valor limite de rugosidade para resinas acrílicas é de 0 a 2 μm , e dentro desses valores não poderia existir colonização bacteriana significativa. Em contrapartida, para valores de rugosidade a partir de 2 μm , uma colonização bacteriana extensa começa a se formar. Dependendo da granulação do material

abrasivo utilizado para o polimento, a rugosidade das resinas acrílicas pode variar de 0.03 a 0.75 μ m (22).

Segundo Lai et al, o uso da energia de micro-ondas na polimerização da resina acrílica proporciona homogeneidade no aquecimento dos componentes, possibilitando a diminuição da quantidade de monômero residual. Os autores destacaram que outro aspecto importante é o controle da temperatura durante o processo de polimerização por energia de micro-ondas, que pode diminuir a volatilização de substâncias (23). Essas características podem favorecer a produção de um material com melhores propriedades e diminuir a formação de poros e a susceptibilidade à absorção de água (18).

A escassez de pesquisas na literatura sobre a influência do aumento de tempo de polimerização na rugosidade de resinas acrílicas termopolimerizáveis pela energia de micro-ondas e pela técnica convencional empregadas na confecção de placas oclusais justifica a necessidade de estudos.

3.2 PROPOSIÇÃO

O propósito deste estudo foi avaliar a rugosidade de três tipos de resinas acrílicas termopolimerizáveis, sendo uma polimerizada pelo método convencional (Clássico - A. O. Clássico) e duas por energia de micro-ondas (Onda Cryl – A. O. Clássico; e VIPI WAVE - Vipi Produtos Odontológicos), em função de técnica e tempo de polimerização.

A hipótese testada é de que o tempo e a técnica de polimerização não irão influenciar na rugosidade superficial das resinas acrílicas termopolimerizáveis.

3.3 MATERIAL E MÉTODO

Para a confecção dos corpos de prova, foram utilizadas três resinas acrílicas incolores termopolimerizáveis, conforme descrito no Quadro 1.

Quadro 1 - Nome comercial, composição, lote, tipo de polimerização e fabricante dos materiais avaliados

NOME	COMPOSIÇÃO (nº lote)	TIPO DE POLIMERIZAÇÃO	FABRICANTE
Onda Cryl incolor	<u>Polímero:</u> Co-polímero Metil Etil Metacril, Peróxido, DBP (lote 408080) <u>Monômero:</u> Metil Metacril, Crosslink (lote 100913)	Energia de micro-ondas 3 min/450W; 4 min/150W; 3 min/ 900W	A. O. Clássico Ltda., SP, Brasil
VIPI WAVE incolor	<u>Polímero:</u> Polimetilmetacrilato, Peróxido de Benzoíla, Pigmentos Biocompatíveis (lote 98254) <u>Monômero:</u> Metilmetacrilato, EDMA (Crosslink), Inibidor (lote 12186)	Energia de micro-ondas 20 min/ 150W; 5 min/ 600W	Vipi Produtos Odontológicos Ltda., SP, Brasil
Clássico incolor	<u>Polímero:</u> Copolímero Metil Etil Metacrilato, DBP, Pigmentos, Peróxido (lote 810121) <u>Monômero:</u> Monômero de Metilmetacrilato, Topanol (lote 261112)	Banho de água quente ½ h aquecida; ½ h sem aquecimento, 1h em ebulição	A. O. Clássico Ltda., SP, Brasil

Foram obtidos, no total, 60 corpos de prova para realização de teste de rugosidade superficial. Os corpos de prova foram divididos em 6 grupos, baseado no

tipo de resina e técnica de processamento utilizados. Cada grupo foi composto por 10 corpos de prova, e os grupos foram definidos conforme Quadro 2.

Quadro 2 – Grupos e tempo de polimerização avaliados

GRUPOS	RESINA	TEMPO DE POLIMERIZAÇÃO
I	Vipi Wave	Estágio inicial: 20 minutos (10% de potência) Estágio Final: 5 minutos (40% de potência)
II		Estágio inicial: 30 minutos (10% de potência) Estágio Final: 7:30 minutos (40% de potência)
III	Onda Ceryl	1ª fase: 3 minutos (30% de potência) 2ª fase: 4 minutos (10% de potência) 3ª fase: 3 minutos (60% de potência)
IV		1ª fase: 4:30 minutos (30% de potência) 2ª fase: 6 minutos (10% de potência) 3ª fase: 4:30 minutos (60% de potência)
V	Clássico	Banho de água quente ½ h aquecida; ½ h sem aquecimento, 1h em ebulição
VI		Banho de água quente 45 min aquecida; 45 min sem aquecimento, 1:30h em ebulição

Os corpos de prova foram confeccionados com as medidas recomendadas pela ISO/FDIS 1567 (24), que determina que para a realização de testes de resistência à flexão por três pontos em resinas acrílicas os corpos de prova devem ter as seguintes dimensões: 64 mm de comprimento, 10 mm de largura e 3,3 mm de espessura. Para os grupos II, IV e VI, cujos tempos de polimerização foram

alterados, tal alteração se deu aumentando o tempo de polimerização recomendado pelo fabricante em 50%.

Para a obtenção dos corpos de prova, foram construídas matrizes em resina acrílica autopolimerizável de: 67 mm X 12 mm X 4,50 mm. As medidas foram propositalmente maiores que as exigidas a fim de permitir um adequado acabamento e polimento sem comprometer os valores finais de dimensionamento dos corpos de prova.

Essas matrizes em resina autopolimerizável foram incluídas no silicone Zetalabor (Zhermack, Itália) para facilitar a demuflagem e os processos de acabamento e polimento. Muflas metálicas e plásticas foram empregadas de acordo com a técnica de polimerização. Para a inclusão das matrizes, na base da mufla foi inserido gesso pedra tipo III (Yamay Comércio e Indústria de Produtos Odontológicos, Brasil) manualmente proporcionado conforme indicação do fabricante (100g de gesso para 40ml de água) e vazado no interior da mufla. O tempo aguardado para presa do gesso foi de 40 minutos. Após a presa do gesso, foi manipulado o silicone e nele foram inseridos os corpos de prova. A mufla foi fechada e a parte superior foi completada também com gesso pedra. Após a presa final dos materiais (silicone e gesso pedra) as muflas foram abertas e os corpos removidos, obtendo-se três moldes para cada mufla (Figura 1).



Figura 1 – Moldes em silicone Zetalabor (Zhermack, Itália) e gesso pedra, no interior de mufla plástica, para técnica de polimerização em micro-ondas

Para a polimerização da resina acrílica dos grupos V e IV foram utilizadas muflas metálicas (Jon Comércio de Produtos Odontológicos Ltda., São Paulo, SP, Brasil) em banho de água quente. Para a polimerização das resinas dos grupos I, II, III e IV foram utilizadas muflas plásticas (OGP Produtos Odontológicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil) para a polimerização por meio de energia de micro-ondas.

Após abertura da mufla, foi realizado o isolamento com Cel-lac (S.S. White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil) em ambas as partes da mufla e, em seguida, procedemos à manipulação e prensagem das resinas acrílicas de acordo com as recomendações dos fabricantes. Para o procedimento de prensagem, estabeleceu-se o como critério para todos os grupos: manipulação da resina acrílica em pote de vidro com tampa e, após atingir a fase plástica, a mesma foi acomodada no interior dos moldes em silicone Zetalabor (Zhermack, Itália), com ligeiro excesso, para escoamento uniforme durante o processo de prensagem. Na seqüência, a mufla foi fechada e posicionada numa prensa hidráulica para que a prensagem ocorresse de forma lenta e gradual, até se estabelecer uma pressão de 500 a 750KgF. Após abertura da mufla e retirada do excesso do material, a mufla foi fechada e realizada a prensagem definitiva a 1000 KgF. Procedeu-se, em seguida, ao aparafusamento das muflas plásticas e, para as muflas metálicas, procedeu-se à prensagem manual, a fim de manter a pressão e o íntimo contato entre as paredes durante o período de polimerização das resinas acrílicas. Após aguardar 30 minutos, as muflas foram colocadas no forno micro-ondas ou levadas à polimerização em banho de água quente, de acordo com a técnica para cada resina, seguindo-se à polimerização (Quadro 2). O forno micro-ondas utilizado no estudo possui potência de 1500W.

Após o resfriamento natural das muflas, os corpos de prova foram desincluídos e submetidos ao acabamento em uma politriz (Polipan – U Pantec) utilizando lixas metalográficas (Pantec, Estados Unidos) com granulações de 280 para desgaste inicial e, em seguida, lixas com granulações de 600 e 1200 para o acabamento. Os corpos de prova receberam acabamento, em cada lixa, por 3 minutos. Assim, obtivemos os corpos de prova nas medidas preconizadas. Todos os corpos de prova tiveram suas dimensões conferidas por meio de paquímetro (Mitutoyo CD-6 150mm, Japão). O polimento final foi realizado com discos de feltro (Arotec S.A. Indústria e Comércio, São Paulo, SP, Brasil) e pasta de diamante de granulação 6 μ m (Pantec) durante 3 minutos.

No ensaio de rugosidade (25) os corpos de prova foram analisados por meio de um rugosímetro (Mitutoyo, modelo SJ – 201, Japão). A medição foi feita em três pontos dos corpos de prova e o comprimento de amostragem (cut-off) foi de 1,25mm (Figura 2).

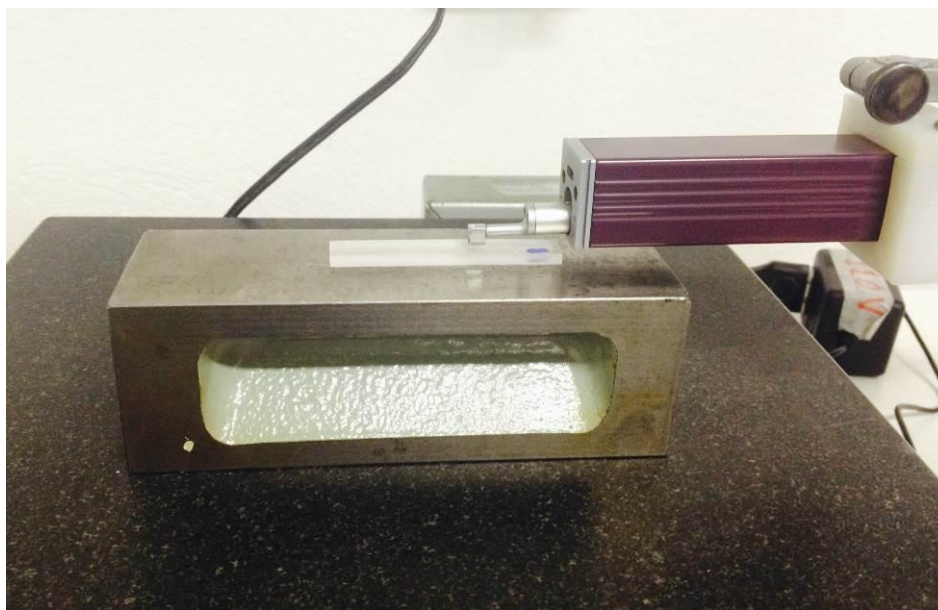


Figura 2 – Corpo de prova submetido à análise superficial de rugosidade, por meio de Rugosímetro Mitutoyo (modelo SJ)

Os valores de resistência à flexão foram obtidos em μm .

Após ensaio de flexão, os dados foram submetidos à análise de variância, complementada pelo teste de Tukey ($\alpha = 0,05$).

3.4 RESULTADOS

Os resultados obtidos no teste de rugosidade foram representados na Tabela 1. O único grupo que apresentou diferença estatística significativa ($p < 0,05$) na rugosidade superficial foi o Grupo II, composto pela resina VIPI WAVE e polimerizado com aumento de tempo. Quando comparada às outras resinas submetidas ao mesmo tratamento, apresentou diferença estatística significativa (Tabela 1). Gráficos individualizados de cada grupo encontram-se no APÊNDICE C (gráficos 7 a 12).

Tabela 1 – Valores médios (μm) e desvio padrão dos grupos avaliados quanto à rugosidade, em função da técnica e do tempo de polimerização

Resina	Convencional	Tempo alterado
Vipi wave	0,085 \pm 0,04 Aa (Grupo I)	0,103 \pm 0,04 Ba (Grupo II)
Onda Cryl	0,072 \pm 0,03 Aa (Grupo III)	0,060 \pm 0,02 Aa (Grupo IV)
Clássico	0,060 \pm 0,03 Aa (Grupo V)	0,055 \pm 0,02 Aa (Grupo VI)

Nota: Letras maiúsculas nas colunas e minúsculas nas linhas, diferentes entre si, significam diferença estatística em nível de 5%, pelo teste de Tukey

3.5 DISCUSSÃO

Placas oclusais são utilizadas no diagnóstico e tratamento das desordens temporomandibulares (3 a 12) e, comumente, a resina acrílica (12, 13) termopolimerizável é empregada na sua confecção. Dentre as técnicas de polimerização a energia de micro-ondas e o banho de água quente são as mais utilizadas e pesquisadas. Segundo Machado et al, a rugosidade superficial é uma propriedade importante devido a sua influência na adesão de micro-organismos. A aderência de micro-organismos na superfície de materiais fabricados com resinas acrílicas é o primeiro passo para a colonização e desenvolvimento de uma infecção bucal nesses pacientes; portanto, a resina acrílica deve apresentar sua superfície o mais lisa possível a fim de prevenir a formação de biofilme e inflamação de tecidos moles, bem como facilitar a limpeza dos aparelhos protéticos (17).

A porosidade superficial e rugosidade têm uma forte ligação em relação à colonização da resina acrílica por micro-organismos porque defeitos na superfície e porosidades produzem nichos favoráveis para o desenvolvimento e diferenciação de colônias microbianas (26).

Baseados em estudos prévios, Quirynen e Bollen citaram que a rugosidade de superfície ideal para resinas acrílicas deve ser de 0,2 μm , abaixo do qual nenhuma redução significativa em colonização bacteriana ocorre. Isso porque a maioria das bactérias mede entre 0,5 a 10 μm , encontrando-se desprotegidos aos procedimentos de limpeza sobre superfícies com rugosidade abaixo desse valor (22).

Neste estudo, o parâmetro de rugosidade R_a foi analisado porque ele representa a média aritmética de todos os valores de rugosidade lidos no espaço analisado da superfície, sendo assim o parâmetro mais indicado (16). Os resultados obtidos não indicam diferença estatística significativa entre as rugosidades apresentadas pelas resinas polimerizadas pela técnica convencional e pela energia de micro-ondas (Tabela 1). Concordes com nossos resultados, Berger et al (27) e Moura et al (28) não observaram diferença estatística significativa entre os métodos de polimerização convencional e por energia de micro-ondas para a propriedade de rugosidade superficial.

De acordo com os resultados apresentados na Tabela 1, as resinas avaliadas apresentaram valores médios de rugosidade abaixo daquele considerado ideal. Diante desses dados, inferimos que todas as resinas avaliadas, independente da

polimerização e do tempo, podem ser empregadas para confecção de aparelhos protéticos quando a rugosidade é fator determinante.

A polimerização incompleta dos monômeros pode estar associada a várias condições: proporções erradas do polímero com o monômero, aglutinação inadequada das partículas de pó no líquido, manipulação da resina na fase errada, temperaturas muito altas e ciclos muito curtos. Tais condições podem estar associadas à perda de resistência, aumento da porosidade superficial e aumento rugosidade da resina. Especificamente, a rugosidade pode ser atribuída à vaporização do monômero associada à reação exotérmica de polimerização (26).

Segundo Anusavice, a rugosidade das resinas acrílicas resulta da evaporação do monômero não reagido e de quanto à temperatura das resinas termopolimerizáveis atinge ou ultrapassa o ponto de ebulição destes elementos (21). Dessa forma, podemos traçar uma relação que nos permite concluir que a rugosidade superficial também é uma característica afetada negativamente pela presença de monômero residual. Essa ideia vai de acordo com as afirmações de Wolfaardt et al (29), que afirmaram que a existência de monômero residual no polímero pode promover a ocorrência de porosidades e que microporosidades geram rugosidade superficial e dificultam o polimento das resinas.

Conforme Lung e Darvell, as propriedades mecânicas das resinas são afetadas negativamente pela quantidade de monômero residual, e as variáveis que influenciam são: temperatura, tempo, concentração do iniciador, pressão, proporção polímero e monômero e banho de água quente versus micro-ondas (30).

De acordo com Lai et al, temperaturas acima de 100.3°C no micro-ondas causam vaporização do monômero e conseqüentemente produção de porosidades. Estes autores compararam as técnicas convencional e de micro-ondas; a primeira mostrou menores valores de porosidade. Para resinas acrílicas polimerizadas por energia de micro-ondas a escolha de potência e tempo adequados e coerentes é de grande importância para manter os níveis do monômero residual em mínimas quantidades (23).

Em concordância com a ideia de Lai et al (23), Fernandes et al sugeriram que, devido à possibilidade de controlar fatores fundamentais (potência, temperatura e tempo de exposição na técnica de polimerização por energia de micro-ondas) para evitar a volatilização dos metacrilatos presentes nos monômeros, é possível controlar a formação de monômeros residuais reduzindo assim a formação de

porosidades (16). Em seus estudos, Fernandes et al obtiveram valores de rugosidade superficial maiores para as resinas polimerizadas pela técnica convencional (16).

Lai et al (23) avaliaram a influência da potência no micro-ondas e concluíram que quanto maior a potência, maior a temperatura atingida no mesmo intervalo de tempo. Por isso, deve haver um equilíbrio entre a potência e o tempo de polimerização tendo em vista que essas duas variáveis são inversamente proporcionais. Porém, os autores destacaram que altas potências geram porosidade excessiva. Segundo Fernandes et al, o uso da energia de micro-ondas na polimerização da resina acrílica promove um aquecimento homogêneo, favorecendo a diminuição da quantidade de monômero residual (16). Sendo assim, é plausível concluir que se utilizarmos a energia de micro-ondas ajustando o tempo e a potência, podemos obter níveis mínimos de monômero residual.

Segundo Faltermeier et al, é possível obter melhores propriedades mecânicas como um resultado do tratamento térmico devido aos maiores graus de cura alcançados (31). Ciclos de polimerização mais longos, com temperaturas elevadas, resultam em uma polimerização mais completa (32).

Canadas et al avaliaram a rugosidade de resinas acrílicas polimerizadas pela técnica convencional comparando ciclos curtos e longos. O ciclo curto durou 1 hora e 30 minutos e a temperatura foi de 74°C, enquanto o ciclo longo durou 8 horas e a temperatura foi de 75°C. Em seus resultados, os autores obtiveram valores de rugosidade menores para o grupo polimerizado no ciclo curto (25). Os resultados de Canadas et al estão em desacordo com os nossos (Tabela 1); porém, observamos que o aumento do tempo realizado na metodologia desse autor é bastante superior à nossa proposta. Ainda, um terceiro grupo neste mesmo estudo foi polimerizado no fogão, a uma temperatura de 70°C por 72 horas. Canadas et al acreditam na hipótese de que a água utilizada no ciclo de polimerização pode interferir em propriedades físicas importantes como rugosidade, porosidade e estabilidade de cor. Porém, este último grupo foi o que apresentou melhores valores de rugosidade. Os autores acreditam que a ausência de água durante a polimerização foi responsável por isso. Ainda, alertam que o uso de calor seco pode evaporar os monômeros, reduzindo o grau de conversão e, conseqüentemente gerar um prejuízo para as propriedades superficiais.

Em desacordo com os autores acima (16, 25), nossos resultados não encontraram diferença significativa nos valores de rugosidade superficial quando comparamos resinas polimerizadas por energia de micro-ondas e pela técnica convencional (Tabela 1).

Tempo e temperatura podem ter sido suficientes para que todos os grupos apresentassem pouco monômero residual e resultados satisfatórios de rugosidade, independente da alteração proposta pelo estudo. Porém, só poderíamos comprovar esta ideia se tivéssemos avaliado a quantidade de monômero residual na metodologia proposta e, mesmo assim, estaríamos negligenciando a influência dos outros fatores citados por Lung e Darvell, que também interferem na formação de monômero residual e não foram avaliados nesse estudo: concentração do iniciador, pressão e proporção polímero e monômero, bem como a inter-relação presente (30).

Assim, podemos sugerir que o aumento do tempo, com base na literatura citada e dentro de limites, possibilita incremento de propriedades físicas das resinas acrílicas termopolimerizáveis, possivelmente pela conversão do monômero. Portanto, na tentativa de ganhar tempo laboratorial, com suposto benefício clínico, a redução desse tempo de polimerização poderia ter resultados inversos e indesejados para o sucesso do tratamento.

Em relação à resina VIPI WAVE, que apresentou aumento estatisticamente significativo dos valores de rugosidade superficial quando comparada às outras resinas também com aumento de tempo (Tabela 1), nos parece que a variação estatística se deu devido a características próprias da resina e de seu protocolo de polimerização. Observamos também que a potência máxima recomendada pelo fabricante para polimerizar a resina não passa dos 40%. Além disso, a potência do micro-ondas utilizado em nosso estudo (1500w) é maior que todas as relatadas na literatura consultada e também maior que a apresentada nas indicações de polimerização do fabricante. Segundo Lai et al, (32) quanto maior a potência, maior a temperatura atingida no mesmo intervalo de tempo. Essa informação pode ser complementada por Azzarri et al (33), que demonstraram em seus estudos que uma alta temperatura deve ser alcançada de forma que a reação de polimerização ocorra num alto grau de conversão e, conseqüentemente, diminua os níveis de monômero residual. E, por último, segundo Odian (32), ciclos de polimerização mais longos, com temperaturas elevadas, resultam em uma polimerização mais completa. Analisando o ciclo de polimerização da resina VIPI WAVE, observamos que a

potência utilizada é moderada. Além do ciclo de polimerização, a estrutura e as ligações químicas, o diâmetro das partículas poderiam ser fatores importantes para explicar o comportamento do grupo II, necessitando de mais estudos para tal afirmação. Face aos resultados obtidos (Tabela 1), e tendo em vista que apenas o aumento do tempo não foi suficiente para melhorar a rugosidade superficial dessa resina, sugerimos que estudos avaliem o aumento da potência e sua influência nas propriedades desta resina, bem como sua estrutura química e física.

3.6 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos, pode-se concluir que:

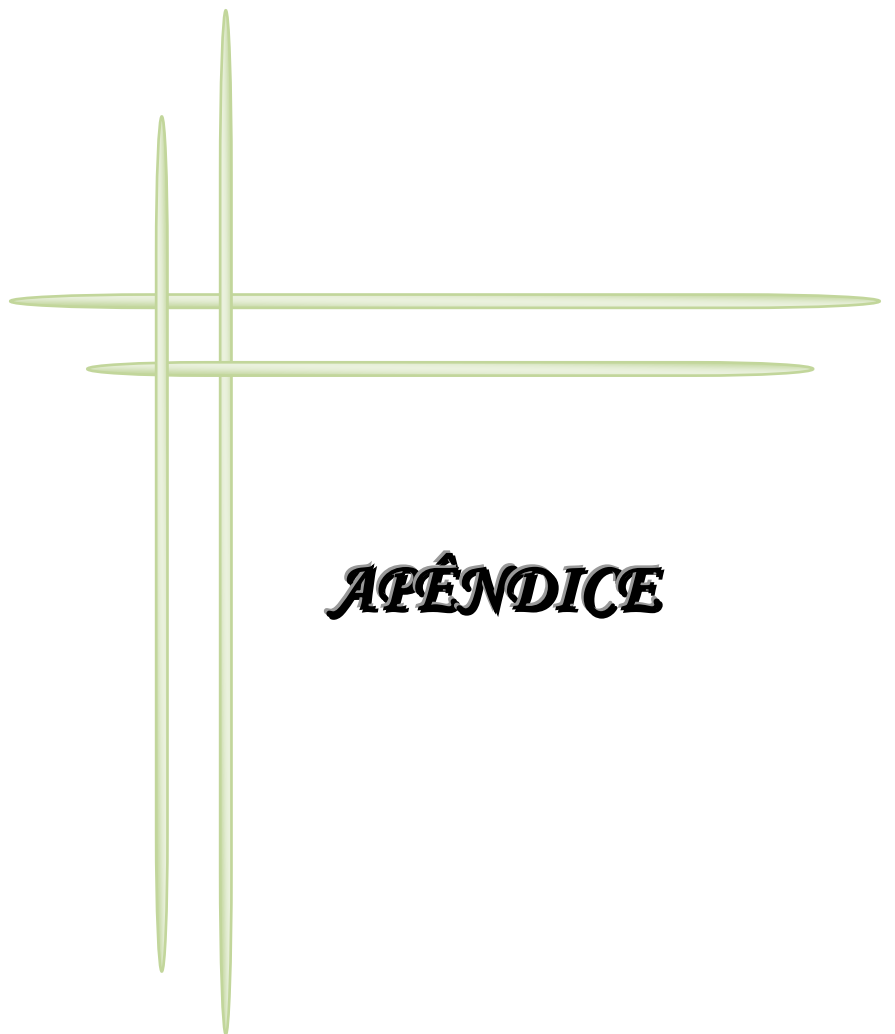
- As variáveis tempo e técnica de polimerização não promoveram diferenças estatisticamente significativas sobre a rugosidade superficial, com exceção do grupo da resina VIPI WAVE com tempo aumentado (grupo II) em relação aos demais grupos que receberam o mesmo tratamento;
- Para resinas polimerizadas por energia de micro-ondas, parece haver dependência entre as variáveis potência do micro-ondas e tempo de polimerização.

3.7 REFERÊNCIAS

1. Rodrigues JH, Marques MM, Biasotto-Gonzalez DA, Moreira MS, Bussadori SK, Mesquita-Ferrari RA, Martins MD. Evaluation of pain, jaw movements, and psychosocial factors in elderly individuals with temporomandibular disorder under laser phototherapy. *Lasers Med Sci*. DOI 10.1007/s10103-013-1514-z
2. Block LS. Diagnosis of occlusal discrepancies that cause temporomandibular joint or myofacial pain. *J Prosthet Dent*. 1967;17:488-9.
3. Ramfjord SP, Ash MM. Reflections on the Michigan occlusal splint. *J Oral Rehabil*. 1994 Sep;21(5):491-500.
4. Dao TTT, Lavigne GJ. Oral splints: the crutches for temporomandibular disorders and bruxism? *Crit Rev Oral Biol Med* 1998; 9(3):345-61.
5. Glass EG, Glaros AG, MacGlynn FD. Myofacial dysfunction: treatments used by ADA members. *Cranio*. 1993;11:25–9.
6. Al-Ani MZ, Davies SJ, Gray RJ, Sloan P, Glennly AM. Stabilisation splint therapy for temporomandibular pain dysfunction syndrome. *Cochrane Database Syst Rev*. 2004;CD002778; UI:14973990.
7. Turp JC, Komine F, Hugger A. Efficacy of stabilization splints for the management of patients with masticatory muscle pain: a qualitative systematic review. *Clin Oral Investig*. 2004;8:179–95.
8. Forssell H, Kalso E. Application of principles of evidence-based medicine to occlusal treatment for temporomandibular disorders: are there lessons to be learned? *J Orofac Pain*. 2004;18:9–22.
9. Kreiner M, Betancor E, Clark GT. Occlusal stabilization appliances. Evidence of their efficacy. *J Am Dent Assoc*. 2001;132:770–7.
10. Ekberg E, Vallon D, Nilner M. Treatment outcome of head - ache after occlusal appliance therapy in a randomised controlled trial among patients with temporomandibular disorders of mainly arthrogenous origin. *Swed Dent J*. 2002;26:115–24.
11. Kuttilla M, le Bont Y, Savolainen-Niemi E, Kuttilla S, Alanen P. Efficiency of occlusal appliance therapy in secondary otalgia and temporomandibular disorders. *Acta Odontol Scand*. 2002;60:248–54

12. Friction J, Look JO, Wright E, Alencar FG Jr, Chen H, Lang M, Ouyang W, Velly AM. Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials evaluating intraoral orthopedic appliances for temporomandibular disorders. *J Orofac Pain*. 2010;24(3);237–54.
13. Askinas SW. Fabrication of an occlusal splint. *J Prosthet Dent*. 1972; 28: 549-51.
14. Lindfors E, Magnusson T, Tegelberg A. Interocclusal appliances-- indications and clinical routines in general dental practice in Sweden. *Swed Dent J*. 2006;30(3):123-34.
15. Rodriguez LS, Paleari AG, Giro G, de Oliveira Junior NM, Pero AC, Compagnoni MA. Chemical characterization and flexural strength of a denture base acrylic resin with monomer 2-tert-butylaminoethyl methacrylate. *J Prosthodont*. 2013 Jun; 22(4):292-7.
16. Fernandes FH, Orsi IA, Villabona CA. Effects of the peracetic acid and sodium hypochlorite on the colour stability and surface roughness of the denture base acrylic resins polymerised by microwave and water bath methods. *Gerodontology*. 2013 Mar;30(1):18-25.
17. Machado C, Sanchez E, Azer SS et al. Comparative study of the transverse strength of three denture base materials, *J Dent* 2007; 35(12): 930 – 933.
18. Rahal JS, Mesquita MF, Henriques GE, Nobilo MA. Surface roughness of acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. *J Oral Rehabil* 2004; 31(11):1075-9.
19. Weitman RT, Eames WB. Plaque accumulation on composite surfaces after various finishing procedures. *J Am Dent Assoc* 1975; 91(1):101-6.
20. Ulusoy M, Ulusoy N, Aydin AK. Na evaluation of polishing techniques on surface roughness of acrylic resins. *J Prosthet Dent*. 1986; 56: 107-112.
21. Anusavise KJ. *Materiais dentários*. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998.
22. Quirynen M, Bollen CM. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man, a review of the literature. *J Clin Periodontol*. 1995;22:1–14.

23. Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dent Mater.* 2004 Feb;20(2):133-4.
24. International Organization for Standardization. ISO 1567: 1998. Dentistry: denture base polymers. Geneva, Switzerland: 1998.
25. Canadas MD, Garcia LF, Consani S, Pires-de-Souza FC. Color stability, surface roughness, and surface porosity of acrylic resins for eye sclera polymerized by different heat sources. *J Prosthodont.* 2010 Jan;19(1):52-7.
26. Rizzatti Barbosa CM, Ribeiro Dasilva MC. Influence of double flask investing and microwave heating on the superficial porosity, surface roughness, and knoop hardness of acrylic resin. *J Prosthodont.* 2009 Aug;18(6):503-6.
27. Berger JC, Driscoll CF, Romberg E, Luo Q, Thompson G. Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. *J Prosthodont* 2006;15(3):180–6.
28. Moura JS, da Silva WJ, Pereira T, Del Bel Cury AA, Rodrigues Garcia RC. Influence of acrylic resin polymerization methods and saliva on the adherence of four *Candida* species. *J Prosthet Dent* 2006;96(3):205–11.
29. Wolfaardt JF, Cleaton-Jones P, Fatti P. The occurrence of porosity in a heatcured poly(methyl methacrylate) denture base resin. *J Prosthet Dent* 1986;55(3): 393–400.
30. Lung CY, Darvell BW. Minimization of the inevitable residual monomer in denture base acrylic. *Dent Mater.* 2005 Dec;21(12):1119-28. Epub 2005 Jul 22.
31. Faltermeier A, Rosentritt M, Müssig D. Acrylic removable appliances: comparative evaluation of different postpolymerization methods. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007; 131 (3). 301.e16-22.
32. Odian G. Principles of polymerization, 3rd ed., New York: John Wiley & Sons; 1991. pp. 277.
33. Azzarri MJ, Cortizo MS, Alessandrini JL. Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. *J Dent.* 2003 Sep;31(7):463-8



APÊNDICE

APÊNDICE A – ILUSTRAÇÕES DA FASE LABORATORIAL DA METODOLOGIA EXPERIMENTAL



Figura 3 – Micro-ondas utilizado para polimerização.



Figura 4 - Matriz plástica sendo prensada a 1000kgF.



Figura 5 – Politriz pronta para ser utilizada com a lixa de granulação 280.



Figura 6 – Corpos de prova: largura de 10mm.



Figura 7 – Corpos de prova: comprimento de 64mm.

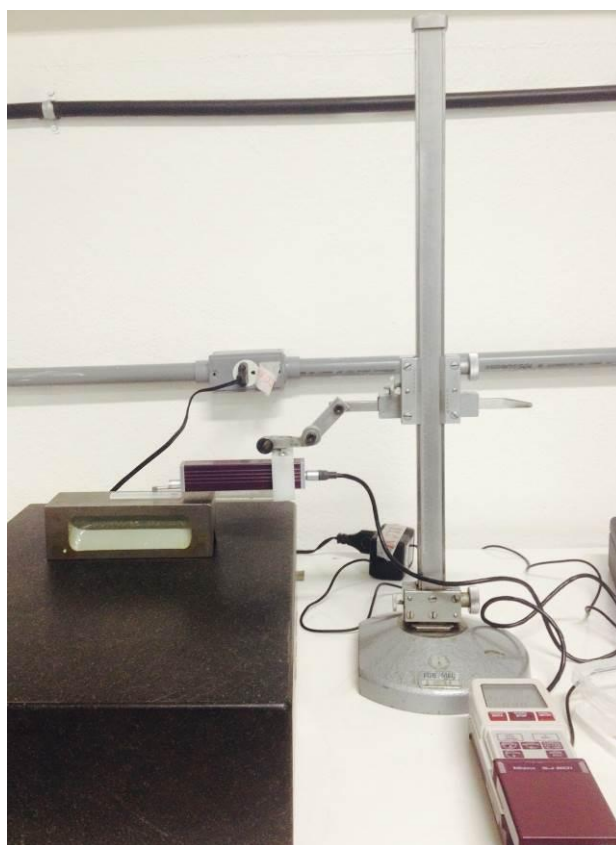


Figura 8 – Rugosímetro



Figura 11 – Corpo de prova durante teste de flexão.

APÊNDICE B – TABELAS DOS VALORES OBTIDOS NOS TESTES REALIZADOS

CAPÍTULO 1

Tabela 1 - Valores dos resultados do teste de flexão de três pontos dos grupos I e II

Grupo I	Força Máxima (N)	Resistência Máxima (Mpa)
CP1	182,8	125,89
CP2	176,27	121,4
CP3	161,88	111,49
CP4	182,03	125,36
CP5	190,66	131,31
CP6	205,38	141,44
CP7	212,03	146,02
CP8	221,94	152,85
CP9	203,01	138,81
CP10	128,18	88,28
Grupo II	Força Máxima (N)	Resistência Máxima (Mpa)
CP1	179,79	123,82
CP2	140,65	96,86
CP3	182,22	125,5
CP4	178,7	123,07
CP5	218,55	150,52
CP6	195,4	134,57
CP7	185,36	127,66
CP8	166,36	114,57
CP9	160,09	110,26
CP10	175,06	120,56

Tabela 2 - Valores dos resultados do teste de flexão de três pontos dos grupos III e IV

Grupo III	Força Máxima (N)	Resistência Máxima (Mpa)
CP1	170,26	117,26
CP2	173,2	119,29
CP3	162,59	111,97
CP4	168,09	115,76
CP5	205,82	141,75
CP6	196,87	135,58
CP7	222,52	153,25
CP8	214,52	147,74
CP9	151,46	104,31
CP10	196,36	135,23
Grupo IV	Força Máxima (N)	Resistência Máxima (Mpa)
CP1	211,52	145,67
CP2	192,97	132,9
CP3	171,48	118,1
CP4	199,55	137,43
CP5	230	158,4
CP6	179,9	123,82
CP7	188,55	129,86
CP8	221,05	152,24
CP9	206,91	142,5
CP10	165,34	113,87

Tabela 3 - Valores dos resultados do teste de flexão de três pontos dos grupos V e VI

Grupo V	Força Máxima (N)	Resistência Máxima Mpa)
CP1	211,45	145,63
CP2	230,77	158,93
CP3	190,92	131,49
CP4	247,65	170,56
CP5	242,28	166,86
CP6	220,09	151,57
CP7	232,75	160,3
CP8	205,69	141,66
CP9	198,02	136,38
CP10	237,48	163,56
Grupo VI	Força Máxima (N)	Resistência Máxima (Mpa)
CP1	178,38	122,85
CP2	211,9	145,94
CP3	159,2	109,64
CP4	183,63	126,47
CP5	189,83	130,74
CP6	175,89	121,14
CP7	200,07	137,79
CP8	178,9	123,21
CP9	187,66	129,24
CP10	168,21	115,85

CAPÍTULO 2

Tabela 4 - Valores das leituras da rugosidade superficial (μm) em três pontos distintos dos grupos I e II (VIPI WAVE)

Grupo I	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
CP1	0,09	0,09	0,11	0,097
CP2	0,06	0,08	0,08	0,073
CP3	0,02	0,04	0,08	0,047
CP4	0,1	0,04	0,02	0,053
CP5	0,12	0,07	0,07	0,087
CP6	0,05	0,05	0,05	0,050
CP7	0,14	0,12	0,13	0,130
CP8	0,11	0,08	0,13	0,107
CP9	0,12	0,12	0,14	0,127
CP10	0,08	0,08	0,08	0,080
Grupo II	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
CP1	0,08	0,11	0,06	0,083
CP2	0,13	0,07	0,08	0,093
CP3	0,12	0,18	0,13	0,143
CP4	0,15	0,08	0,12	0,117
CP5	0,06	0,12	0,14	0,107
CP6	0,1	0,12	0,12	0,113
CP7	0,08	0,07	0,06	0,070
CP8	0,11	0,05	0,03	0,063
CP9	0,13	0,1	0,11	0,113
CP10	0,12	0,09	0,12	0,110

Tabela 5 - Valores das leituras da rugosidade superficial (μm) em três pontos distintos dos grupos III e IV (Onda Ceryl)

Grupo III	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
CP1	0,02	0,07	0,09	0,060
CP2	0,07	0,05	0,1	0,073
CP3	0,14	0,09	0,05	0,093
CP4	0,08	0,1	0,03	0,070
CP5	0,04	0,04	0,06	0,047
CP6	0,15	0,13	0,07	0,117
CP7	0,04	0,04	0,19	0,090
CP8	0,05	0,04	0,02	0,037
CP9	0,04	0,02	0,07	0,043
CP10	0,13	0,12	0,02	0,090
Grupo VI	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
CP1	0,05	0,12	0,06	0,077
CP2	0,05	0,04	0,06	0,050
CP3	0,07	0,02	0,04	0,043
CP4	0,05	0,02	0,05	0,040
CP5	0,06	0,04	0,07	0,057
CP6	0,07	0,05	0,13	0,083
CP7	0,06	0,04	0,07	0,057
CP8	0,11	0,04	0,05	0,067
CP9	0,06	0,02	0,04	0,040
CP10	0,04	0,11	0,1	0,083

Tabela 6 - Valores das leituras da rugosidade superficial (μm) em três pontos distintos dos grupos V e VI (Clássico)

Grupo V	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
CP1	0,06	0,03	0,03	0,04
CP2	0,07	0,08	0,05	0,067
CP3	0,07	0,05	0,07	0,063
CP4	0,06	0,05	0,07	0,060
CP5	0,12	0,18	0,02	0,107
CP6	0,07	0,03	0,03	0,043
CP7	0,05	0,05	0,06	0,053
CP8	0,05	0,06	0,03	0,047
CP9	0,06	0,05	0,12	0,077
CP10	0,03	0,06	0,04	0,043
GrupoVI	Leitura 1	Leitura 2	Leitura 3	Média
CP1	0,04	0,03	0,18	0,04
CP2	0,07	0,03	0,05	0,07
CP3	0,06	0,05	0,05	0,06
CP4	0,04	0,02	0,06	0,04
CP5	0,04	0,03	0,04	0,04
CP6	0,05	0,02	0,07	0,05
CP7	0,08	0,05	0,07	0,08
CP8	0,04	0,03	0,05	0,04
CP9	0,04	0,06	0,04	0,04
CP10	0,08	0,05	0,05	0,08

APÊNDICE C – GRÁFICOS INDIVIDUALIZADOS DE CADA GRUPO

CAPÍTULO 2

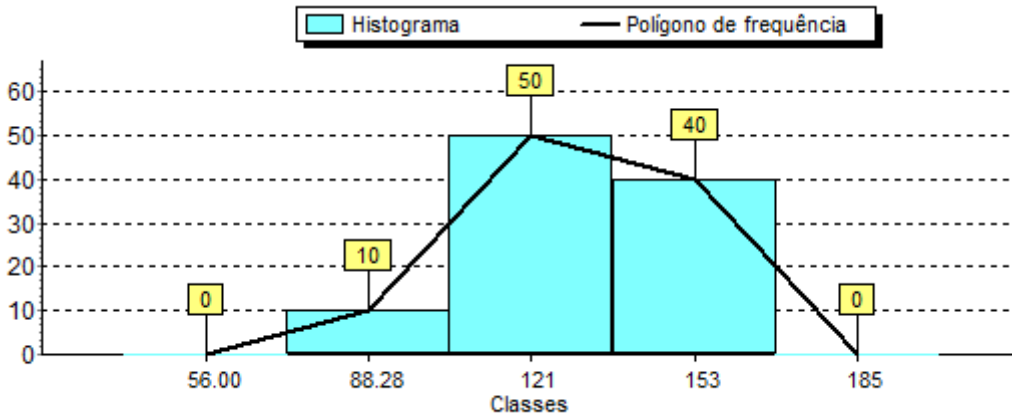


Gráfico 1 – Histograma e polígono de frequências do Grupo I

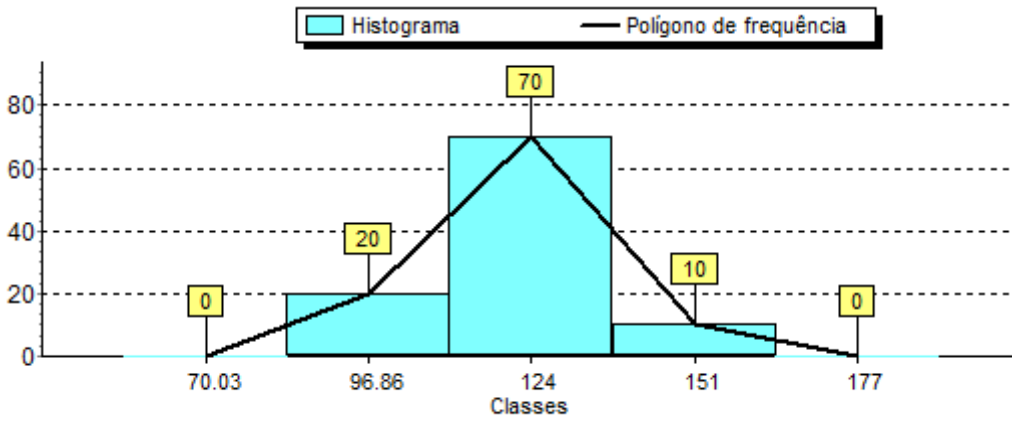


Gráfico 2 - Histograma e polígono de frequências do Grupo II

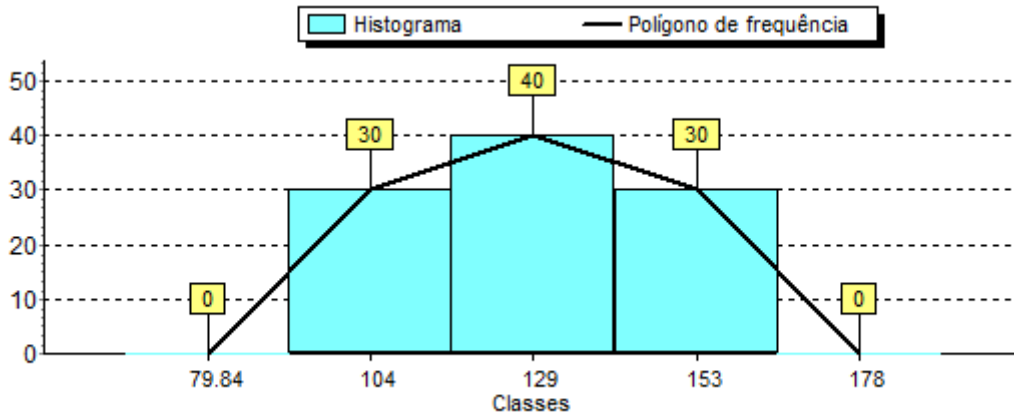


Gráfico 3 – Histograma e polígono de frequências do Grupo III

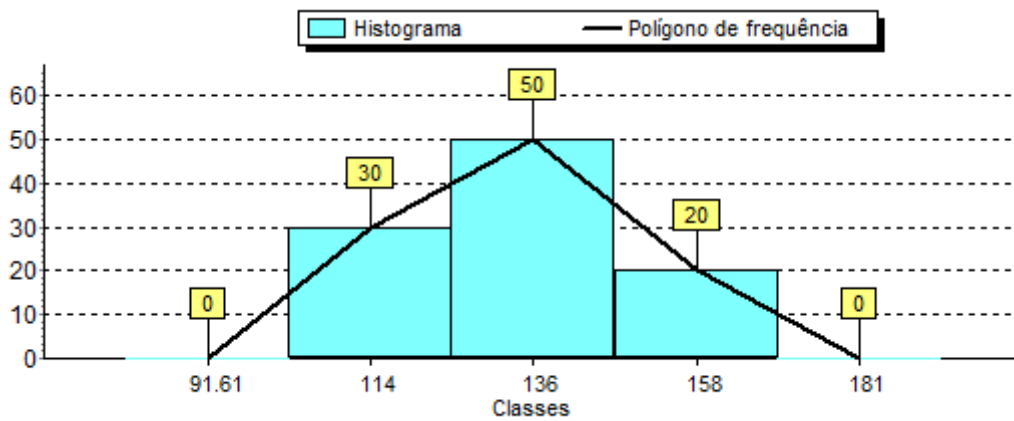


Gráfico 4 – Histograma e polígono de frequências do Grupo IV

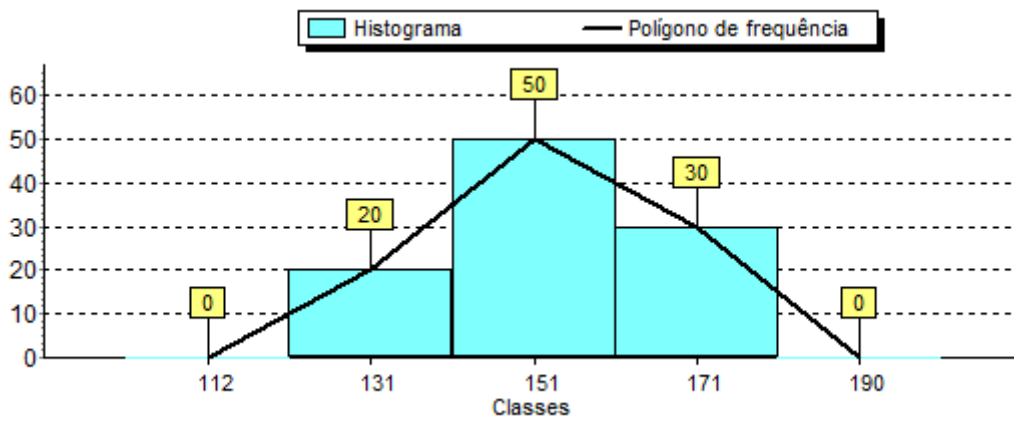


Gráfico 5 - Histograma e polígono de frequências do Grupo V

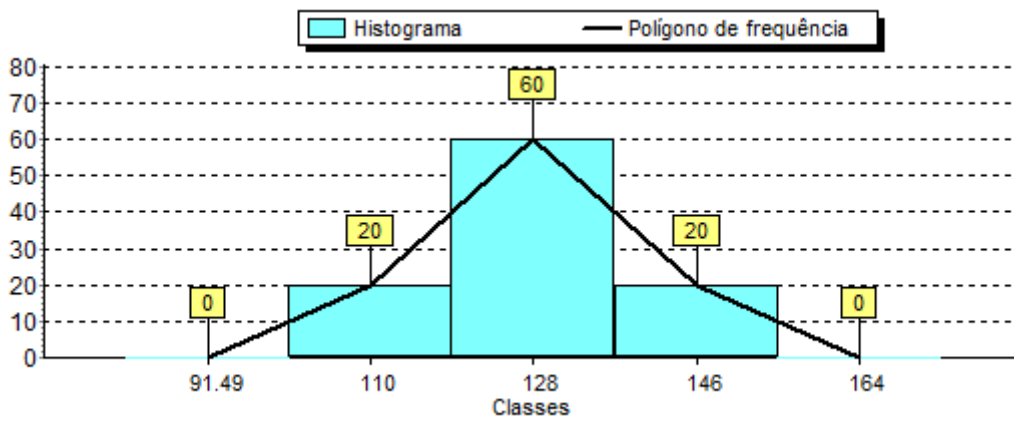


Gráfico 6 – Histograma e polígono de frequências do Grupo VI

CAPÍTULO 2

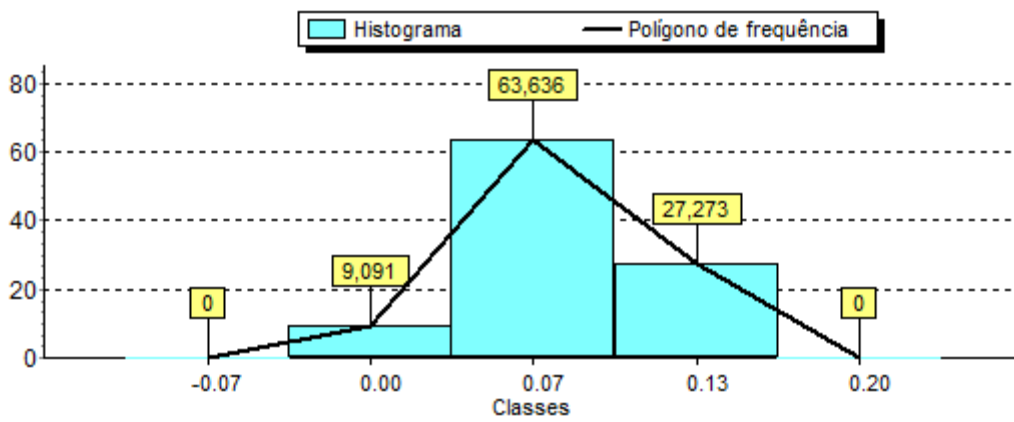


Gráfico 7 - Histograma e polígono de frequências do Grupo I

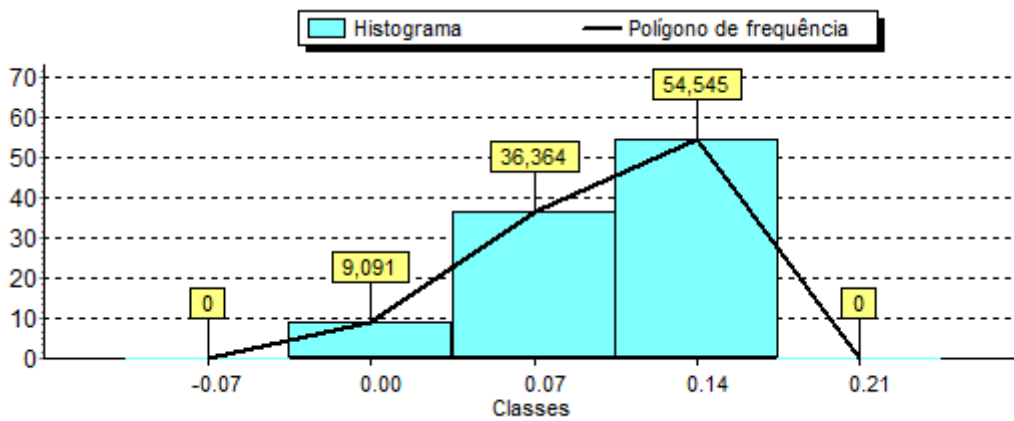


Gráfico 8 - Histograma e polígono de frequências do Grupo II

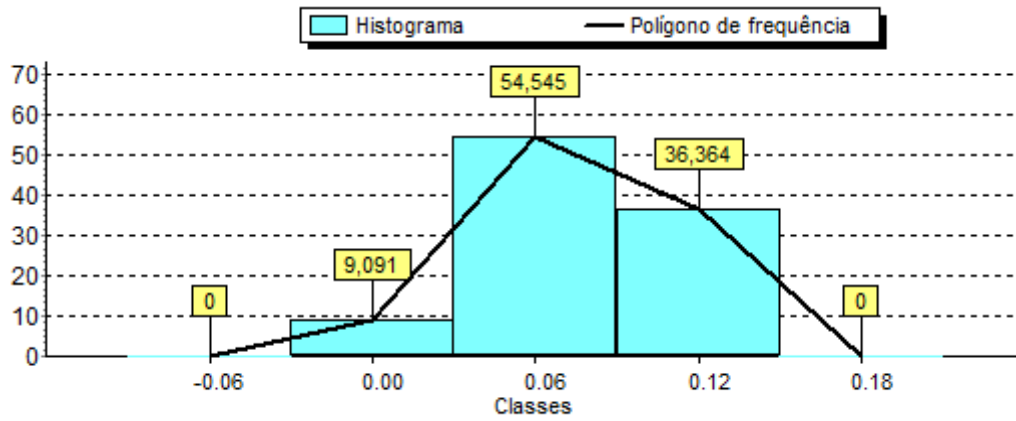


Gráfico 9 - Histograma e polígono de frequências do Grupo III

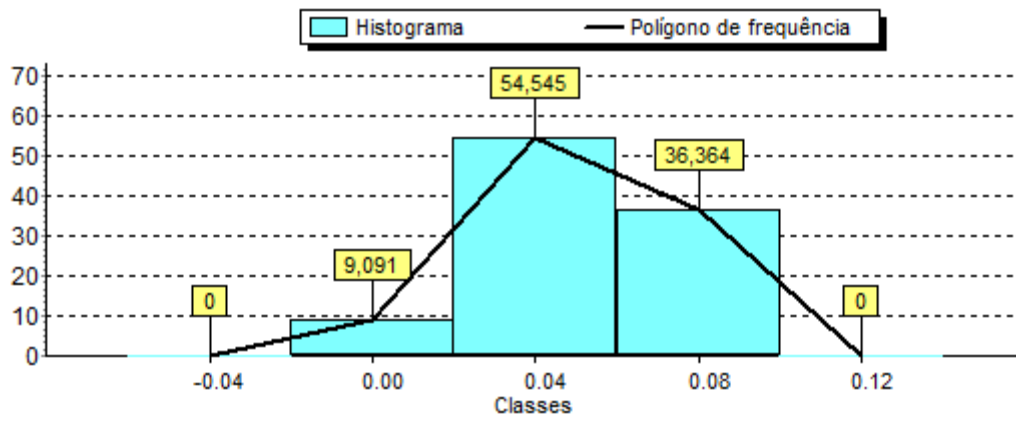


Gráfico 10 - Histograma e polígono de frequências do Grupo IV

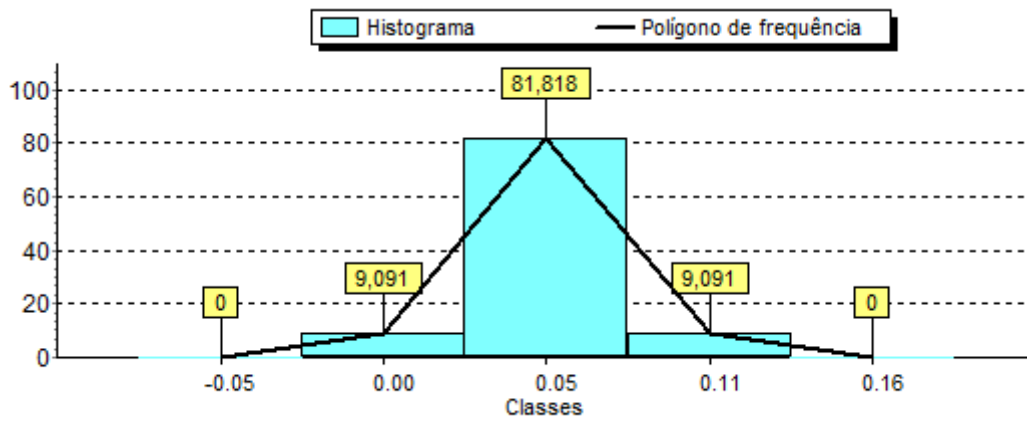


Gráfico 11 - Histograma e polígono de frequências do Grupo V

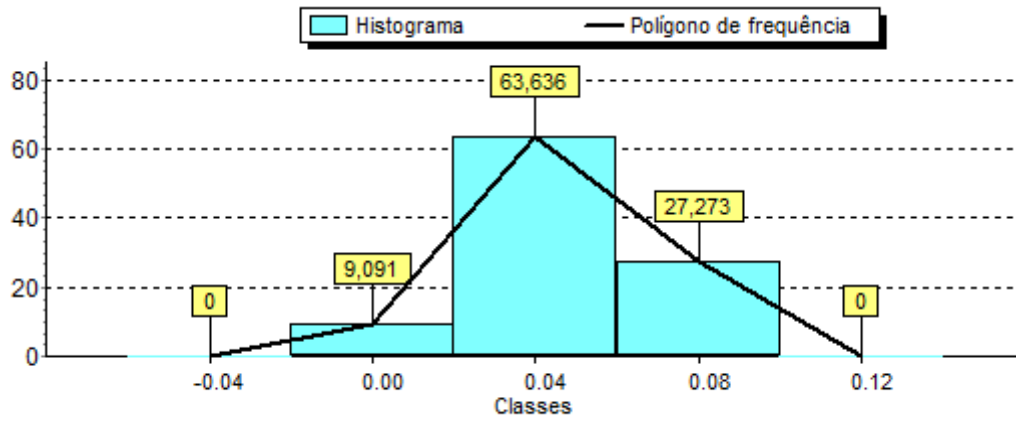


Gráfico 12 - Histograma e polígono de frequências do Grupo VI