



UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA
CAMPUS CAMPINA GRANDE
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
CURSO DE GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

JULIANA MARIA PORTO ALMEIDA

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA FLEXURAL DE RESINAS
ACRÍLICAS TERMICAMENTE ATIVADAS EMPREGADAS EM
ÓRTESES OCLUSAIS**

CAMPINA GRANDE-PB

2012

JULIANA MARIA PORTO ALMEIDA

**ANÁLISE DA RESISTÊNCIA FLEXURAL DE RESINAS
ACRÍLICAS TERMICAMENTE ATIVADAS EMPREGADAS EM
ÓRTESES OCLUSAIS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Graduação em Odontologia da Universidade Estadual da Paraíba, em cumprimento à exigência para obtenção do grau de Bacharel em Odontologia.

Orientador(a): Prof^a Dra. Lúcia Helena Marques de Almeida Lima

Co-orientador(a): Prof^a. Me. Alcione Barbosa Lira de Farias

CAMPINA GRANDE-PB

2012

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA BIBLIOTECA CENTRAL – UEPB

A447a

Almeida, Juliana Maria Porto.

ANÁLISE DA RESISTÊNCIA FLEXURAL DE
RESINAS ACRÍLICAS TERMICAMENTE ATIVADAS
EMPREGADAS EM ÓRTESES OCLUSAIS. / Juliana Maria
Porto Almeida. – 2012.

91 f. : il. color

Digitado.

Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em
Odontologia) – Universidade Estadual da Paraíba, Centro de
Ciências Biológicas e da Saúde, 2012.

“Orientação: Prof. Dra. Lúcia Helena Marques de Almeida
Lima, Departamento de Odontologia”.

“Co-Orientação: Prof. Me. Alcione Barbosa Lira de Farias,
Departamento de Odontologia”.

1. Resinas acrílicas. 2. placas oclusais. 3. síndrome da
disfunção da articulação temporomandibular. I. Título.

21. ed. CDD 617

JULIANA MARIA PORTO ALMEIDA

**Análise da resistência flexural de resinas acrílicas termicamente
ativadas empregadas em órteses oclusais**

Trabalho de Conclusão de Curso aprovado em 06 de Dezembro de 2012 pela
Banca Examinadora constituída dos seguintes membros:

Lúcia Helena Marques de Almeida Lima

Prof^a Dra. Lúcia Helena Marques de Almeida Lima
Orientadora
UEPB

Ana Isabella Arruda Meira Ribeiro

Prof^a. Dr^a. Ana Isabella de Arruda Meira Ribeiro
Examinadora Interna
UEPB

Carmem Dolores de Sá Catão

Prof^a. Dr^a. Carmem Dolores de Sá Catão
Examinadora Externa
UACB / UFCG

*À minha mãe por todo amor, apoio, dedicação e incentivo
em todos os dias da minha vida.*

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus, presente no meu acordar e no meu deitar, em todas minhas escolhas me conduzindo com os seus propósitos nem sempre compreendidos por mim. A Ele toda honra, glória e louvor.

À minha amada mãe, Ana Maria Porto Viana, que sempre me incentivou a lutar pelos meus ideais. Agradeço pelas renúncias, sacrifícios, orações e tudo o que fez para que alcançássemos essa vitória.

Ao meu pai, Domingos Sávio Ribeiro de Almeida, por todo amor dedicado.

Ao meu amado noivo, André Meireles de Andrade, que sempre esteve ao meu lado, ajudando-me a traçar e cumprir meus objetivos e pelo amor paciente e puro que me oferece.

Aos meus irmãos Katiúscia e Sávio, por toda a paciência, compreensão e carinho que sempre tiveram comigo.

Aos meus lindos sobrinhos Marquinhos, Aninha e Ana Rainarah, que sempre me proporcionaram momentos de muitas alegrias.

À minha querida avó Júlia (in memórian), que apesar da ausência física, sinto sua presença espiritual constantemente em minha vida.

A toda minha família, e a tão querida tia Márcia, pelas palavras de ânimo e por acreditarem sempre que esse momento seria alcançado.

Ao Professor Doutor Helson José de Paiva e Professora Mestre Ângela Maria Fernandes Vieira de Paiva, por toda a contribuição na revisão e redação desta pesquisa.

À minha orientadora Professora Doutora Lúcia Helena Marques de Almeida Lima, a minha co-orientadora Professora Mestre Alcione Barbosa Lira de Farias, a Professora Doutora Ana Isabella de Arruda Meira Ribeiro e ao Professor Especialista Marcus Vinícius de Sá, por toda ajuda na elaboração e realização desta pesquisa.

À Professora Doutora Carmem Catão por ter acreditado na elaboração e desenvolvimento desta pesquisa, por todos os ensinamentos, pela paciência, delicadeza e presteza com que me tratou na elaboração desta monografia.

Ao amigo George Anselmo, doutorando em Engenharia Mecânica, por toda ajuda fornecida no laboratório de materiais e estruturas ativas de engenharia mecânica da UFCG, pela paciência e presteza com que me tratou durante a realização dos ensaios

mecânicos e pela total disposição em ajudar no que foi necessário no decorrer de todo o trabalho.

Ao Professor Doutor Carlos José de Araújo e ao Professor Mestre João Baptista da Costa, por toda a ajuda fornecida no laboratório de materiais e estruturas ativas de engenharia mecânica da Universidade Federal de Campina Grande- UFCG.

À instituição Universidade Estadual da Paraíba – UEPB, pelo investimento nesta pesquisa.

À Pró –Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa da Universidade Estadual da Paraíba e ao PROPESQ, pelo financiamento desta pesquisa.

Às amigas Joselma e Maria Eduarda, pela colaboração na realização da pesquisa.

Aos técnicos do laboratório de prótese dentária da UEPB, Christopher e Sílvia, por toda ajuda na confecção dos corpos de prova e pela constante disposição em ajudar.

A todos vocês o meu muito obrigada!

"Agradeço todas as dificuldades que enfrentei; não fosse por elas, eu não teria saído do lugar. As facilidades nos impedem de caminhar. Mesmo as críticas nos auxiliam muito".

Francisco Cândido Xavier

LISTA DE FIGURAS

Figura 1- Matrizes metálicas.....	37
Figura 2- Mufla convencional.....	38
Figura 3- Mufla convencional isolada com vaselina sólida.....	39
Figura 4- Posicionamento da matrizes metálicas.....	39
Figura 5- Silicona de condensação Zetalabor.....	40
Figura 6- Zetalabor sobre as matrizes metálicas.....	40
Figura 7- Preenchimento da mufla com gesso pedra tipo III.....	41
Figura 8- Prensa hidráulica com 1250kgf.....	41
Figura 9- Obtenção da matriz de silicona.....	42
Figura 10- Mufla específica para microondas.....	42
Figura 11- Posicionamento das matrizes metálicas sobre o gesso.....	43
Figura 12- Zetalabor sobre as matrizes metálicas.....	43
Figura 13- Isolante Cel Lac.....	45
Figura 14- Manipulação da resina acrílica em pote paladon.....	45
Figura 15- Balança digital.....	46
Figura 16- Preenchimento da cópia negativa em silicona com resina acrílica.....	46
Figura 17- Panela de alumínio- polimerização convencional.....	47
Figura 18- Forno de microondas Eletrolux.....	48
Figura 19- Aferição dos corpos de prova.....	49
Figura 20- Aferição dos corpos de prova.....	49
Figura 21- Aferição dos corpos de prova.....	49
Figura 22- Estufa bacteriológica.....	51
Figura 23- Fluxograma.....	52
Figura 24- Instron 5582.....	54
Figura 25- Esquema do ensaio mecânico de resistência flexural.....	55
Figura 26- Tensões de natureza complexa.....	56
Figura 27- Corpo de prova fraturado.....	56
Figura 28- Deformação do corpo de prova.....	56
Figura 29- Intervalo de confiança das polimerizações entre os dias dos testes.....	60
Figura 30- Intervalo de confiança entre as condições de polimerização.....	68

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1- Gráfico comparativo do estudo piloto.....	59
Gráfico 2- Gráfico comparativo do estudo piloto incluindo a variável substância armazenada.....	63
Gráfico 3- Gráfico comparativo do segundo estudo (estudo atual).....	66
Gráfico 4- Gráfico do ensaio de resistência flexural 7 dias.....	69
Gráfico 5- Gráfico do ensaio de resistência flexural 15 dias.....	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1- Tipo de material, fabricante e nome comercial.....	35
Tabela 2- Substâncias, composições e fabricantes.....	36
Tabela 3- Distribuição dos grupos.....	50
Tabela 4- Descrição das condições do estudo piloto.....	53
Tabela 5- Descrição das condições do teste do estudo piloto	58
Tabela 6- Teste dos efeitos sob a resistência flexural da resina.....	59
Tabela 7- Descrição das condições do teste do estudo piloto incluindo a variável substância armazenada.....	62
Tabela 8- Análise de Variância Fatorial.....	63
Tabela 9- Comparação da resistência flexural quanto ao tempo.....	64
Tabela 10- Descrição das condições do teste do segundo estudo (estudo atual).....	65
Tabela 11- teste dos efeitos sob a resistência da resina.....	66
Tabela 12- Comparação da resistência flexural entre os dois tipos de polimerização.....	67

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

%- por cento

®- Marca registrada

ADA- American Dental Association.

ANOVA- Análise de Variância

ASTM- Norma American Society for Testing and Materials.

ATM- Articulação temporomandibular

b -largura dos espécimes

DTM- Disfunção temporomandibular

et al- e outro/ outra

F - carga máxima em Newton

g- grama

h-altura dos espécimes

i distância entre os suportes

Ind.- Indústria

Kgf- quilograma força

LabMET- Laboratório de metalografia

LaMMEA- Laboratório de materiais e estruturas ativas

Ltda.- Limitada

mL- mililitro

mm- milímetro

MPa- megapasca

n°- número

N-Newton

°C- graus Celcius

p- Nível de significância

PMMA- Poli (metilmetacrilato)

RAAT- Resina acrílica termicamente ativada

S/G- significante

sig- significância

SNC- Sistema nervoso central

SP- São Paulo

UEPB- Universidade Estadual da Paraíba

UFCG- Universidade Federal da Paraíba

W- wates

μm - micrômetro

σ - Resistência flexural

RESUMO

As disfunções temporomandibulares (DTMs) apresentam etiologia multifatorial, dentre elas, destaca-se o bruxismo que é um hábito parafuncional. Em virtude disso, vários tratamentos vêm sendo experimentados na tentativa de sanar ou mesmo minimizar os sinais e sintomas da DTM. Uma alternativa de tratamento para essa disfunção é o uso de órteses oclusais, pois apresentam confecção relativamente simples, possuem custo baixo e permitem que o paciente seja tratado, sem provocar alterações irreversíveis, admitindo, ainda, que o mesmo receba tratamento multidisciplinar. As resinas acrílicas são os materiais mais comumente empregados para confecção destes aparelhos, contudo, apresentam críticas propriedades no que tange à resistência e longevidade, principalmente quando utilizadas por pacientes com bruxismo severo. Dessa forma, o objetivo deste trabalho foi avaliar a resistência flexural de resinas acrílicas termopolimerizáveis empregadas em órteses oclusais. Para tanto, foram confeccionados 80 corpos de prova, divididos em dois grupos, de acordo com o método de polimerização: polimerização convencional e por microondas, empregando-se o ciclo preconizado pelo fabricante. Os corpos de prova de cada grupo foram imersos em água destilada (grupo controle) e saliva artificial (grupo teste) e armazenados em estufa bacteriológica a 37° C durante os períodos de 7 e 15 dias. Posteriormente, as amostras foram submetidas ao ensaio mecânico de flexão em três pontos. A análise estatística mostrou que houve diferença significativa ($p=0,02$) entre os grupos convencional e microondas. Entretanto, não apresentou diferença estatística significativa entre os grupos controle e o grupo imerso em saliva artificial, bem como, também não revelou diferença quanto aos períodos de armazenagem. Dessa forma, pode-se concluir que, sob as condições estudadas, a polimerização por energia de microondas apresentou maior resistência flexural do que a condição de polimerização convencional, não evidenciando influência da saliva artificial nesta propriedade.

Palavras-chave: Resinas acrílicas, placas oclusais, síndrome da disfunção da articulação temporomandibular.

ABSTRACT

Temporomandibular disorders (TMD) have a multifactorial etiology, among which stands out that bruxism is a parafunctional habit. As a result, several treatments have been tried in an attempt to remedy or minimize the signs and symptoms of TMD. An alternative treatment for this disorder is the use of occlusal orthotics, since they have relatively simple fabrication, low cost feature and allow the patient to be treated, without causing irreversible changes, admitting, though, that it receive multidisciplinary treatment. The acrylic resins are the materials most commonly used for fabrication of these devices, however, have critical properties in terms of strength and longevity, especially when used by patients with severe bruxism. Thus, the objective of this study was to evaluate the flexural strength of acrylic resins used in occlusal orthotics. To do so, were prepared 80 specimens were divided into two groups according to the method of polymerization: conventional and microwave polymerization, using the cycle recommended by the manufacturer. Specimens from each group were immersed in distilled water (control group) and artificial saliva (test group) and stored in a bacteriological incubator at 37 ° C for periods of 7 and 15 days. Subsequently, the samples were subjected to mechanical testing in three point bending. Statistical analysis showed a significant difference ($p = 0.02$) between groups and conventional ovens. However, showed no statistically significant difference between the control group and the group immersed in artificial saliva as well, also revealed no difference in the storage periods. Thus, it can be concluded that, under the conditions studied, the polymerization microwave energy had higher flexural strength than the conventional polymerization condition, showing no influence of artificial saliva this property.

Keywords: acrylic resins, occlusal splints syndrome, temporomandibular joint dysfunction.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO.....	18
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	21
2.1 DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR.....	21
2.1.1 Sinais e sintomas.....	22
2.1.2 Hábitos parafuncionais.....	23
2.1.2.1 Bruxismo.....	24
2.2 MODALIDADES DE TRATAMENTO.....	24
2.2.1 Órteses oclusais.....	25
2.3 RESINA ACRÍLICA.....	26
2.3.1 Métodos de polimerização.....	28
2.3.1.1 Polimerização convencional.....	28
2.3.1.2 Polimerização por energia de microondas.....	29
2.3.2 Efeito do ciclo de polimerização nas propriedades mecânicas das RAAT.....	30
2.3.2.1 Resistência flexural.....	31
2.3.2.2 Absorção de água e de saliva artificial na RAAT.....	32
3 OBJETIVO.....	34
3.1 OBJETIVO GERAL.....	34
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	34
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	35
4.1 MATERIAL.....	35
4.2 MÉTODOS.....	36
4.2.1 Confeção dos corpos de prova.....	36
4.2.1.1 Confeção das matrizes metálicas.....	37
4.2.1.2 Inclusão das matrizes metálicas.....	37
4.2.1.2.1 Inclusão em mufla convencional.....	38
4.2.1.2.2 Inclusão em mufla específica para microondas.....	42
4.2.1.2.3 Inclusão da resina e prensagem.....	44
4.2. Polimerização e demuflagem.....	46
4.2.1.7 Acabamento e polimento dos corpos de prova.....	48
4.2.2 Divisão dos grupos.....	50

4.2.3 Estudo piloto.....	53
4.2.4 Ensaio mecânico de flexão.....	54
4.2.4.1 Cálculo da resistência flexural.....	56
4.2.5 Análise estatística.....	57
5 RESULTADOS.....	58
6 DISCUSSÃO.....	71
8 CONCLUSÃO.....	77
REFERÊNCIAS.....	78

1 INTRODUÇÃO

Disfunção temporomandibular (DTM) é um termo genérico que engloba várias condições que envolvem desordens da articulação temporomandibular desde alterações articulares, miofasciais até mesmo sensoriais (GEORGE et al., 2007; LA TOUCHE, 2009; NIXDORF et al., 2009). Essas disfunções são caracterizadas primeiramente por dor, ruídos articulares e funções irregulares ou limitadas da mandíbula (OLIVEIRA, 2002).

A DTM apresenta etiologia multifatorial, podendo está associada a vários fatores como: desarmonias oclusais, fatores psicológicos (ansiedade, estresse e depressão), traumáticos, atividades posturais inadequadas, hábitos parafuncionais como o bruxismo do sono, bruxismo em vigília e os distúrbios do sono e nutricionais (MIKAMI, 1977; ALENCAR JUNIOR; AIZAWA; CAMPARIS, 1998; FU, 2003). Existe um consenso na literatura de que esta etiologia seria multifatorial, com fatores etiológicos contribuintes que poderiam ser predisponentes, iniciadores ou perpetuadores das DTMs (BARAGONA; COHEN, 1991; OKESON, 2008). Desse modo, a terapia multidisciplinar estaria frequentemente indicada, favorecendo o prognóstico quando várias modalidades terapêuticas forem utilizadas em conjunto (RAMFJORD, 1994; BARBOSA, 2003).

Entretanto, em longo prazo, as terapias invasivas e irreversíveis não foram consideradas superiores às terapias conservadoras e reversíveis, sendo assim, o plano de tratamento deveria sempre ser iniciado pela utilização de terapias de menor custo e mais conservadoras (BARAGONA; COHEN, 1991; OKESON, 2000). Dentre as modalidades conservadoras e reversíveis tem-se o aconselhamento, mudança de hábitos comportamentais, respiração diafragmática, fisioterapia, medicações e uso de placas oclusais (MIKAMI, 1977; RAMFJORD, 1994; GRAY, 2001; ISSA; SILVA; SILVA, 2005).

As placas oclusais, também chamadas de órteses oclusais, protetor de mordida, protetor noturno, placa interoclusal ou aparelho ortopédico, são dispositivos amplamente utilizados para o tratamento dos sintomas da DTM, bem como, são recomendadas para pacientes que exibem alto índice de apertamento e bruxismo. (PORTERO et al., 2009).

Esses dispositivos apresentam várias aplicações, podendo diminuir significativamente a dor e a sensibilidade muscular, bem como ampliar a abertura bucal (OKESON, 2008), além de minimizar a hiperatividade muscular, estabilizar a mandíbula simulando condições ideais de oclusão, descomprimir a articulação temporomandibular (ATM), promover proteção para os dentes e estruturas de suporte de forças anormais que possam desgastar ou destruir os dentes funcionando, muitas vezes, como diagnóstico diferencial no momento de traçar a terapêutica mais adequada para cada caso (HENRIQUES, 1992).

Vários tipos de placa têm sido sugeridos para o tratamento de DTMs, sendo as de estabilização e as de posicionamento anterior as mais utilizadas. Outros tipos de placas oclusais são: placa de mordida anterior, placa de mordida posterior, placa pivotante e placa macia ou resiliente. Tais dispositivos podem ser confeccionados com material rígido, resiliente ou misto. Contudo, a terapia mais adequada no tratamento dos sintomas do bruxismo são as placas mio-relaxantes rígidas, que se encaixam sobre as superfícies oclusais e incisais dos dentes em um arco, criando contato oclusal mais equilibrado, simultâneo, uniforme e bilateral com os dentes do arco oposto (UNGER, 2006).

As órteses oclusais rígidas podem ser confeccionadas em resina acrílica termopolimerizável (SOBOLEVA et al., 1998) (por polimerização convencional e por microondas) ou autopolimerizável e com compósitos (LEIB, 1996; LEIB, 2001). O processo de polimerização das resinas acrílicas termicamente ativadas depende de uma fonte de energia externa em forma de calor para que a reação de polimerização se complete (OLIVEIRA, 2008). Ciclos de polimerização foram criados e avaliados, variando-se o tempo e a temperatura da água na qual é imersa a resina acrílica, de modo que a ela proporcionasse as melhores propriedades físicas dentro de um conceito de biocompatibilidade (ARAÚJO et al., 1973; ANUSAVICE, 1996; ANUSAVICE, 2000).

As resinas acrílicas são os materiais mais adequados para confecção de órteses oclusais, bases de próteses e aparelhos ortodônticos. Contudo, essas resinas, possuem algumas problemáticas significativas, como o longo tempo de trabalho (quando polimerizadas pelo método convencional), porosidade, rugosidade, liberação de monômero residual e as possíveis alterações dimensionais (DUARTE, 2006).

Quando os ciclos de polimerização são executados de forma inadequada algumas alterações podem ocorrer nas resinas, dentre elas podem-se destacar o excesso

de monômero residual resultando na presença de porosidade, alteração dimensional, fratura por queda ou fadiga e necessidade constante de reparo (ARAÚJO et al., 1973; KIMPARA et al., 2009). Essas alterações que levam à fratura do aparelho representam um problema no tratamento coadjuvante dos pacientes bruxômanos e portadores de DTM. Em virtude de tais características pesquisadores buscaram melhores e mais eficientes alternativas nos procedimentos técnicos, na tentativa de melhorar as propriedades mecânicas das resinas acrílicas (BARBOSA, 2003).

Dessa forma, considerando a importância de estudos que abordem a longevidade das órteses oclusais empregadas no tratamento dos sintomas do bruxismo, o presente estudo se propôs a avaliar *in vitro* o efeito da saliva artificial sobre a resistência flexural de resinas acrílicas termicamente ativadas utilizadas na confecção destes dispositivos.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 DISFUNÇÃO TEMPOROMANDIBULAR

O termo disfunção temporomandibular (DTM) tem sido definido como um termo coletivo que engloba alguns problemas clínicos relacionados à musculatura mastigatória, articulação temporomandibular (ATM) ou ambas. Compreende, na maioria das vezes, presença de espasmos, fadiga dos músculos mastigadores e o bruxismo. Pode ser classificada em: desordens da articulação temporomandibular (ATM), desordens dos músculos da mastigação, doenças congênitas e do desenvolvimento, podendo apresentar várias etiologias como: traumatismos, hábitos parafuncionais, má oclusão, excessiva abertura bucal, doenças sistêmicas, atividades posturais inadequadas, fatores emocionais, entre outras (PORTERO et al., 2009).

A etiologia da DTM, durante muito tempo, foi sustentada por duas grandes correntes: Teoria Dento-Muscular, onde todos os problemas disfuncionais do sistema mastigatório teriam origem a partir de alterações na oclusão, principalmente pelos contatos prematuros e interferências oclusais; e Teoria Psicofisiológica, que considerava a disfunção como uma doença psicogênica, gerada principalmente pelo estresse emocional (PAIVA et al. 2008). A Teoria Multifatorial é a mais aceita, onde fatores oclusais, associados às respostas nos músculos e articulações temporomandibulares e às condições gerais e emocionais do paciente, podem iniciar, manter ou agravar o quadro (PEDRONI; OLIVEIRA; GURATINI, 2003).

Por muitos anos a DTM foi considerada uma síndrome, entretanto, acredita-se que essa disfunção seja um conjunto de alterações do sistema mastigatório que possuem muitos sintomas em comum (OKESON, 1998). A sua ocorrência tem sido cada vez mais frequente, devido ao estresse da vida moderna, combinado ao acentuado grau de maloclusão decorrente da evolução do ser humano, que ingere uma dieta mais pastosa, não promovendo desta forma, o desenvolvimento adequado do sistema estomatognático (PÁDUA et al., 1998).

Fatores que aumentam o risco da DTM são denominados *fatores predisponentes* que incluem uma mistura de variáveis morfológicas, fisiológicas, psicológicas e ambientais que aumentam a susceptibilidade do indivíduo para desenvolver certo problema. Já os fatores que causam o início de DTM são chamados *fatores desencadeantes* (iniciantes), que compreendem várias combinações de trauma, tensão,

hiperfunção e possível falha dos fatores inibidores naturais, que levam ao surgimento dos sintomas. Por fim, os fatores que interferem com a cura ou aumento da progressão das DTMs são chamados de *fatores perpetuantes*, que abrangem a baixa capacidade curativa, incapacidade de controlar os fatores etiológicos, ganhos secundários com a doença e efeitos negativos de tratamentos inadequados (LASKIN, 1997).

Costen (1934) foi o primeiro a descrever esse conjunto de sinais e sintomas que ocorriam nas articulações temporomandibulares com disfunção e essa alteração ficou conhecida como Síndrome de Costen. Outros autores deram nomenclaturas diferentes, de acordo com a forma que os mesmos compreendiam essa patologia, como síndrome de disfunção dolorosa da articulação temporomandibular (BRADLEY, 1981), disfunções craniomandibulares (HELKIMO, 1974; De BOEVER; STEENKS, 1996; CONTI, 1998) e disfunção da articulação temporomandibular (BIANCHINI, 1998).

O diagnóstico das DTMs compreende a história do paciente, o exame clínico e exames complementares, sendo que a maioria das informações para um correto diagnóstico é obtido na anamnese do paciente. Alguns dos sinais e sintomas como enxaquecas, dores de cabeça, dores e/ou ruídos nas articulações, dificuldade de abrir a boca, dificuldade de mastigar e dores de ouvido, podem contribuir para o diagnóstico da DTM (PORTERO et al., 2009).

2.1.1 Sinais e sintomas

Os sinais e sintomas clássicos de uma DTM são: dor e sensibilidade nos músculos mastigatórios e/ou na ATM, ruídos articulares (estalidos, rangidos ou crepitações), limitação e/ou assimetria nos movimentos mandibulares (FELÍCIO, 1994; De BOEVER; STEENKS, 1996; WIJER, 1998). Sensações auditivas como zumbidos, otalgia e vertigem também têm sido citadas pelos pacientes que possuem DTM (De BOEVER; STEENKS, 1996).

A intensidade da dor geralmente aumenta com a função mandibular (WIJER, 1998). De Boever; Steenks (1996) relataram que os fatores desencadeantes da dor mais frequentes são a mastigação de alimentos duros, os bocejos e a fala, apesar desta também aparecer espontaneamente. A dor e a disfunção de longa duração assumem um caráter crônico e submetem o paciente a um estresse constante, que resulta em agravamento da DTM (OKESON, 1998).

Outro sintoma muito característico das DTMs é a presença de ruídos durante os movimentos mandibulares como estalidos e crepitações. Alguns acreditam que a explicação mais coerente para este som seria o deslocamento anterior do disco articular (De BOEVER; STEENKS, 1996).

A sintomatologia auditiva foi relatada desde 1934, por Costen, que sugeria a presença de perda de audição, otalgia, sensação de plenitude auricular, zumbido e vertigens. Muitas hipóteses tentam explicar a relação entre a ATM e o ouvido, sendo que salientado na literatura que estas estruturas possuem a mesma inervação, o trigêmio.

Um dos sinais que os pacientes podem apresentar é desgaste oclusal anormal causados pelo bruxismo (hábito parafuncional oral) e hipertrofia não-dolorosa dos músculos da mastigação (OKESON, 2008).

2.1.2 Hábitos parafuncionais

Os hábitos são resultantes da repetição de um ato. A parafunção pode ser definida como todas as atividades neuromusculares não funcionais do sistema estomatognático, que produzem hiperatividade de grupos musculares craniomandibulares e aumentam a pressão interna da ATM, levando a repetitivos microtraumas nas superfícies articulares, podendo contribuir no aparecimento das disfunções temporomandibulares (ZANINI, 1999).

As atividades parafuncionais podem ser diurnas ou noturnas (CAUÁS et al., 2004). As diurnas incluem o apertamento dentário, morder lábio, bochecha ou outros objetos, sucção digital, hábitos inadequados de postura, assim como outros hábitos que o indivíduo realiza, na maioria das vezes, inconscientemente. A atividade parafuncional noturna é muito frequente e se denomina bruxismo (MORAIS; BOTINO, 1972; GUIMENEZ; QUELUZ, 2000).

2.1.2.1 Bruxismo

Dentre as parafunções, existe o bruxismo que pode ser classificado, segundo a classificação internacional de desordens do sono, em moderado e de severidade moderada a severo, onde ocorrem evidências de danos às estruturas do sistema estomatognático (BAILEY, 1997).

O bruxismo também é classificado como cêntrico e excêntrico. O bruxismo cêntrico está relacionado ao apertamento maxilo-mandibular que ocorre geralmente durante o sono, num movimento isométrico, em relação de oclusão cêntrica ou máxima intercuspidação, sem que ocorra deslizamento. O bruxismo excêntrico caracteriza o rangimento, onde há apertamento e deslizamento dos dentes nas posições protusivas e lateroprotusivas. Há um padrão isotônico de contração muscular, apresentando, em função do deslizamento, desgaste tanto em dentes anteriores como em posteriores (ORTEGA, 1988; BAHLLIS; RODRIGUES; FERRARI, 1999).

2.2 MODALIDADES DE TRATAMENTO

Devido à etiologia multifatorial da DTM, o tratamento multidisciplinar envolvendo as áreas da odontologia, fisioterapia, psicologia, fonoaudiologia, nutrição e medicina deve ser proposto, visando à melhor e mais rápida resolução do caso (BARBOSA et al., 2003; ISSA; SILVA; SILVA, 2005).

Existem várias modalidades de tratamento para DTMs como: educação do paciente e autocuidado, modificação do comportamento (incluindo técnicas de relaxamento), farmacológico (analgésicos, anti-inflamatórios, relaxantes musculares, antidepressivos); terapia oclusal (órteses oclusais, ortodontia, reabilitações, ajuste oclusal), fisioterapia, cirurgia (artroscopia, cirurgia aberta) e psicológico (psicoterapia, psiquiatria) (PORTERO et al., 2009).

Vários tratamentos vêm sendo experimentados na tentativa de sanar ou mesmo minimizar os sintomas de dor de cabeça, dor de ouvido, dificuldade de abrir a boca, cansaço muscular, entre outros. Estes tratamentos são aplicados ao fator que é visto como o principal responsável pela desordem que é o fator oclusal. No entanto, sempre que o paciente não for visto de maneira holística, o problema será resolvido parcialmente, uma vez que a desordem temporomandibular se caracteriza principalmente por ser multifatorial. (PÁDUA et al., 1998).

Dentre as diversas formas de tratamentos reversíveis das DTMS pode-se destacar a utilização de órteses oclusais, as quais permitem que o paciente seja tratado, sem provocar alterações irreversíveis e admite que o mesmo receba o tratamento multidisciplinar (MIRANDA et al., 2008).

2.2.1 Órteses oclusais

Na virada do século, Karolyi (1901) foi um dos pioneiros a utilizar as placas oclusais em vulcanite para o tratamento de lesões periodontais associadas ao bruxismo (KOVALESKI; BOEVER, 1975; RAMFJORD; ASH, 1994; GRAY; DAVIES, 2001; RAMOS, 2002). A terapia por placas pode ser definida como a arte e a ciência de estabelecer uma harmonia neuromuscular no aparelho mastigatório e criar uma desvantagem mecânica contra forças parafuncionais (DYLLINA; CALIF, 2001).

O uso destes dispositivos interoclusais promove alteração da condição oclusal em direção a uma oclusão mais estável e ideal; alteração da posição condilar para uma posição mais estável ou estruturalmente compatível e funcional; aumento temporariamente da dimensão vertical de oclusão, diminuindo a atividade muscular; aumento da consciência cognitiva do paciente, servindo como um lembrete constante para alterar as atividades que podem afetar a desordem; efeito placebo; aumento do estímulo periférico ao sistema nervoso central (SNC) reduzindo o bruxismo e regressão à média com relação à intensidade da dor. Podendo assim, diminuir significativamente a dor e a sensibilidade muscular, bem como ampliar a abertura bucal (OKESON, 2008).

As órteses oclusais, podem ser confeccionadas com material resistente, resina acrílica ativada termo ou quimicamente ou com compósitos, ou com material resiliente, lâmina de acetato para plastificador a vácuo ou borracha látex processada pelo calor, silicona de condensação, ou ainda com acetato pré-fabricado, ou misto, com lâminas de acetato processadas no plastificador a vácuo acrescidas de resina acrílica autopolimerizável (BECKER, 2005). Todas elas tentam diminuir a hiperatividade muscular, estabilizar a mandíbula simulando condições ideais de oclusão, descomprimir a articulação temporomandibular (ATM), funcionando ainda muitas vezes como diagnóstico diferencial no momento de traçar a terapêutica mais acertada para cada caso (HENRIQUES, 1992).

Entre os vários tipos de placas, a placa miorelaxante convencional rígida, também denominada de placa de Michigan é a mais utilizada por causar o menor risco de alterações oclusais definitivas ao paciente, como extrusões, migrações patológicas e mordida aberta anterior. As placas resilientes estariam indicadas principalmente como proteção contra traumatismos nos arcos dentais em algumas modalidades esportivas e nos casos de sinusite crônica que resultasse em grande sensibilidade dentária resultante

das forças oclusais fisiológicas. A utilização de placa miorrelaxante confeccionada com material rígido promove redução dos sintomas tanto na disfunção temporomandibular, quanto no bruxismo (ALENCAR JUNIOR; AIZAWA; CAMPARIS, 1998).

2.3 RESINA ACRÍLICA

Por volta de 1937 surgiu o metilmetacrilato, uma resina acrílica que substituiu praticamente todos os materiais até então utilizados (PICKETT; APPLEBY, 1953; SWEENWY, 1958). Desde então as resinas são amplamente empregadas em odontologia para confecções de aparelhos ortodônticos removíveis, bases de próteses totais e parciais removíveis, em restaurações provisórias bem como para confecção de placas miorrelaxantes ou órteses oclusais (LEIB, 1996; LEIB, 2001; KIMPARA et al., 2002; LEE; LAI; HESU, 2002). Tal aplicação exige que as resinas possuam propriedades mecânicas e biológicas satisfatórias e devido a isso as resinas vêm sofrendo modificações para aprimorar essas propriedades (YAMAMOTO et al., 2009).

As resinas acrílicas representaram um desenvolvimento tão significativo na construção de próteses e órteses oclusais que, por volta de 1946, estimava-se que mais de 95% das mesmas eram confeccionadas com polímeros e copolímeros do metilmetacrilato. Apesar de as propriedades das resinas acrílicas não serem ideais em todos os sentidos, é a combinação das qualidades, e não uma única propriedade desejável, que responde por sua popularidade e uso universal. As resinas acrílicas possuem propriedades estéticas excelentes, resistência adequada, pequena sorção de água e baixa solubilidade. Além disso, são atóxicas, podem ser reparadas facilmente, são capazes de reproduzir com precisão, retêm indefinidamente os detalhes e as dimensões do molde e podem ser usadas com uma técnica simples de moldagem e processamento para confecção de bases de próteses. A resina acrílica é incolor em seu estado puro e pode ser pigmentada e caracterizada facilmente, o que permite ao profissional a confecção de órteses oclusais com facilidade e precisão (BORGES et al., 2001).

Skinner (1962) apresentou as principais características das resinas acrílicas utilizadas na odontologia, com descrição minuciosa da física e da química das reações de polimerização desta resina. O autor definiu que a formação de cadeias cruzadas nos polímeros acrílicos é como uma união química entre moléculas lineares de polímeros formando uma rede tridimensional.

A resina acrílica rotineiramente utilizada para a confecção de próteses totais é originada de um líquido (monômero) e de um pó (polímero). O líquido é composto de metilmetacrilato não polimerizado com pequenas quantidades de hidroquinona (inibidor de polimerização durante o armazenamento) o glicodimetilmetacrilato pode ser adicionado ao líquido como um agente para formação de ligação cruzada e com isso aumentando a resistência do polímero. O pó contém esferas pré-polimerizadas de poli (metilmetacrilato) (PMMA) e uma pequena quantidade de peróxido de benzoíla, que é o iniciador da reação de polimerização. O início da polimerização se dá com a decomposição da molécula de peróxido de benzoíla em dois radicais livres. Cada radical livre reage com uma molécula de metilmetacrilato disponível, aumentando a cadeia polimérica. O ativador dessa decomposição pode ser o calor, onde em temperaturas a partir de 60° C ocorre liberação de radicais livres (ANUSAVISE, 2000). Sendo assim, as placas de material rígido podem ser confeccionadas em resina acrílica termopolimerizável (RAAT) (por polimerização convencional e por microondas) (SOBOLEVA et al., 1998).

A relação correta pó/líquido para obtenção das propriedades almeçadas é de 3/1 em volume (ANUSAVISE, 1996). O emprego da menor quantidade possível de monômero, apenas o suficiente para molhar as partículas do polímero, é relevante, pois assim obtém-se uma resina acrílica com menor contração de polimerização e um menor tempo de trabalho (SKINNER, 1962).

Tais materiais são convencionalmente processados em muflas metálicas através de uma compressão aplicada quando o material encontra-se na sua fase plástica. Essas muflas são imersas em água com temperatura controlada por um longo período, conforme o ciclo de polimerização adotado (KIMPARA et al., 2009). Devido ao fato da polimerização ser uma reação exotérmica, a temperatura interna da resina acrílica no interior das muflas pode ultrapassar 100°C. Ao ultrapassar esta temperatura o monômero do interior da massa plástica pode entrar em ebulição, formando bolhas no interior da resina acrílica em regiões de maior espessura. Já nas áreas mais finas a temperatura da resina acrílica consegue se dissipar com maior facilidade, pois o gesso é o melhor condutor térmico do que a resina e dissipa esta energia para fora da massa plástica, evitando assim a formação de bolhas na superfície da resina acrílica (OLIVEIRA, 2008).

Para ser utilizada na cavidade oral, a resina acrílica necessita de uma série de atribuições como ser insípida, inodora, atóxica aos tecidos bucais, insolúvel e impermeável à saliva ou a qualquer outro fluido corpóreo o material deve possuir estabilidade dimensional frente às diversas tensões que sofre durante os movimentos funcionais dos maxilares (KIMPARA et al., 2009). A mistura, inserção e manipulação do material devem ser facilitadas e o produto final tem que permitir um bom polimento e possível reparo em caso de fratura (ANUSAVICE, 2000).

As resinas acrílicas, quando processadas adequadamente, apresentam boas propriedades físicas e biocompatibilidade, entretanto, essas resinas, possuem algumas problemáticas significativas, como o longo tempo de trabalho (quando polimerizadas pelo método convencional), porosidade, rugosidade, liberação de monômero residual e as possíveis alterações dimensionais (KIMPARA et al., 2009; DUARTE, 2006).

2.3.1 Métodos de polimerização

Diversos são os ciclos de polimerização encontrados na literatura, contudo, o descuido, a pressa, falta de rigor ou de entendimento dos processos químicos que envolvem a polimerização das resinas acrílicas, podem comprometer, por vezes, a qualidade do trabalho final (CERVEIRA NETO, 1995).

Em virtude de tais características, pesquisadores estão buscando melhores e mais eficientes alternativas nos procedimentos técnicos, na tentativa de melhorar as propriedades mecânicas das resinas (KIMPARA et al., 2009). Diversos estudos têm sido realizados objetivando desenvolver melhores materiais, métodos de processamento e cura das resinas acrílicas (OLIVEIRA, 2008; KIMPARA et al., 2009).

2.3.1.1 Polimerização convencional

Um método usual e consagrado de polimerização das resinas acrílicas é o banho em água aquecida. A polimerização convencional é ainda a mais utilizada, cerca de 95% dos casos, onde a reação de polimerização é exotérmica e a quantidade de calor despreendida pode representar um fator importante na polimerização adequada da resina acrílica (RUDD, 1996).

A polimerização convencional em banho de água quente pode se dar através de ciclos longos ou curtos, executados em aparelho próprio que proporcione controle de tempo e temperatura. No ciclo longo se faz a imersão da mufla em água a 74°C por oito horas ou mais. Já no curto, a mufla é imersa a 74°C por duas horas, aumentando a temperatura para 100°C e, mantendo-a por mais uma hora. Durante esse tipo de polimerização é fundamental que a temperatura não ultrapasse 100,8°C, correspondente ao ponto de ebulição do monômero, o que pode resultar em porosidade do material polimerizado (ANUSAVICE, 1996).

Esse método possui a vantagem de reduzir a existência de porosidade na RAAT quando a mesma é prensada nas fases plástica e borrachóide, com um período de descanso de 24 horas (PAES JÚNIOR; MACHINI; KIMPARA, 1999).

Como desvantagem têm-se a necessidade de um maior tempo trabalho para a polimerização adequada das RAAT, uma vez que a propagação da energia sob a forma de temperatura nas muflas origina-se externamente e vai se propagando através do gesso para o interior da mufla, apresentando uma diferença muito grande entre a temperatura das bordas da mufla e a de seu interior (KIMURA, TEAOKA E SAITO, 1983). Pode-se destacar, também, a porosidade, liberação de monômero residual e as possíveis alterações dimensionais das RAAT quando o método convencional é empregado (TURANO, 2002).

2.3.1.2 Polimerização por energia de microondas

Na tentativa de melhorar as propriedades físicas e o método de processamento das RAAT pesquisadores utilizaram calor seco, vapor, infravermelho, luz visível e irradiação por microondas (LEVIN; SANDERS; REITZ, 1989; TAKAMATA; SETCOS, 1989). Devido a algumas propriedades desfavoráveis as resinas acrílicas polimerizadas pelo método convencional estão sendo aos poucos substituídas pelas resinas polimerizadas através de microondas (KIMPARA et al., 2009).

As pesquisas com esse novo material tiveram início em 1968, onde Nishii descobriu que as resinas polimerizadas por microondas apresentavam vantagens como maior praticidade técnica, maior rapidez e ação do calor diretamente na resina acrílica (NISHII, 1968).

Esta técnica permite um aquecimento homogêneo da resina acrílica através da conversão de energia de microondas em energia térmica resultado do aquecimento dielétrico da substância em que a microonda penetra (De CLERCK, 1987). Esta onda produz uma vibração de 2 a 3 milhões de vezes por segundo da molécula de água, produzindo fricção, resultando no aquecimento da resina, eliminando-se o tempo necessário para transferir o calor da água quente para a mufla, desta para o gesso de revestimento e por fim para a resina, fazendo com que esse processo seja rápido, fácil e limpo (ILBAY; GÚNEVER ; ALKUMRU, 1994).

As principais vantagens oferecidas pela energia de microondas são a maior velocidade na execução do processo, redução do tempo de polimerização, por ser um método de fácil execução (YAMAMOTO et al., 2009) .

Uma das desvantagens é a necessidade de utilização de muflas especiais que permitam a passagem do calor gerado pelas microondas para a polimerização do material. Tais muflas são de alto custo e frágeis, podendo fraturar após sua utilização (De CLERCK, 1987; LEVIN; SANDERS; REITZ, 1989; TURCK; RICHARDS, 1993),

Outra desvantagem é a possível polimerização incompleta ou, ainda, a degradação do polímero. Em virtude disso, alguns cuidados, com o ciclo de polimerização das RAAT em forno de microondas, devem ser tomados como, por exemplo, ajustar adequadamente a potência e tempo no forno de microondas, pois um sobreaquecimento do monômero pode causar porosidade na resina acrílica resultando em consequentes prejuízos às propriedades físicas e mecânicas desse material (GETTLEMAN et al., 1977; De CLERCK, 1987).

2.3.2 Efeito do ciclo de polimerização nas propriedades mecânicas das RAAT

As propriedades físicas e mecânicas de RAAT à base de PMMA, já em 1949 despertaram o interesse de Harmam. O autor estudou o efeito da temperatura, do tempo de espera e do tempo de polimerização antes do ensaio, na resistência flexural dessa resina e observou, em seus resultados, que essas variantes foram relevantes na resistência flexural das RAAT. Um maior pico de temperatura, maior tempo de ciclo de polimerização e maior tempo de espera para o teste, resultaram em amostras mais resistentes.

A fragilidade das RAAT também pode estar associada à técnica de polimerização e a possível retenção de monômero residual. Qualquer melhora na resistência mecânica pode ser obtida com a aplicação de elementos que podem influenciar positivamente a cura dessas resinas (CAUL; SCHOONOVER, 1949).

2.3.2.1 Resistência flexural

Embora a resina acrílica seja o principal componente na confecção de placas oclusais, algumas apresentam fratura por queda do aparelho ou por fadiga do material diante do uso (YAMAMOTO et al., 2009). Um dos fatores relacionados à fratura é a resistência flexural desse material (SILVA et al., 2011). Essa propriedade de grande valia, apresentada pelas resinas, pode ser explicada pelo desenvolvimento inicial de microfraturas nas áreas onde se concentram as tensões até a ruptura completa do material (SOARES et al., 2008).

A resistência flexural pode ser entendida como a capacidade de um determinado material em resistir às forças que provocam a sua curvatura sem ser fraturado ou sofrer deformação excessiva (XIBLE et al., 2006). As causas de fratura por fadiga das resinas estão relacionadas com a resistência destes materiais à flexão, e em virtude disso são desenvolvidos meios de reforço e/ou de tratamentos para a resina acrílica objetivando melhoras nessa propriedade (OGLIARI et al., 2004, PAVAN et al., 2005; PAES JUNIOR et al., 2006). Essa propriedade mecânica deve apresentar valores compatíveis com os padrões estabelecidos nas normas, promovendo assim uma maior longevidade do aparelho protético, desde que se mantenham os aspectos de confecção próprios das próteses (CRAIG, 1993).

Vários fatores podem interferir na resistência flexural das RAAT, dentre eles pôde-se destacar os diferentes ciclos de polimerização. Desse modo, os valores de resistência à flexão de RAAT tratada com energia de microondas podem ser aumentadas quando o ciclo de 1 minuto a 650W foi utilizado (SILVA et al., 2011). Entretanto, não foram encontradas diferenças significativas nos valores de resistência à flexão quando foram empregados os ciclos de microondas por 2 minutos e meio a 400W, ou o ciclo em banho de água quente por 8h a 74°C (REITZ; SANDERS; LEVIN, 1985).

Outro fator que pode desencadear falhas ou deficiência de resistência mecânica de placas em resina acrílica é a presença de poros. A formação de poros pode ser

causada por diversos fatores, que podem estar relacionados com o tipo de resina acrílica sua manipulação e o ciclo de polimerização, além da própria espessura da base da prótese (OHASHI, 1961; GAY; KIND, 1979; FIRTELL; HARMAN, 1983; LEVIN; SANDERS; REITZ, 1989; ALKHATIB, 1990).

A existência de porosidade em corpos de prova de RAAT é reduzida nos ciclos de polimerização convencional em banho de água quente em que corpos de prova são prensados nas fases plástica e borrachóide, com um período de descanso de 24 horas (PAES JUNIOR et al., 1999).

Os processos de polimerização com longa duração levam à eliminação de porosidade, em contrapartida, submeter um grande volume do material a uma temperatura acima daquela na qual se desencadeia a polimerização num espaço de tempo curto favorece a ocorrência de porosidades (KIMPARA et al., 1999). Essas porosidades internas concentram tensões quando a resina é submetida a uma carga qualquer, reduzindo, dessa forma, o valor da resistência flexural do material (DONOVAN; TURST; CAMPAGNI, 1985; ANUSAVICE, 1996).

2.3.2.2 Absorção de água e de saliva artificial na RAAT

Resinas acrílicas quando imersas em água sofrem alteração dimensional resultante da absorção de água. Esta embebição, embora não muito grande, resulta em um entumescimento, que ocorre, na sua maior parte, após duas semanas de imersão em água destilada à temperatura ambiente (BRADEN, 1964).

A resina acrílica à base de PMMA absorve água quando colocada em um meio aquoso por um mecanismo primário de difusão (ANUSAVICE, 1996; TSUBOI; OZAWA; WATANABE, 2005). Essa absorção é devida primordialmente às propriedades polares das moléculas de resina, mostrando que o mecanismo ocorre por difusão das moléculas de água, conforme as leis de difusão (PHILLIPS, 1986).

A introdução de moléculas de água dentro da massa polimerizada interfere no entrelaçamento da cadeia polimérica e, portanto, pode atuar como um plastificante, alterando as características do polímero resultante (ANUSAVICE, 1996). A ocorrência de tal efeito é caracterizada por uma maior mobilidade entre as cadeias do polímero, fazendo com que a água absorvida ocupe espaços entre essas cadeias (PERO, 2008).

A imersão em água destilada a 37°C por uma semana produz um aumento das distorções das bases de dentadura, estatisticamente significativa, ao nível de 5%, indicando que a sorção de água e o calor permitem a liberação de tensões, induzidas na polimerização, ocasionando um maior afastamento das bases (PARANHOS et al., 1992)

A saliva é o líquido que umedece a cavidade bucal, sendo secretada por todas as glândulas salivares, apresenta como funções à proteção da mucosa bucal e dos dentes, defesa através da lisozima, formação do bolo alimentar; digestão inicial de polissacarídeos, como o amido e o glicogênio; regulação do pH do meio bucal a 6,9, pelos tampões salivares, mucina, bicarbonato e monofosfato, evitando as lesões produzidas pelo excesso de ácidos e bases; e autóclise ou autolimpeza da boca através dos movimentos mastigatórios. Por se tratar de um líquido, a saliva pode promover alterações dimensionais em aparelhos protéticos ou órteses oclusais (EDGAR; O'MULLANE, 1999; ARANHA, 2002).

3 OBJETIVO

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a resistência flexural de resinas acrílicas termicamente ativadas empregadas em órteses oclusais.

3.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Comparar se o método de polimerização, convencional ou por energia de microondas, interfere na resistência flexural das RAAT.
- b) Avaliar o efeito da saliva artificial sobre a resistência flexural das resinas estudadas.
- c) Verificar se tempo exerce influência sobre a resistência flexural das resinas estudadas.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 MATERIAL

Tabela 1. Tipo de material, fabricante e nome comercial.

Tipo	Fabricante	Nomes Comercias
RAAT polimerizada através do método convencional	VIPI produtos odontológicos Ltda., São Paulo.	VIPI CRIL PLUS®
RAAT polimerizada através da energia de microondas	VIPI produtos odontológicos Ltda., São Paulo.	VIPI WAVE®
Monômero para RAAT polimerizada através do método convencional	VIPI produtos odontológicos Ltda., São Paulo.	MONÊMERO VIPI CRIL PLUS®
Monômero para RAAT polimerizada através da energia de microondas	VIPI produtos odontológicos Ltda., São Paulo	MONÊMERO VIPI WAVE®

4.2 MÉTODOS

4.2.1 Confeção dos corpos de prova

Para a obtenção dos corpos de prova utilizados nesse estudo, foram selecionadas as RAAT VIPI CRIL PLUS e VIPI WAVE. Essas resinas são empregadas rotineiramente na confecção de bases de prótese, aparelhos ortodônticos e órteses oclusais (BARBOSA, 2003).

A confecção e realização dos ensaios mecânicos dos espécimes foram realizados seguindo os parâmetros determinados pela especificação nº 12 da ADA (American Dental Association) (ADA, 1975) e pela norma para ensaios mecânicos ASTM D-790-10 (2010).

O estudo em questão foi do tipo experimental (*in vitro*), no qual foi testada uma resinas acrílicas por polimerização convencional e outra por energia de microondas, armazenadas em saliva artificial, fabricada em uma farmácia de manipulação (Dilecta Farmácia de manipulação e Homeopatia-João Pessoa-Brasil) ou em água destilada, obtida no Departamento de Química da Universidade Estadual da Paraíba- UEPB, durante o período de 7 e 15 dias. A composição das substâncias e os fabricantes estão descritos no Quadro 2.

Tabela 2. Substâncias, composições e fabricantes.

Substâncias	Composições	Fabricante
Saliva artificial	Cloreto de potássio 0,96g Cloreto de sódio 0,67g Cloreto de magnésio 0,04g Fosfato de potássio 0,27g Cloreto de cálcio 0,12g Nipagin 0,01g Carboxil metil celulose 8g Sorbitol 24g Água purificada q.s.p. 1000mL	Dilecta Farmácia de manipulação e Homeopatia-João Pessoa- Brasil
Água destilada		Departamento de Química da Universidade Estadual da Paraíba

4.2.1.1 Confeção das matrizes metálicas

Foram confeccionadas 12 matrizes metálicas em aço inoxidável no formato de barras retangulares com arestas nítidas nas dimensões de 67 mm x 12,5 mm x 2,55 mm de acordo com a especificação nº 12 da ADA (American Dental Association) (ADA, 1975) (Figura 1). Estas medidas foram propositalmente maiores que as exigidas para o corpo de prova, com o objetivo de permitir um correto acabamento com lixas d'água sem comprometer os valores finais de dimensionamento.



Figura 1- Matrizes metálicas.

4.2.1.2 Adaptação das matrizes metálicas

As matrizes metálicas, previamente confeccionadas, foram isoladas com vaselina sólida e adaptadas sobre o gesso pedra tipo III incluído em muflas metálicas para o ciclo de polimerização convencional e muflas de plástico reforçadas com fibras de vidro para o ciclo de polimerização por energia de microondas.

4.2.1.2.1 Inclusão em mufla convencional

A mufla convencional (figura 2) foi previamente isolada com vaselina sólida (Figura 3) e preenchida com o gesso pedra tipo III (Herodent Soli-Rock, Vigodent) manipulado em cuba plástica com o auxílio de uma espátula de metal, sobre o qual foram posicionadas três matrizes metálicas com distanciamento de 1 cm entre cada uma delas (Figura 4).



Figura 2- Mufla convencional.



Figura 3- Mufla isolada com vaselina.



Figura 4- Adaptação das matrizes metálicas em mufla convencional.

Sobre as matrizes metálicas foram colocados silicona de condensação (Zetalabor – Zhermack) (Figuras 5 e 6) para formar uma matriz de silicona facilitando assim a confecção das barras de resina acrílica.



Figura 5- Silicona de condensação (Zetalabor).



Figura 6- Zetalabor sobre as matrizes metálicas.

Após esta fase a contra mufla foi preenchida com gesso pedra tipo III (Herodent Soli-Rock, Vigodent) (Figura 7) e submetida na prensa hidráulica a uma carga de 1250 kgf (Figura 8). Após a presa do gesso a contra mufla foi removida ficando, assim, visível a cópia negativa das matrizes metálicas na silicona de condensação (Figura 9).



Figura 7- Preenchimento da mufla com gesso pedra tipo III.



Figura 8- Prensa hidráulica com 1250kgf.

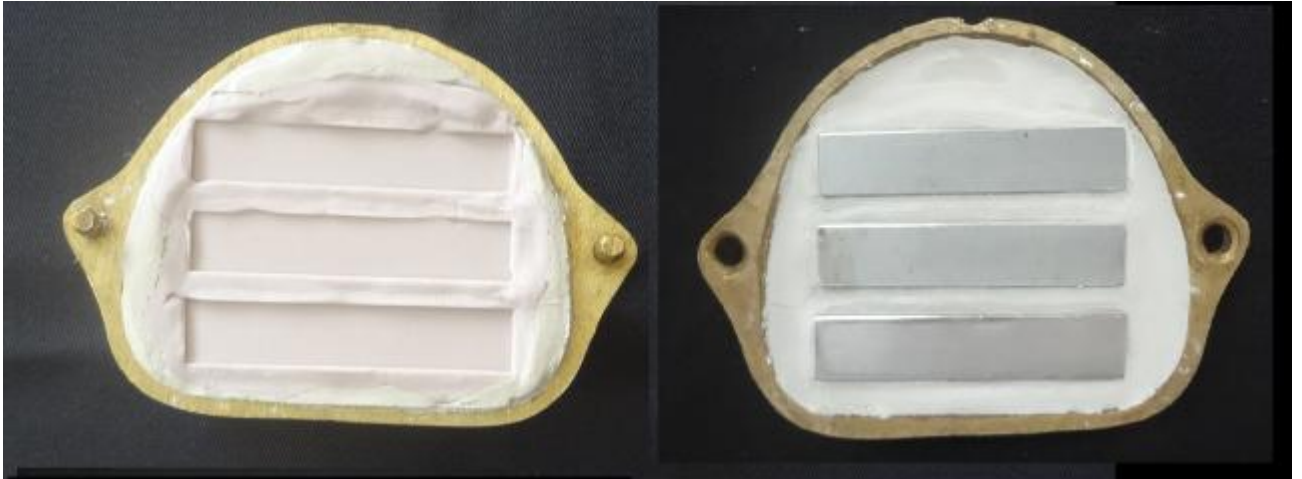


Figura 9- Cópia negativa das matrizes metálicas na sílica de condensação.

4.2.1.2.2 Inclusão em mufla específica para microondas

Os passos são semelhantes à inclusão em mufla convencional, diferindo a mufla específica para polimerização em microondas (10).



Figura 10- Mufla específica para polimerização em microondas

Primeiramente foi realizado o isolamento da mufla com vaselina sólida. Em seguida, preenchimento da mufla com gesso pedra tipo III e logo após, as matrizes

metálicas foram posicionadas (também três matrizes metálicas com distanciamento de 1 cm entre cada uma delas) (Figura 11).



Figura 11- Posicionamento das matrizes metálicas sobre o gesso

Sobre as matrizes metálicas foram colocados silicons de condensação (Zetalabor – Zhermack) (Figura 12) para formar uma matriz de silicons facilitando assim a confecção das barras de resina acrílica.



Figura 12- Zetalabor sobre as matrizes metálicas

Após esta fase a contra mufla foi preenchida com gesso pedra tipo III (Herodent Soli-Rock, Vigodent) e submetida na prensa hidráulica a uma carga de 1250 kgf. Após a

presa do gesso a contra mufla foi removida ficando, assim, visível as barras de metal incluídas na matriz de silicona.

4.2.1.2.3 Inclusão da resina e prensagem

Feita a remoção destas barras metálicas, o gesso presente na mufla e contra mufla recebeu duas camadas de isolante para gesso (CEL LAC SS White) (Figura 13), em seguida fez-se a manipulação da resina acrílica em pote paladon (Figura 14) nas proporções especificadas pelo fabricante, independentemente o processo de polimerização, se convencional ou por microondas, (6,5 ml de monômero e 14g (19 ml) de resina, sendo esta medida obtida após pesagem em balança digital (Figura 15). Quando a resina atingiu sua fase plástica foi acomodada nos espaços obtidos sobre a silicona de condensação preenchendo-os completamente (Figura 16). Logo em seguida a resina foi coberta por um filme plástico de polietileno de alta densidade e então a mufla foi levada à prensa hidráulica para que a prensagem ocorresse de forma lenta e gradual, até se estabelecer uma pressão inicial de 750 Kgf e final de 1000 kgf. Após retirar o filme plástico e o excesso de material, a mufla foi fechada novamente e realizou-se a prensagem definitiva (1000/1250 kgf)



Figura 13- Isolante Cel Lac (SS White)



Figura 14- manipulação da resina acrílica em pote paladon



Figura 15- Balança digital

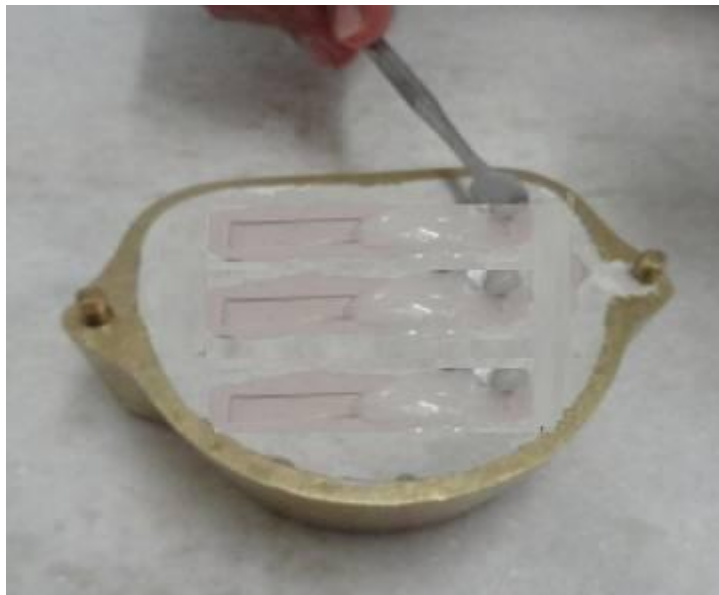


Figura 16- Preenchimento da cópia negativa em silicona com resina acrílica

4.2.1.3 Polimerização e demuflagem

Antes de polimerizar, a resina descansou por 20 minutos. Em seguida a mufla foi levada à panela de alumínio e ao forno microondas conforme o tipo de resina utilizado. Os corpos de prova foram polimerizados conforme a indicação do fabricante, ou seja, da seguinte forma:

G1: Polimerização convencional: A mufla foi acomodada, de acordo com as recomendações do fabricante, em uma panela com 3 litros de água fria, ligou-se o fogão com chama baixa por 30 minutos, então a chama foi aumentada e manteve-se a fervura por uma hora e meia, em seguida, desligou-se a chama.



Figura 17- Panela de alumínio

G2: Polimerização por microondas: A mufla foi acomodada em forno doméstico de microondas (Eletrolux), equipado com prato giratório, com potência de 800 W de acordo com as recomendações do fabricante, ou seja, vinte minutos com 10/20% de potência (ou baixa/descongelar) e mais cinco minutos com 50/60% da potência recomendada (ou média) (Figura18).



Figura 18- Forno de microondas- Eletrolux

Após o resfriamento das muflas, seguiu-se o processo de demuflagem, ou seja, a separação dos blocos de resina do gesso.

4.2.1.4 Acabamento e polimento dos corpos de prova

Após a demuflagem, os corpos de prova foram submetidos a acabamento e polimento pelo método mecânico no laboratório de metalografia (LabMET) da UFCG. As amostras foram submetidas, em lixadeira manual sob refrigeração constante, a uma seqüência de três lixas d'água para polimento de diferentes granulações de carbetos de silício n° 400, 600 e 1200 (Norton, São Palo, Brasil) em ordem decrescente de granulações até atingirem as dimensões adequadas. Para o polimento final, foi usado um disco de feltro embebido em solução diamantada com granulometria de $1\mu\text{m}$, $0,3\mu\text{m}$ e $0,05\mu\text{m}$ (Buehler), em uma polidora automática Politriz Universal APL-4 (Arotec, Cotia, SP, Brasil), durante um minuto para cada solução diamantada.

A aferição dos corpos-de-prova foi realizada com paquímetro digital (Stainless Harddened) até atingirem as dimensões de 65mm de comprimento 10 mm de largura e 2,5 mm de espessura (Figuras 19, 20 e 21).



Figura 19- Aferição dos corpos de prova



Figura 20- Aferição dos corpos de prova



Figura 21- Aferição dos corpos de prova

4.2.1.5 Divisão dos grupos

Após a polimerização, acabamento e polimento dos corpos de prova em resina acrílica, estes foram distribuídos em dois grupos, ficando 10 corpos-de-prova para cada grupo (n:10), para cada substância (água destilada e saliva artificial), referente a cada intervalo de tempo 7 e 15 dias, totalizando 80 corpos-de-prova (Tabela 3).

Tabela 3. Distribuição dos grupos de acordo com o tipo de resina, solução testada e intervalo de tempo onde (G1, G2, G3, G4) correspondem à polimerização convencional (resina VIPI CRIL PLUS®), (G5, G6, G7 e G8) correspondem polimerização por energia de microondas (resina VIPI WAVE ®), o grupo (C) corresponde ao grupo controle e o grupo (T) ao teste.

Grupo	Resina	Substância	Tempo (dias)	(n=80)
G1	VIPI CRIL PLUS®	Água destilada (C)	7	10
G2		Água destilada (C)	15	10
G3		Saliva artificial (T)	7	10
G4		Saliva artificial (T)	15	10
G5	VIPI WAVE®	Água destilada (C)	7	10
G6		Água destilada (C)	15	10
G7		Saliva artificial (T)	7	10
G8		Saliva artificial (T)	15	10

Após a distribuição e armazenamento nas soluções anteriormente citadas, os grupos foram colocados em estufa bacteriológica a 37° (figura 22) onde permaneceram durante o período de 7 e 15 dias até a realização dos testes laboratoriais.



Figura 22 - Estufa bacteriológica.

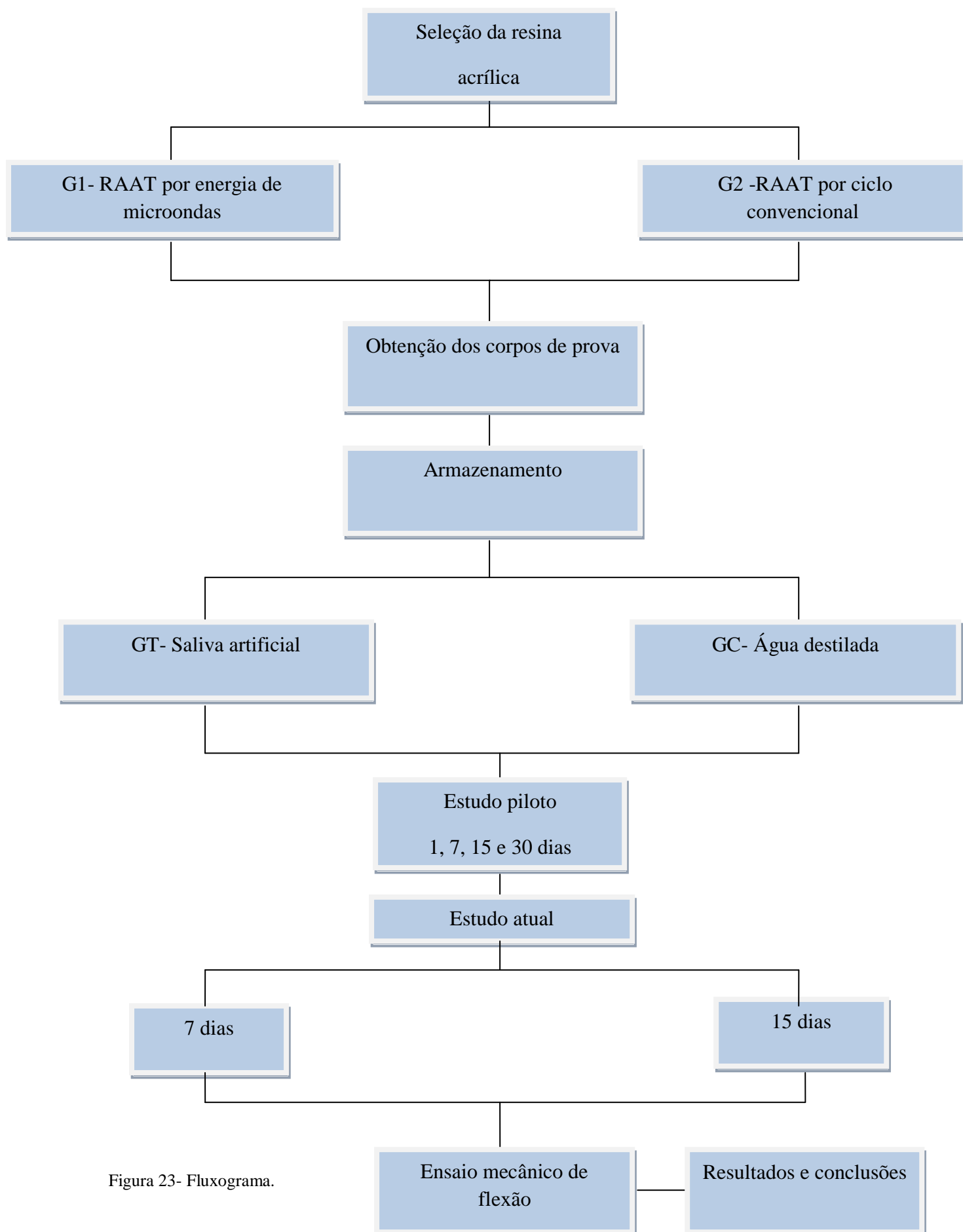


Figura 23- Fluxograma.

4.2.3 Estudo piloto

Inicialmente foi realizado um estudo piloto utilizando-se as etapas descritas anteriormente, para que a partir dele, fosse estabelecido o intervalo de tempo a ser estudado. Nesse estudo foram utilizados um total de 48 corpos de prova (n=48), divididos em grupos de acordo com o tipo de polimerização empregado (convencional ou microondas), com os tipos de substâncias armazenadas (saliva artificial ou água destilada) e segundo o intervalo de armazenamento (1, 7, 15 e 30 dias) (Tabela 4), onde os ensaios foram realizados em triplicata.

Tabela 4. Distribuição dos grupos de acordo com o tipo de resina, solução testada e intervalo de tempo onde (G1, G2, G3, G4, G5, G6, G7 e G8) correspondem à polimerização convencional (resina VIPI CRIL PLUS), (G9, G10, G11, G12, G12, G14, G15 e G16) correspondem a polimerização por energia de microondas (resina VIPI WAVE), o grupo (C) corresponde ao grupo controle e o grupo (T) ao teste.

Grupo	Resina	Substância	Tempo (dias)	(n=48)
G1	VIPI CRIL PLUS®	Água destilada (C)	1	3
G2		Água destilada (C)	7	3
G3		Água destilada (C)	15	3
G4		Água destilada (C)	30	3
G5		Saliva artificial (T)	1	3
G6		Saliva artificial (T)	7	3
G7		Saliva artificial (T)	15	3
G8		Saliva artificial (T)	30	3
G9	VIPI CRIL WAVE®	Água destilada (C)	1	3
G10		Água destilada (C)	7	3
G11		Água destilada (C)	15	3
G12		Água destilada (C)	30	3
G13		Saliva artificial (T)	1	3
G14		Saliva artificial (T)	7	3
G15		Saliva artificial (T)	15	3
G16		Saliva artificial (T)	30	3

Objetivando alcançar um resultado estatisticamente significativo, optou-se pela exclusão dos períodos 1 e 30 dias, permanecendo o estudo com os intervalos de 7 e 15 dias, com um maior número de corpos de prova ($n=80$), onde os ensaios foram realizados com 10 repetições.

4.2.4 Ensaio mecânico de flexão

O ensaio mecânico para registro da resistência flexural e cálculo do módulo de elasticidade foi realizado através de um teste de carga em três pontos. Os testes foram executados através de uma máquina universal de ensaios Instron 5582 (Instron Ltda. São Paulo-SP) (Figura 24), no Laboratório de Materiais e Estruturas Ativas (LaMMEA) no departamento de engenharia mecânica da UFCG, onde foram seguidos os parâmetros estabelecidos pela norma ASTM D-790-10 (2010).



Figura 24 Instron 5582

Ao final de cada intervalo de tempo (7e 15 dias) os corpos de prova foram submetidos ao teste de ensaio de resistência flexural de três pontos continuamente até a fratura, os quais consistem de dois apoios localizados a 50mm um do outro e carga de flexão aplicada no centro do corpo-de-prova (BASTOS, 2003).

O teste foi executado com o auxílio de uma célula de carga de 100N, partido de 0 até 100N, com aumento gradativo de 5N, sendo que a máquina foi configurada para exercer uma pré-carga inicial de 0,5N (BASTOS, 2003). A velocidade do cabeçote foi constante em 5mm/min (Figura 25).

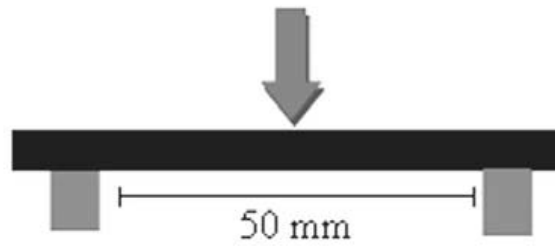


Figura 25- Esquema do ensaio de resistência flexural em três pontos mostrando o corpo de prova centralizado (em preto), em contato com as hastas paralelas entre si de um suporte metálico e aplicação da força por meio de uma célula de carga de 100N (seta) (BASTOS, 2003)

Essa situação cria tensões de natureza complexa (Figura 26), com o início da fratura na zona de aplicação da carga, com formação de microtrincas, e o seu término na área de tração. Os corpos-de-prova foram submetidos à carga compressiva até a fratura (Figura 27).



Figura 26- Tensões de natureza complexa.



Figura 27- Corpo de prova fraturado.

Aqueles que não fraturaram foram permitidos à deformação (figura 28) até uma deflexão máxima de mm registrado pela máquina de teste, a partir do qual o ensaio era interrompido.



Figura 28- Deformação do corpo de prova.

O valor máximo, em Kgf, obtido em cada amostra, fraturada ou não, foi registrado com seu respectivo gráfico, através do programa próprio da máquina Instron.

4.2.4.1 Cálculo da resistência flexural

Os valores em, MPa, da resistência flexural (σ) foram obtidos utilizando a seguinte fórmula:

$\sigma = 3FI/2 bh^2$, onde F é a carga máxima em Newton; i a distância entre os suportes, isto é, 50mm; b a largura dos espécimes e h a altura dos espécimes (BASTOS, 2003).

Para se obter o valor em Newton suportado por cada corpo-de-prova, multiplicou-se o valor em kgf registrado pela máquina Instron pelo valor aproximado da força de gravidade, ou seja 9,807.

4.2.5 Análise estatística

Os resultados da resistência flexural consistiram em 40 (quarenta) valores numéricos, cada um, resultante do inter cruzamento de 8 (oito) grupos, sendo 2 (dois) métodos de polimerização, 2 (dois) intervalos de tempo e 2 (duas) substâncias e 10 (dez) repetições. Os dados foram tabulados e analisados no software PASW (Versão 21). Foram feitas análises descritivas de tendência central (média) e de dispersão (desvio padrão). Foram realizadas ainda, duas Análises de Variância Fatorial (ANOVA Fatorial), assim como a descrição de algumas comparações por meio dos gráficos dos intervalos de confiança. Aceitou-se uma significância estatística de $p \leq 0,05$.

5 RESULTADOS

O presente estudo avaliou a resistência flexural de resinas acrílicas termicamente ativadas empregadas em órteses oclusais. Para tanto foi realizado um estudo piloto (n=6), no qual foram avaliadas as seguintes variáveis: tipo de polimerização e tempo de armazenamento.

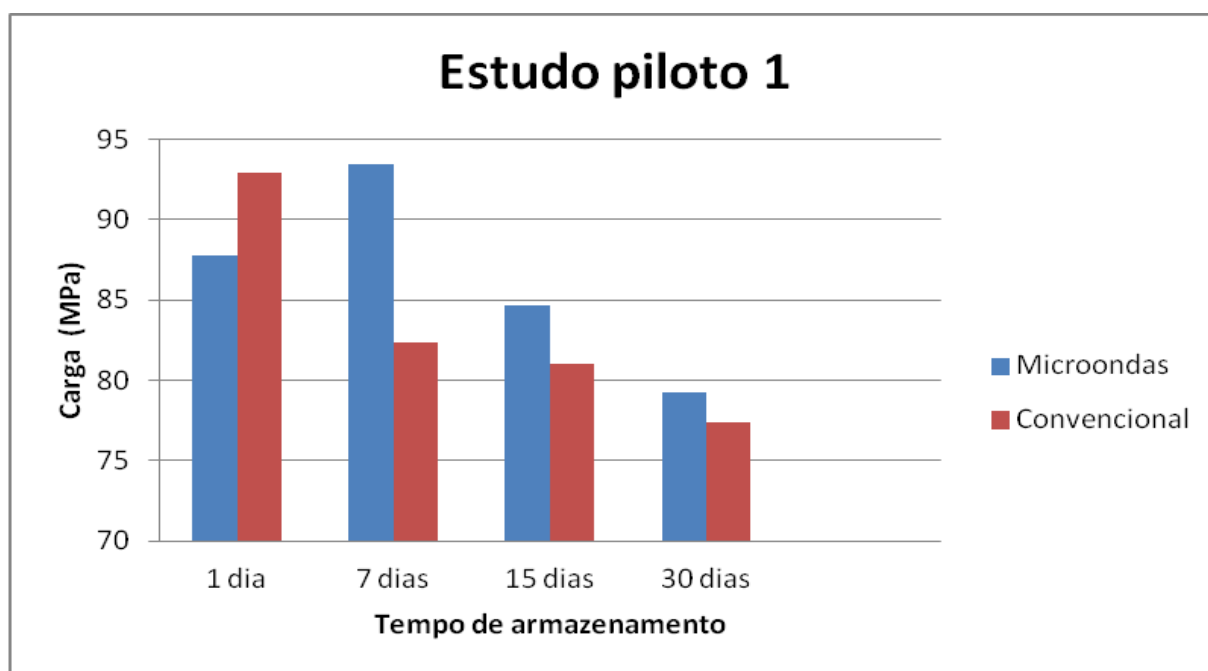
A tabela 5 deste estudo relata as médias e respectivos desvios padrões das condições do teste. Para a condição de polimerização por energia de microondas a maior média observada foi no 7º dia enquanto que na condição de polimerização convencional a maior média foi observada no 1º dia. De forma geral, considerando os dois métodos de polimerização simultaneamente, o 1º dia foi o que apresentou maior média de resistência. Acrescenta-se que, excetuando o caso do 7º dia da condição de polimerização por energia de microondas, em todos os casos houve uma progressiva perda da resistência no decorrer dos dias. No gráfico 1 observa-se a correlação da resistência flexural com as variáveis tempo de armazenamento e técnica de polimerização.

Tabela 5. Descrição das condições do teste do estudo piloto

Variável dependente: Resistência flexural

Polimerização	Tempo	Média	Desvio padrão	N
Microondas	1 dia	87,76	8,77	6
	7 dias	93,45	3,59	4
	15 dias	84,65	6,56	6
	30 dias	79,22	3,15	6
	Total	85,62	7,60	22
Convencional	1 dia	92,92	7,45	6
	7 dias	82,35	15,98	6
	15 dias	81,07	20,95	6
	30 dias	77,36	11,79	6
	Total	83,43	15,10	24
Total	1 dia	90,34	8,21	12
	7 dias	86,79	13,38	10
	15 dias	82,86	14,92	12
	30 dias	78,29	8,29	12
	Total	84,47	12,03	46

Gráfico 1- Gráfico comparativo do estudo piloto, correlacionando a resistência flexural com as variáveis tempo de armazenamento e técnica de polimerização.



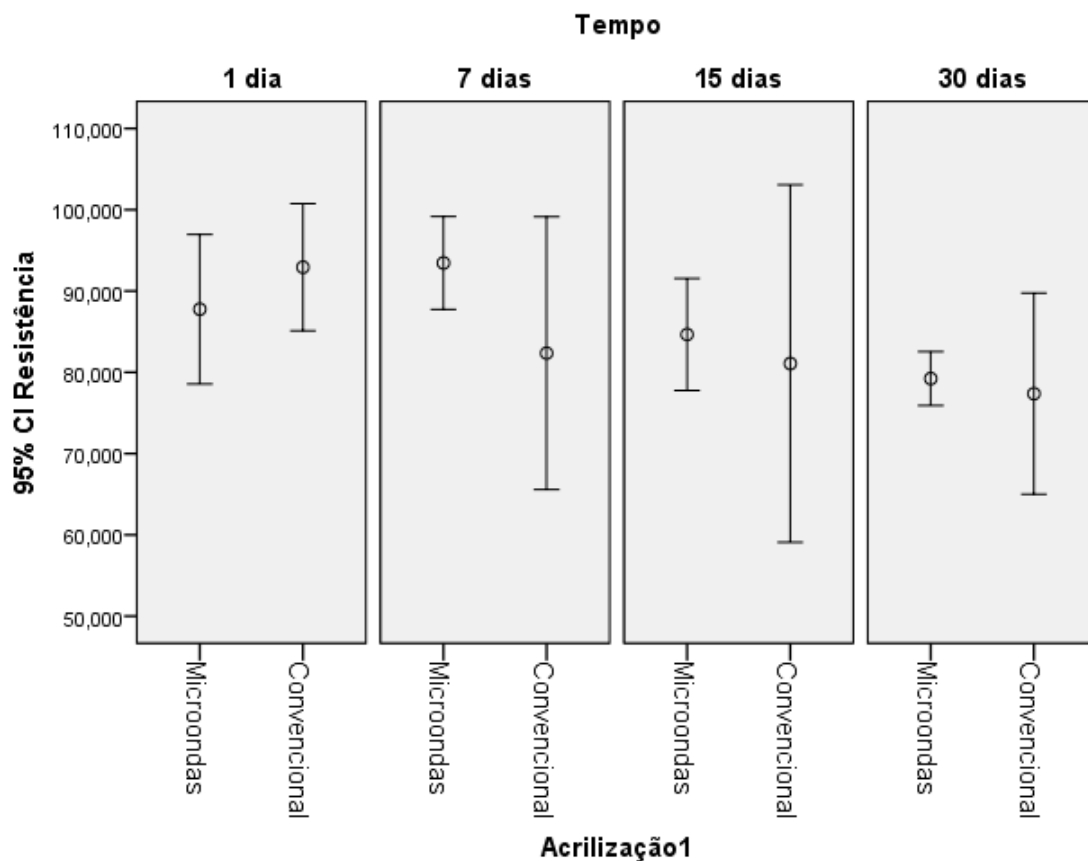
Considerando as condições do experimento e os objetivos da presente pesquisa, foi realizada uma Análise de Variância Fatorial (ANOVA) (tabela 5) para verificar as múltiplas comparações dentre as variáveis testadas. Apesar das diferenças de médias encontradas na tabela 5, não foi encontrado nenhum efeito estatisticamente significativo, conforme se observa na tabela 6.

Tabela 6. Teste dos efeitos sob a resistência flexural da resina

Fonte	F	Sig.	Eta parcial quadrado
Modelo corrigido	1,46	0,21	0,21
Tipo de polimerização	0,67	0,41	0,01
Tempo	2,50	0,07	0,16
Tipo de polimerização * Tempo	0,88	0,45	0,06

Salienta-se que a variável tempo foi a que obteve um coeficiente de significância mais próximo do aceitável na pesquisa ($p \leq 0,07$), dessa forma foi feito um gráfico de intervalo de confiança para observar em que medida as médias de resistência do tempo poderiam se diferenciar (Figura 29).

Figura 29-. Intervalos de confiança das polimerizações entre os dias dos testes.



De fato, os intervalos de confiança da Figura 29 ratificam o que foi encontrado com a ANOVA Fatorial, estes estão se sobrepondo ficando difícil afirmar que as diferenças encontradas entre as médias das condições experimentais não se devam a variações na técnica de processamento. No entanto, quando se observa e compara o 1º dia e 30º dia, as diferenças se tornam mais acentuadas, assim sendo é possível que não

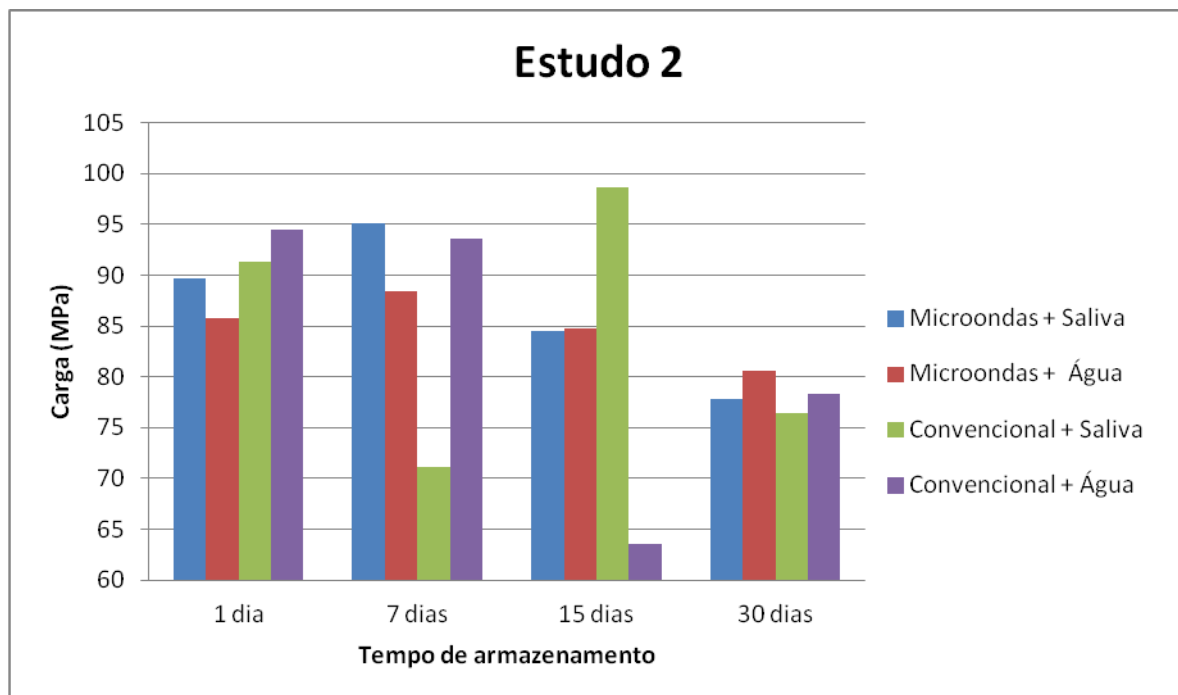
tenha sido encontrado nenhum resultado significativo em decorrência do pequeno número de corpos de prova do estudo piloto.

Ainda no estudo piloto (n=3), foram avaliadas as seguintes variáveis: tipo de polimerização, tempo de armazenamento e substâncias (saliva e água destilada). Os resultados desse estudo, estão descritos na tabela 7 que relata as médias e respectivos desvios padrões das condições do teste. Para a condição de polimerização por energia de microondas, armazenado em saliva artificial a maior média foi observada no 7º dia, enquanto que na condição de polimerização convencional a maior média foi observada para a mesma substância foi no 15º dia. De forma geral, considerando os dois métodos de polimerização simultaneamente, o grupo formado pela polimerização convencional e armazenamento em saliva artificial foi o que apresentou maior média de resistência que podem ser visualizadas também no gráfico de comparações entre as variáveis (Gráfico 2).

Tabela 7. Descrição das condições do teste do estudo piloto, incluindo substância armazenada

Variável dependente: Resistência					
Polimerização	Substância	Tempo	Média	Desvio	N
Microondas	Saliva Artificial	1 dia	89.71300	5.68257	3
		7 dias	95.14133	1.53446	3
		15 dias	84.52367	1.41378	3
		30 dias	77.86933	1.35499	3
		Total	86.81183	7.17296	12
	Água Destilada	1 dia	85.82067	12.1955	3
		7 dias	88.40800		1
		15 dias	84.78200	10.2873	3
		30 dias	80.57800	4.19190	3
	Total	84.19500	8.23423	10	
	Total	1 dia	87.76683	8.77235	6
		7 dias	93.45800	3.59223	4
15 dias		84.65283	6.56896	6	
30 dias		79.22367	3.15662	6	
Total		85.62236	7.60182	22	
Convencional	Saliva Artificial	1 dia	91.36500	5.77885	3
		7 dias	71.12367	12.9620	3
		15 dias	98.67200	5.77890	3
		30 dias	76.44867	12.1620	3
		Total	84.40233	14.2717	12
	Água Destilada	1 dia	94.48533	9.91826	3
		7 dias	93.58767	9.61660	3
		15 dias	63.48100	11.6358	3
		30 dias	78.28533	14.0526	3
	Total	82.45983	16.4748	12	
	Total	1 dia	92.92517	7.45840	6
		7 dias	82.35567	15.9870	6
15 dias		81.07650	20.9532	6	
30 dias		77.36700	11.7969	6	
Total		83.43108	15.1065	24	
Total	Saliva Artificial	1 dia	90.53900	5.20513	6
		7 dias	83.13250	15.5306	6
		15 dias	91.59783	8.61454	6
		30 dias	77.15900	7.77857	6
		Total	85.60708	11.1146	24
	Água Destilada	1 dia	90.15300	11.0165	6
		7 dias	92.29275	8.26800	4
		15 dias	74.13150	15.2515	6
		30 dias	79.43167	9.35927	6
	Total	83.24855	13.1153	22	
	Total	1 dia	90.34600	8.21713	12
		7 dias	86.79660	13.3852	10
15 dias		82.86467	14.9219	12	
30 dias		78.29533	8.29022	12	
Total		84.47909	12.0346	46	

Gráfico 2- Gráfico comparativo do estudo piloto, incluindo a variável substância armazenada.



Considerando as condições do experimento e os objetivos da presente pesquisa, foi realizado uma Análise de Variância Fatorial (ANOVA) (tabela 8) para verificar as múltiplas comparações dentre as múltiplas condições testadas. Foi encontrado um efeito estatisticamente significativo do tempo sob a resistência. Sendo assim, utilizou-se o teste *Post Hoc* de Bonferroni para verificar onde estava a diferença (Tabela 9).

Tabela 8. Análise de Variância Fatorial (ANOVA FATORIAL)

Fonte	F	Sig.
Acrilização	0,77	0,387
Saliva	0,48	0,490
Tempo	3,93	0,018
Acrilização * Saliva	0,00	0,996
Acrilização * Tempo	1,11	0,359
Saliva * Tempo	1,97	0,08
Acrilização * Saliva * Tempo	1,97	0,08

A tabela 9 expressa às comparações dos tempos com a média da resistência.

Observou-se que o 1º dia obteve uma média significativamente maior que 30º dia.

Tabela 9. Comparação da resistência quanto ao tempo

(I) Tempo1	(J) Tempo1	Diferença média (I-J)	Sig.	Intervalo de confiança 95%	
				Limite inferior	Limite superior
1 dia	7 dias	3,54	1,000	-7,34	14,44
	15 dias	7,48	,305	-2,90	17,86
	30 dias	12,05	,016	1,66	22,43
7 dias	1 dia	-3,54	1,000	-14,44	7,34
	15 dias	3,93	1,000	-6,96	14,82
	30 dias	8,50	,212	-2,39	19,39
15 dias	1 dia	-7,48	,305	-17,86	2,90
	7 dias	-3,93	1,000	-14,82	6,96
	30 dias	4,56	1,000	-5,81	14,95
30 dias	1 dia	-12,05	,016	-22,43	-1,66
	7 dias	-8,50	,212	-19,39	2,39
	15 dias	-4,56	1,000	-14,95	5,81

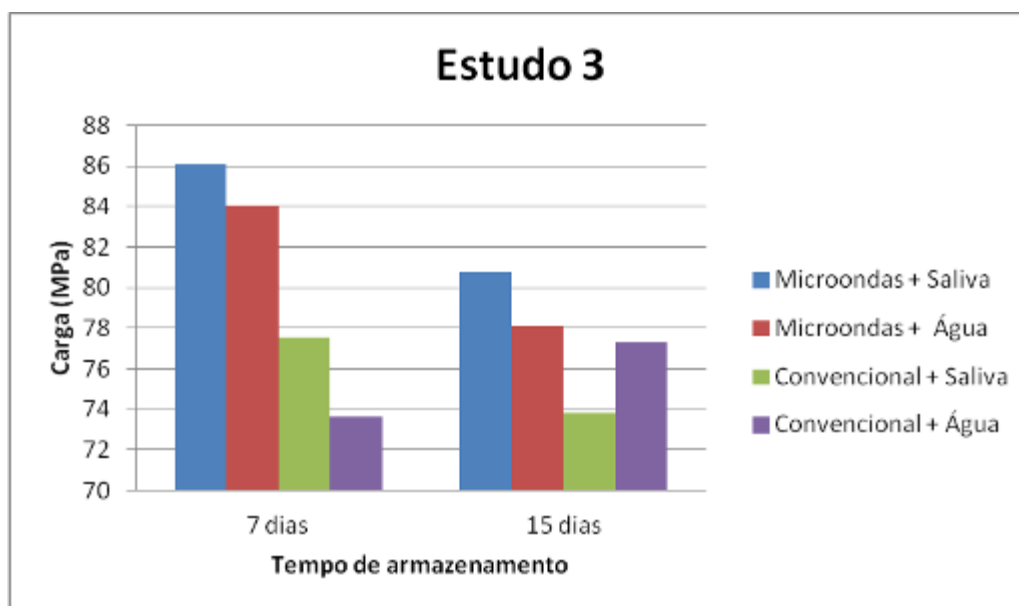
Diante dos resultados obtidos no estudo piloto, iniciou-se um segundo estudo (estudo atual) com o intuito de aumentar o número de corpos de provas e assim obter um poder estatístico capaz de identificar um efeito estatisticamente significativo. Para este estudo foram considerados os intervalos de 7 e 15 dias de imersão nas substâncias testadas, uma vez que, no estudo piloto, esses intervalos não apresentaram diferença estatisticamente significativa.

Pôde-se observar, na tabela 10, que a polimerização por energia de microondas apresentou maior média de resistência no 7º dia tanto para a condição de saliva artificial quanto para a condição de água destilada. Esse padrão não foi observado na polimerização convencional, pois se na condição de saliva artificial, o 7º dia apresentou maior média de resistência, para a condição e água destilada a maior média de resistência foi para o 15º dia (gráfico3).

Tabela 10. Descrição das condições do teste do 2º estudo

Variável dependente: Resistência					
Acrilização	Substância	Tempo	Média	Desvio padrão	N
Microondas	Saliva artificial	7 dias	86,05870	14,741653	10
		15 dias	80,78670	6,486901	10
		Total	83,42270	11,409912	20
	Água destilada	7 dias	84,08138	9,246668	8
		15 dias	78,14660	9,615070	10
		Total	80,78428	9,662214	18
	Total	7 dias	85,17989	12,299522	18
		15 dias	79,46665	8,096834	20
		Total	82,17292	10,560734	38
Convencional	Saliva artificial	7 dias	77,56030	14,269333	10
		15 dias	73,79350	16,068978	10
		Total	75,67690	14,916218	20
	Água destilada	7 dias	73,63420	12,255380	10
		15 dias	77,31770	17,080595	10
		Total	75,47595	14,591473	20
	Total	7 dias	75,59725	13,101517	20
		15 dias	75,55560	16,241158	20
		Total	75,57643	14,564702	40
Total	Saliva artificial	7 dias	81,80950	14,778159	20
		15 dias	77,29010	12,454447	20
		Total	79,54980	13,682187	40
	Água destilada	7 dias	78,27739	11,968924	18
		15 dias	77,73215	13,496982	20
		Total	77,99042	12,627036	38
	Total	7 dias	80,13639	13,459664	38
		15 dias	77,51113	12,820564	40
		Total	78,79010	13,116674	78

Gráfico 3- Gráfico comparativo do segundo estudo (estudo atual).



Assim como no estudo piloto foi realizado uma Análise de Variância Fatorial (ANOVA FATORIAL) (tabela 11) para verificar as múltiplas comparações dentre as condições testadas. Foi encontrado um efeito estatisticamente significativo do tipo de polimerização na resistência flexural das resinas ($p = 0,02$). Esse fato motivou a realização de um teste t para verificar se existia diferença de resistência entre as formas de polimerização (Tabela 12).

Tabela 11. Teste dos efeitos sob a resistência da resina

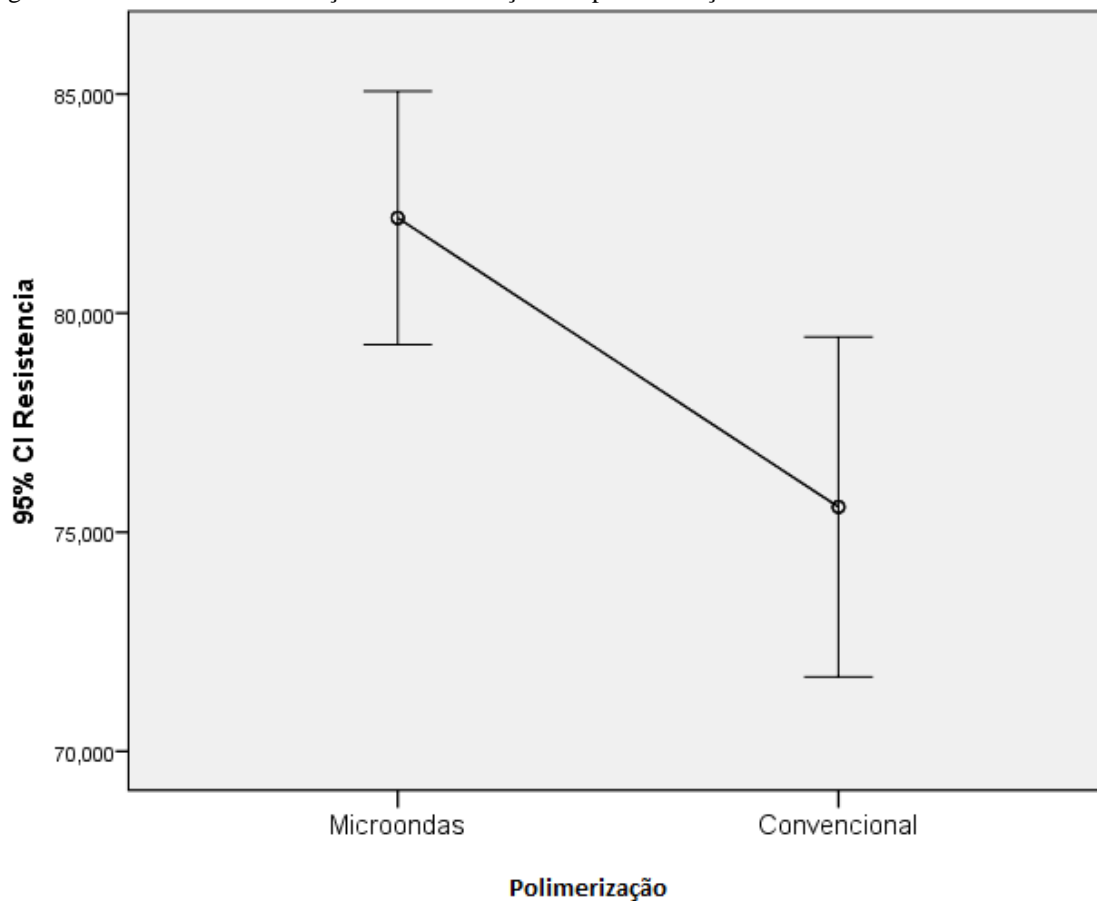
Fonte	F	Sig.	Eta parcial quadrado
Acrilização	5,10	0,02	,068
Saliva	0,18	0,67	,003
Tempo	0,91	0,34	,013
acrilização * Saliva	0,12	0,72	,002
acrilização * Tempo	0,88	0,35	,012
Saliva * Tempo	0,33	0,56	,005
acrilização * Saliva * Tempo	0,47	0,49	,007

A tabela 12 relata o teste t realizado para verificar se existe diferença de resistência entre as condições de polimerização. Os resultados apontaram para uma diferença significativa ($p=0,02$) de média de 6,59. Evidenciando que a polimerização por energia de microondas apresentou maior média que a condição de polimerização convencional. Isso pode ser percebido pelo gráfico de intervalo de confiança (Figura 30).

Tabela 12. Comparação de resistência entre os dois grupos de polimerização

T	DF	Sig.	Diferença média	Erro padrão de diferença	95% Intervalo de confiança da diferença	
					Inferior	Superior
2,28	76	0,02	6,59	2,89	0,83	12,35

Figura 30. Intervalos de confiança entre as condições de polimerização.



Os gráficos 4 e 5 representam a resistência flexural dos corpos de prova confeccionados em resina acrílica polimerizada através dos métodos convencional e por energia de microondas, pode-se perceber que os corpos de prova submetidos à polimerização por energia de microondas apresentaram uma maior resistência flexural, contudo revelaram um menor estiramento, quando comparados ao grupo polimerizado pela técnica convencional. Demonstrando, possivelmente, uma maior rigidez deste grupo, que pode estar associado à microestrutura das cadeias poliméricas.

Gráfico 4 – Gráficos dos ensaios mecânicos de resistência flexural (7 dias)

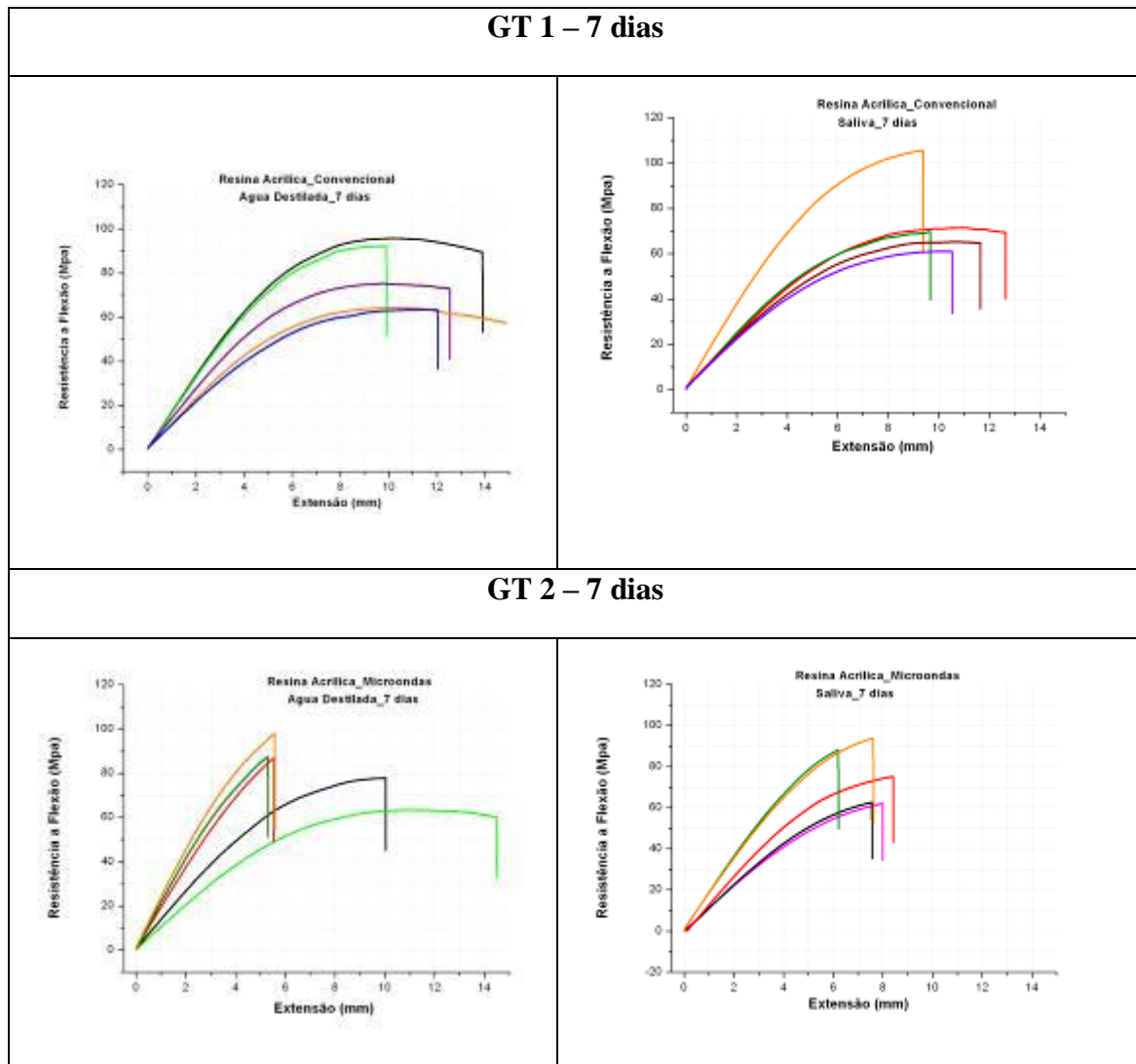
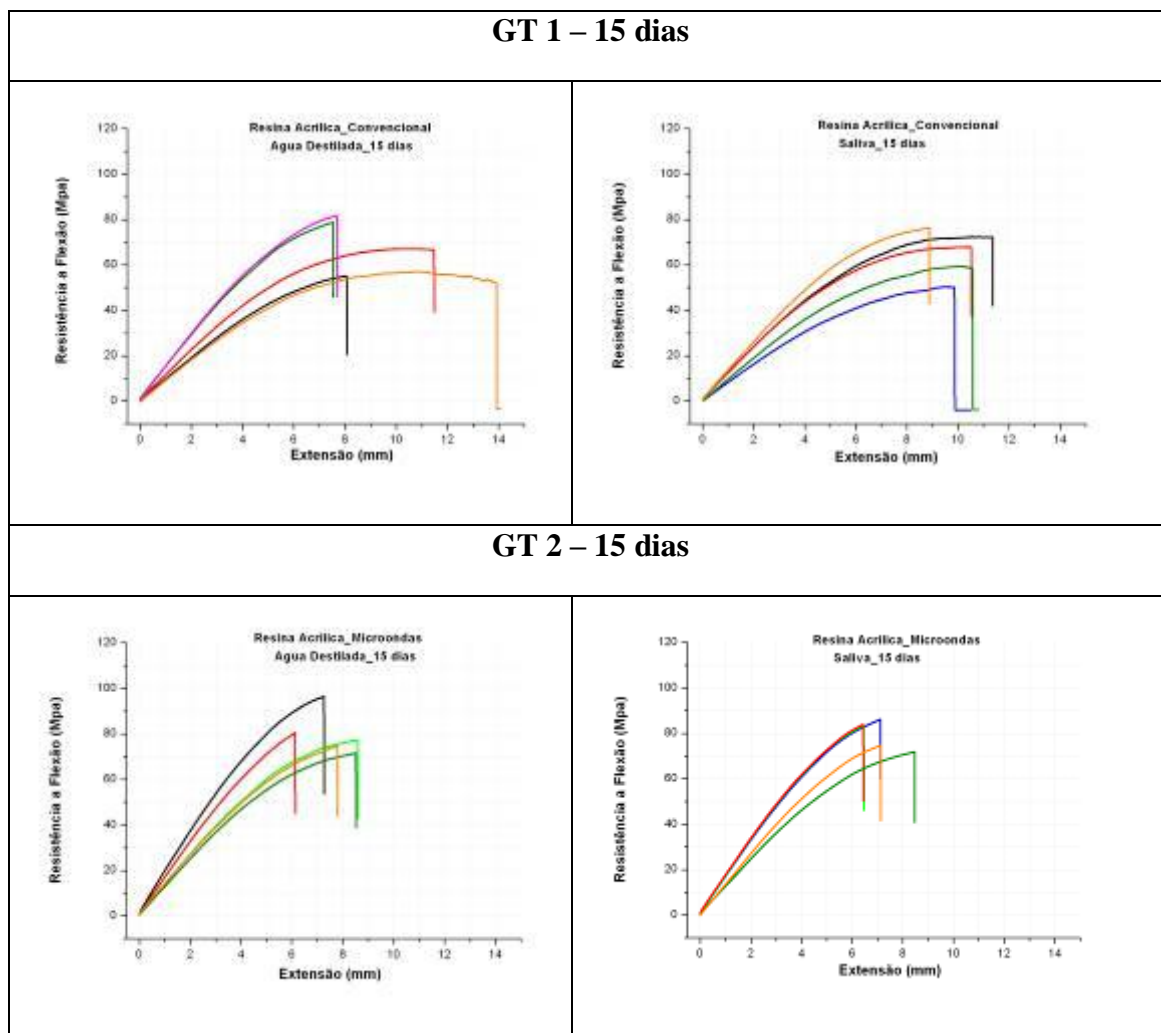


Gráfico 5- Gráficos dos ensaios mecânicos de resistência flexural (15 dias)



6 DISCUSSÃO

A resina acrílica, desde o seu surgimento, há mais de sessenta anos, continua sendo o material mais utilizado para a confecção de bases protéticas e órteses oclusais. Ao longo desses anos, ela tem sido o material de escolha por apresentar propriedades físicas, químicas e mecânicas adequadas, assim como características de trabalho favoráveis (BARBOSA, 2003).

O conhecimento das propriedades físicas e químicas das resinas acrílicas empregadas como biomateriais em odontologia (SKINNER, 1962) foi fundamental para o estabelecimento da Especificação nº 12 para polímeros acrílicos da American Dental Association (ADA, 1975) utilizada neste trabalho.

Posteriormente, a possibilidade da utilização do calor seco, proporcionado pela energia gerada pelas microondas para a polimerização das resinas acrílicas, levou ao desenvolvimento de um tipo específico de resina. O tempo processamento laboratorial, reduzido quando se emprega as microondas como fonte de energia para polimerização de resinas acrílicas, assume um caráter diferencial importante na escolha da técnica laboratorial, uma vez que não ocorre perda das propriedades físicas, químicas e mecânicas consideradas necessárias a uma prótese adequada (PHOENIX, 2005).

Dessa forma, essa técnica está sendo indicada como uma solução rápida e eficiente em comparação à polimerização tradicional em água (DUARTE et al., 2006). Com o intuito de verificar a possível integridade das propriedades físicas, químicas e mecânicas no método de polimerização por energia de microondas, fez com que a resina específica para microondas VIPI WAVE® fosse utilizada nesse estudo.

A variação do tempo de polimerização e da potência das microondas aplicadas às resinas acrílicas foi amplamente estudada por Ilbay; Guvener; Alkumuru (1994), Azzari; Cortizo; Alessandrini (2003), Oliveira et al.(2003) e Botega et al. (2004) que buscaram encontrar padrões adequados de polimerização.

A correta utilização da energia por microondas, de acordo com Santos et al. (2004), na polimerização das resinas acrílicas é dependente do tempo e potência do aparelho. A maioria dos autores utiliza a polimerização durante 3 minutos à potência de 500W (TAKAMATA; SETCOS, 1989; SALIM., 1992; TURCK; RICHARDS, 1992; SMITH; POWERS; LADD, 1992; DYER; HOWLETT, 1994; RODRIGUES-GARCIA;

DEL BEL-CURY, 1996; SADAMORI ET AL., 1997; PADOVAN, 1998; TERAOKA; TAKAHASHI, 2000; BRAUN ET AL., 2000). Blagojevic; Murphy (1999) polimerizaram as resinas pelo mesmo tempo, porém à potência de 600W, enquanto que Almeida et al. (1999) utilizaram potência de 900W, já Reitz et al. (1985) utilizaram uma potência de 400W durante 5 minutos e Hayden (1986), 90W por 13 minutos.

Genericamente, quanto menor a potência do aparelho, maior deveria ser o tempo de ativação (WALLACE et al., 1991). Segundo a literatura, potências elevadas no forno de microondas aumentam o risco do monômero entrar em ebulição e causar porosidade (De CLERCK, 1987; LEVIN, 1989; ALKHATIB, 1990; BARBOSA 2003). Em contrapartida, em potências mais baixas e em tempos mais prolongados, segundo os mesmos autores, o aquecimento do monômero seria adequado, permitindo o início da polimerização da resina e uma reação adequada entre o monômero e o polímero.

Neste estudo, a polimerização das resinas acrílicas polimerizadas através da energia de microondas, foi realizada utilizando-se o ciclo sugerido pelo fabricante da resina VIPI WAVE®. Nesse sistema utiliza-se uma potência de 800 W, ou seja, vinte minutos com 10/20% de potência (ou baixa/descongelar) e mais cinco minutos com 50/60% da potência recomendada (ou média) para que seja realizado o processo de polimerização. Esse fato pode ter influenciado na maior conversão ou polimerização dessa resina.

Segundo Anusavice (1996), resistência flexional corresponde a uma propriedade mecânica dos materiais, normalmente avaliada por meio de um teste de carga de três pontos, que dá valores de resistência às cargas suportadas por esses materiais submetidos à flexão, até a sua fratura ou deformação permanente. Esse teste mensura simultaneamente a tensão, isto é, força sobre unidade de área, de tração, de compressão e de cisalhamento de um corpo de prova em forma de barra quando submetido a uma carga. A deformação resultante na barra é representada por uma deformação compressiva na região superior e uma tração (alongamento) na região inferior. Em corpos finos o suficiente, como os que foram utilizados neste estudo, há um predomínio de tensões de tração ao longo da superfície inferior (ANUSAVICE, 1999).

A resistência flexional e o módulo de elasticidade da resina são influenciados pelo grau de conversão alcançado com a sua técnica de polimerização (DONOVAN; TURST; CAMPAGNI, 1985; ANUSAVICE, 1999). Quanto maior o grau de conversão ou de polimerização, maior a resistência da resina (ANUSAVICE, 1999).

No presente estudo, o resultado apontou para uma diferença significativa ($p=0,02$) de média de 6,59 entre os tipos de polimerização empregados. Evidenciando que a polimerização por energia de microondas apresentou maior resistência que a condição de polimerização convencional.

O resultado corrobora com os achados de Ilbay em 1994, em que constatou que a resina polimerizada por energia de microondas é mais resistente a falhas mecânicas do que a polimerizada pelo método convencional. Entretanto, discordam com os achados de Levin (1989) que não encontraram diferença significativa em relação à porosidade, dureza e resistência à flexão de resinas acrílicas polimerizadas convencionalmente e pela energia de microondas. Neste estudo, o aumento da resistência à flexão das RAAT polimerizadas por energia de microondas, possivelmente pode ter ocorrido devido ao período de polimerização mais prolongado utilizado.

Em relação à suposta influência do ambiente, temperatura e tempo que a RAAT sofre ao ser armazenada imediatamente após a sua polimerização, fez com que esse estudo, na tentativa de simular o comportamento da resina no interior da cavidade oral de pacientes bruxômanos que fazem uso de órteses oclusais, fosse realizado utilizando-se saliva artificial e estufa biológica a 37°C

Muench; Ueti (1974), Braun et al. (2000), avaliando a alteração dimensional em resinas polimerizadas pelo método convencional e por energia de microondas, observaram alterações semelhantes nas duas técnicas, enquanto Goiato, et al. (2000), não relataram nenhuma alteração dimensional em seus estudos. Já, Baroncini Neto et al. (1998) observaram que as resina polimerizadas pelo método convencional apresentaram mais alterações que as por microondas, discordando dos resultados encontrados por Keenan; Radford; Clark (2003), onde as resinas polimerizadas por microondas apresentaram maiores alterações dimensionais. Embora não tenham sido avaliadas as alterações dimensionais das resinas, neste estudo, parece que o comportamento dimensional pode estar relacionado a um maior número de poros, o que pode favorecer a introdução de água dentro das cadeias poliméricas.

Observando-se a tabela 10 desse estudo, pôde-se perceber que a polimerização por microondas apresentou maior média de resistência no 7º dia tanto para a condição de saliva artificial, quanto para a condição de água destilada. Esse padrão não foi observado na polimerização convencional, pois se na condição de saliva artificial, o 7º dia apresentou maior média de resistência para a condição e água destilada a maior

média de resistência foi para o 15º dia. Esse resultado contrapõe os achados de Rached e Del Bel Cury (2001) e Silva et al. (2002) onde observaram ausência de influência destes fatores na resistência à flexão apresentada pelas resinas acrílicas convencionais e as resinas acrílicas específicas para microondas, assim como aos achados de Koumjian; Nimmo (1990) que não encontraram diferenças na resistência flexural de amostras após o armazenamento em água a 37° durante 7 dias, quando comparado com o armazenamento em ambiente seco a 23°C durante o mesmo tempo, e aos resultados de Ireland (1998) que também não observaram alteração na resistência flexural e no módulo de elasticidade quando as resinas foram armazenadas em água a 37°C por 48 horas. Já em relação à resistência flexural da resina acrílica polimerizada pelo método convencional, percebeu-se um decréscimo na condição de armazenamento em saliva artificial entre os intervalos de 7 e 15 dias e um sutil aumento quando armazenada em água destilada. Esse aumento encontrado nessa pesquisa concorda com os achados de Maekawa et al., (2006) onde observaram, em seu estudo, que as médias de resistência, aumentaram com o decorrer do tempo de imersão em água destilada e saliva artificial a uma temperatura de 37° C.

Braden (1964) citou que a resina polimerizada quando imersa, absorve água e essa quantidade de embebição, embora não muito grande, resulta em um entumescimento que ocorre, na sua maior parte, após duas semanas de imersão em água destilada à temperatura de 37°C. Esse entumescimento é causado pela introdução de água dentro da massa polimerizada que interfere no entrelaçamento da cadeia polimérica e, portanto, altera as características do polímero resultante (ANUSAVICE, 1996). A ocorrência de tal efeito é caracterizada por uma maior mobilidade entre as cadeias do polímero, fazendo com que a água absorvida ocupe espaços entre essas cadeias (PERO, 2008). De fato, possivelmente, esse entumescimento pode ter influenciado os resultados descritos na tabela 10.

De acordo com a fórmula matemática que calcula a resistência flexural, descrita no “Método” deste trabalho, a carga suportada por uma barra em resina, em um teste de flexão, é diretamente proporcional ao quadrado da altura do corpo de prova e inversamente proporcional à distância entre os suportes em que a barra é apoiada (vão). (ANUSAVICE, 1999).

O resultado médio de resistência flexural da resina polimerizada por energia de microondas encontrado neste trabalho, foi semelhante aos demonstrados por alguns

autores. Kounjian; Ninmo (1990), 76,81 MPa, Paranhos (1967), 80,60 MPa, Ogawa; Tanaka; Koyano (2000), 73,00 MPa, Braden et al. (1969), 110,00 MPa e Haselton; Diaz-Arnold; Vargas (2002), 97,90 MPa. Entretanto, os resultados obtidos neste estudo demonstraram superioridade aos encontrados por outros pesquisadores Caul; Stranford; Serio (1949) 58,35 MPa, Wang et al. (1989), 55,41 MPa e Vallittu (1999), 58,00 MPa.

Algumas diferenças encontradas entre este estudo e os registrados na literatura podem ser justificadas por diversos fatores. De fato, algumas diferenças na composição entre os sistemas de resina PMMA disponíveis na Odontologia, tanto no mercado nacional quanto em outros países, além de diferentes técnicas de processamento, desde a proporção pó: líquido até a sua polimerização e armazenamento podem causar uma variação entre os resultados.

A proporção da mistura pó:líquido pode ter sido, da mesma forma, um fator que contribuiu com a discrepância dos resultados. Nesta pesquisa utilizou-se a quantidade recomendada pelo fabricante de 14g de resina e 6,5mL de monômero, de acordo com o descrito em “métodos”. Desta forma, obteve-se uma maior precisão na confecção dos espécimes, descartando erros inerentes ao método de se usar a proporção em volume.

A importância da proporção pó:líquido está no seu efeito direto sobre a quantidade de monômero residual formado pela massa polimérica final (ANUSAVICE, 1999). Uma maior proporção de monômero residual, por sua vez, vai interferir negativamente na resistência flexural da resina, pela formação de porosidades internas que concentram tensões quando esta resina é submetida a uma carga qualquer (ANUSAVICE, 1999; DONOVAN; TURST; CAMPAGNI, 1985).

Analisando-se os gráficos 4 e 5, pôde-se perceber que a resistência flexural, apresentada pelos corpos de prova submetidos à polimerização por energia de microondas foi maior, contudo revelaram um menor estiramento, quando comparados ao grupo polimerizado pela técnica convencional. Esse resultado corrobora com os achados de Smith; Powers, Ladd, (1992) que observaram, em seu estudo, que as resinas polimerizadas através da energia de microondas apresentaram-se mais duras e menos flexíveis que as resinas termopolimerizáveis convencionais.

É preciso considerar a realização de futuros estudos que abordem a análise microestrutural das resinas acrílicas, através da microscopia óptica e da microscopia de varredura, tanto após a polimerização, quanto após o período de armazenamento em

substâncias (teste e controle), verifiquem a densidade dos corpos de prova e classifiquem as superfícies de fratura.

7 CONCLUSÃO

De acordo com a análise dos resultados foi possível concluir que em relação à resistência flexural:

- à polimerização das RAAT por energia de microondas apresentou maior resistência flexural do que a polimerização convencional;
- não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos imersos em saliva artificial e em água destilada, evidenciando que a saliva artificial não influenciou na resistência flexural;
- não houve diferença com relação ao período de estocagem de sete e quinze dias;

REFERÊNCIAS

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Specifications n° 12 for denture base polymers. Councils on dental materials and devices, reports of councils and bureaus. **J Am Dent Assoc.**, v.90, p.39-49, 1975.

ALENCAR JÚNIOR, FGP; AIZAWA, AS; CAMPARIS, CM. Placasoclusais e suas indicações no tratamento de pacientes com disfunção craniomandibular (DCM). **JBC J. Bras. Odontol. Clín.**, Curitiba,v.2, n.11, p.56-62, set./out. 1998.

ALKHATIB, MB; GOODACRE, CT; SWARTZ, ML; MUNOZ-VIVENOS, CA, ANDRES, CJ. Comparison of microwave polymerized denture base resins. **Int j prosthodont.** v.3, n.3, p.249-55, 1990.

ALMEIDA; MHW *et al.*, Influência de técnicas de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total. **Rev. Odont. Passo Fundo**, Passo Fundo, v.4, n.1, p.:49-56, jan/jun. 1999.

AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Specifications n° 12 for denture base polymers. Councils on dental materials and devices, reports of councils and bureaus. **J Am Dent Assoc.** n.90, p. 39-49, 1975.

ANUSAVICE, KL. **Phillips materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1996.

ANUSAVICE, K. J. **Materiais dentários**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000.

ARANHA, FL. **Bioquímica odontológica**. 2. Ed. São Paulo: Sarvier. 2, 2002. 116p.

ARAÚJO, PA; ABREU, D; CHIODI NETTO, J; NAGEM FILHO, H. **Materiais Dentários I (Materiais não metálicos)**. Bauru: Faculdade de Odontologia da USP. 1973. 191p.

ASTM D 790-10 : standard test methods for flexural properties of unreinforced and reinforced plastics and electrical insulating materials – NORMA AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. ASTM D 790-10: standard test methods for flexural properties of unreinforced and reinforced plastics and electrical insulating materials. : [S.l. : s.n.], 2010. 11p.

AZZARI, MJ; CORTIZO, MS; ALESSANDRINI, JL. Effect of the curing conditions on the properties of na acrylic denture base resin microwave-polymerised. **J Dent**, n.31, v.7, p. 463-8, 2003.

BAHILS, A.; RODRIGUES, N. L.; FERRARI, E. Bruxismo. **Revista Odonto Ciência**, n. 27, p. 7-20, 1999.

BAILEY, DR. Sleep disorders. Overview and relationship to orofacial pain. **Dent Clin North Am**, v. 41, n. 2, p. 189-209, 1997.

BARAGONA, PM; COHEN, HV. Long-term orthopedic appliance therapy. **Dent. Clin. North Am.**, New Jersey, v.35, n.1, p. 109-121, Jan. 1991.

BARBOSA, DB; SOUZA, FF; LUCAS, MG; LELES, CR; COMPAGNONI, MA. Resistência à flexão de resina acrílica polimerizada pela energia de microondas. **Cien. Odontol. Bras.**, v.6, n. 2, p.72-9, 2003.

BARONCINI NETO, Z, *et al.* Estudo das alterações dimensionais de resinas acrílicas termopolimerizáveis processadas em forno de microondas convencional. **Rev. Fac. Odontol. Bauru** Bauru;v.6, n.2, p.67-72, abr/jun 1998.

BASTOS, LGC. Avaliação da resistência flexional, do módulo de elasticidade e do tipo de fratura de uma resina acrílica para restaurações provisórias-efeito de diversos tipos de reforços. 2003. Dissertação [Mestrado]- Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo, Bauru.

BECKER, AB. et al. Avaliação a curto prazo da terapia com placas oclusais rígida, resilientes e não oclusivas em pacientes com DTM. **Braz Oral Res**, v. 18, supplement, p. 186, Set. 2005.

BIANCHINI, EMG. – Mastigação e ATM. In: MARCHESAN, I.Q. **Fundamentos em fonoaudiologia: aspectos clínicos da motricidade oral**. Rio de Janeiro, 1998.

BLAGOJEVIC, V, MURPHY VM. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. **J. Oral Rehabil** Oxford.; v.26, n.10, p.804-8, oct. 1999.

BORGES LH. et al. Efeito do tempo de pós-prensagem sobre a rugosidade, dureza e porosidade superficial da resina acrílica QC-20, em diferentes ciclos de polimerização. **PCL: Rev. Brás Prót Clin Lab**.v. 3, n.16, p.493-503, dez./jan2001/2002.

BOTEGA DM, de SOUZA MACHADO T, de MELO, JÁ, GARCIA RC, DEL BEL CURY AA. Polymerization time for a microwave-cured resin with multiple flasks. **Braz Oral Res**, v.18, n.1, p.23-8, 2004.

BRADEN M. The absorption of water by acrylic resins and other materials. **J Prosthet Dent**. V.14, n.12, p.307-16, 1964.

BRADLEY, RM. **Fisiologia Oral Básica**. Tradução de Wilson A. Saad e Luiz A. Camargo São Paulo, Panamericana, 1981.195p.

BRAUN KO *et al*. Alteração dimensional linear de resinas para bases de próteses polimerizadas com microondas. **Pesqui. Odontol. Bras** São Paulo, v.14, n.3, p.278-82. Set 2000.

CAUÁS M; ALVES IF; TENÓRIO K; HC FILHO JB; GUERRA CMF. Incidência de hábitos parafuncionais e posturais em pacientes portadores de disfunção da articulação craniomandibularrev. **Cir e Traum. Buco-Maxilo-Facial** v.4, n.2, p. 121 - 129, abr/jun – 2004.

CAUL HJ; SCHOONOVER IC. A method for determining the extent of polymerization of acrylic resin and its applications for dentures. **J Amer. Dent Ass.**, v.39, n.1, p.1-9, July 1949.

CAUL HJ; STANFORD JW; SERIO AF. Properties of self-curing denture base resins. J Amer. Dent. Ass., v.44, n.3, p.259-8, feb. 1949.

CERVEIRA NETTO, H. **Prótese total mucossuportada**- resumo de aulas teóricas e comentários. São José dos Campos: Faculdade de Odontologia de São José dos Campos/UNESP, 1995. 86 p. (Apostila).

CONTI, P.C.R. - Oclusão e disfunções craniomandibular (DCM): a eterna Controvérsia 1998. Disponível em <<http://odontologia.com.br/artigos/occlusao-dcm.html>>. Acesso em: julho de 2012.

COSTEN, JB. A syndrome of ear and sinus symptoms dependent upon disturbed Guanabara Koogan, 1998. P.37-49.

CRAIG RG. Prosthetic applications of polymers. restorative dental materials. Saint Louis: C.V. Mosby;1993.

DE BOEVER, JA ; STEENKS, MH. – Epidemiologia, sintomatologia e etiologia da disfunção craniomandibular. In: STEENKS, M.H. & WIJER, A. **Disfunção da articulação temporomandibular do ponto de vista da fisioterapia e da odontologia-diagnóstico e tratamento**. Tradução de Hildegard Thiemann Buckup. São Paulo, Santos, 1996.p.35-43.

DE CLERCK, JP. Microwave Polymerization Of Acrylic Resin Used In Dental Prostheses. **J. Protshetec. Dent.** S.T. Louis. V.57, n.650, 1987.

DONOVAN, TE; TURST, RG; CAMPAGNI, WV. Physical properties of acrylic polymerized by different techniques. **J prosthet. Dent.**, v.54, n.4, p. 522-4, oct. 1985.

DUARTE, ARC; AYB, EA; BONACHELA, WC; SALVADOR, MCG, VIEIR, LF . Avaliação de rugosidade superficial e resistência flexional de quatro resinas acrílicas

utilizadas para próteses sobre implante, em função imediata. **UFES Rev Odontol.** v.8, n.1,p.37-45, 2006.

DUARTE, SO DE. Estudo da termogavimetria e avaliação da porosidade de resinas acrílicas utilizadas em prótese total. Dissertação [Mestrado em Odontologia]. Universidade Potiguar.Natal, 2006.

DYER, RA; HOWLETT, JA. Dimensional stability of denture base following repairs with microwave resin. **J Dent** v.22, n.4, p.236-41, 1994.

DYLINA, TJ; CALIF, M A common-sense approach to splint therapy. **J Prosthet Dent** v.86, p.539-45, 2001.

EDGAR, WM; O'MULLANE, DM. Saliva and dental health. London: **British Dental Journal Pub.**, p.107, 1990.

FELÍCIO, CM. **Fonoaudiologia nas desordens temporomandibulares: uma ação educativa- terapêutica.** São Paulo, Pancast, 1994. 179p.

FIRTELL, DN; HARMAN, LL. Porosity in boilable acrylic resin.I.Q. eds. **Fundamentos em fonoaudiologia: aspectos clínicos da motricidade oral.** Rio de Janeiro, Guanabara Koogan, 1998. 108p.

FU, AS. et al. Maxilomandibular relationship in TMD patients before and after short-term flat plane bite plane therapy. **Cranio**, Chattanooga, v.21, n.3, p.172-178, July 2003.

GAY, WD; KING, GE. - An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. **J. prosth. Dent.**,v.42, p. 437-40, 1979.

GEORGE, JW; FENNEMA, J; MADDOX, A; NESSLER, M; SKAGGS, C. The effect of cervical spine manual therapy on normal mouth opening in asymptomatic subjects. **J Chiropr Med.**, v.6, p.141-5, 2007.

GETTLEMAN, L; NATHANSON, D; MYERSON, RL. Effect of rapid curing procedures on polymer implant materials. **J Prosthet Dent.**, v.3,v.1, p.74-82, 1977.

GIMENEZ CMM, QUELUZ DP. Aleitamento e hábitos deletérios relacionados à oclusão. **Revista Paulista de Odontologia**, Ano XXII, n.6, p.16-20, nov. /dez 2000.

GRAY, RJM; DAVIES SJ. Occlusal splints and temporomandibular disorders: why, when, how? **Dent. Update**, Guildford, v.20, n.4, p. 194- 199, May. 2001.

HAMAN IM, J. Effect of time and temperature on polymerization of a methacrylate resin denture base. **J. Amer. Dent Ass.**, v.38, n.2, p.189-203, Feb.1949.

HAYDEN WJ. Flexural strength of microwave-cured denture baseplates. **Gen Dent**, v. 34, n.5, p.367-71, 1986.

HENRIQUES, SEF Efeitos de placas oclusais totais rígidas e resilientes sobre a atividade muscular noturna de pacientes com diagnóstico confirmado de parafunção. **Arq. Cent. Estud. Curso Odontol.**, Belo Horizonte, v.29, n.1, p. 35-40, jan./jun. 1992.

ILBAY SG, GUNEVER S, ALKUMRU HN. Processing dentures using microwave technique. **J. Oral Rehabil.** v.21, n.1, p.103-09, 1994.

IRELAND MF. In vitro mechanical proportion of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. **J Prosthet. Dent.** v.80, n.2, p.158-62. Aug. 1998.

ISSA, JPM; SILVA, MAMR; SILVA, AMBR. Disfunções temporomandibulares e suas implicações clínicas. **Rev Dor**, v.6, n. 2, p. 573-578, abr./mai./jun. 2005.

KIMPARA, ET; PAES-JUNIOR, TJA; SERAIDARIAN, PI; UEMURA, ES. Processamento alternativo para eliminar porosidades em resina acrílica para bases de próteses totais. **Rev Bras Prot Clin.** v.1, n.4, p.325-9, 1999.

KIMPARA, ET; SILVA, LH; COSTA, CB; BORGES, ALS; TANGO, RN; PAES JÚNIOR, TJA. Resinas acrílicas para prótese total: efeito de ciclos de polimerização sobre a quantidade de monômero residual e porosidades. **RFO**. v.14, n.1, p.37-41, 2009.

KIMPARA, ET; TANGO, RN; IMAI, MA; PAES JÚNIOR, TJA; ZANET, CG; CAVALCANTE, BN. Desajuste das bases de prova de resina acrílica ativada quimicamente: operador x técnica de confecção x forma e tempo de armazenagem x local de mensuração. PGRO - Pós- Grad **Rev Odontol**. v.5, n.2, p.44-52, 2002.

KIMURA, H; TERAOKA, F; OHNIISHI, H; SAITO, T; YATO, M. Applications of microwave for dental technique (Part 1). Dough-forming and curing of acrylic resins. **J Osaka Univ Dent Sch**, v.23, p.43-9, 1983.

LA TOUCHE, R; FERNÁNDEZ-DE-LAS-PEÑAS, C; FERNÁNDEZ-CARNERO, J; ESCALANTE, K; ANGULO-DÍAZ-PARREÑO, S; PARIS-ALEMANY, A; et al. The effects of manual therapy and exercises directed at the cervical spine on pain sensitivity in patients with myofascial temporomandibular disorders. **J Oral Rehabil**.,v.36, p.644-52, 2009.

LEE, S. Y.; LAI, Y.L; HESU, T.S. Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin. **Eur J Oral Sci**., v.110, n. 2, p.179- 83, 2002.

LEIB, AM. Patient preference for light-cured composite bite splint compared to heat-cured acrylic bite splint. **J. Periodontol.**, v.72, n.8, p.1108-112, 2001.

LEIB, AM. The occlusal bite splint- a noninvasive therapy for occlusal habits and temporomandibular disorders. **Compendium, Newtown.**, v.17, n.11, p.1081-90, 1996.

LEVIN, B; SANDERS, JL; REITZ, PV. The use of microwave Energy for processing acrylic resins. **J. Prosthet. Dent.**, ST. LOUIS., v.61, p.3, p.381-83, 1989.

MAEKAWA, MY; UEMURA, ES; BORGES, ALS; OTARI, ER; MAEKAWA, LE; MARCACCI, S. Estudo do efeito da saliva artificial na resistência flexural de resinas acrílicas para prótese. **Rev Odont Univ SP.**, v.18, n.2, p.2161-66, 2006.

MIKAMI, DB. A review of psychogenic aspects and treatment of bruxism. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.37, n. 4, p. 411-419, Apr. 1977

MIRANDA, M E. et al. **Placas Oclusais no Diagnóstico e Tratamento das DTMs.** Dissertação (Mestrado em Prótese Dentária) Centro de Pesquisas Odontológicas São Leopoldo Mandic. 2008

MORAIS, JV; BOTTINO, MA. Papel da oclusão nos distúrbios da articulação temporomandibular. **Revista da Faculdade de Odontologia de São José dos Campos**, São Paulo, v.1, p.27- 31,1972.

NISHII, M. Curing of denture base resins with microwave irradiation: with particular reference to heat-curing resins. **J Osaka Dent Univ.**,v. 2, n.1, p. 23-40.1968

NIXDORF, DR; JOHN, MT; SCHIERZ, O; BEREITER, DA; HELLENKANT, G. Self-reported severity of taste disturbances correlates with dysfunctional grade of TMD pain. **J Oral Rehabil.**, v.36, p.792-800, 2009.

OGAWA, T; TANAKA, M; KOYANO, K. Effect of water temperature during polymerization on strength of auto polymerizing resin. **J Prosthet Dent.** v.84, n.2, p.222-24, 2000.

OGLIARI, F; COLLARES, FM; CAMPREGHEI, UB; FORTES, CBB; SAMUEL,SMW. Resistência flexural de resina acrílica polimerizável em micro-ondas. **Rev Fac Odontol Porto Alegre.** v.45, n.2, p. 54-6, 2004.

OHASHI M. Observations on the generating mechanism of internal porosity in polymerization of methyl methacrylic resin for dental use. **J Nihon Univ Sch Dent.** 1961 Sept:1-13.p. 1-15, St. Louis, 1934. **Rehabil.** , **23:** 91-6,

1996.temporomandibular disorders: frequency and treatment outcome. . **J Oral**
Tradução de Omar Franklin Molina. São Paulo, Santos, 1998. 165p.

OLIVEIRA, RE. Avaliação da liberação de monômero residual, absorção de água e porosidade superficial em resinas acrílicas para prótese ocular. [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2008.

OKESON, JP. **Dor Orofacial: Guia de avaliação, diagnóstico e tratamento.** São Paulo: Quintessence, 1998. 287p il.

OKESON, JP. **Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão.** 6^a ed. São Paulo: Mosby Elsevier 2008. 515p

OKESON, J. P. **Tratamento das desordens temporomandibulares e oclusão.** 4 ed. São Paulo: Artes Médicas, 2000.

OLIVEIRA, VM; LEON, BL; DEL BEL CURY, AA; CANSANI, S. Influence of number and position of flasks in the monomer release, knoop hardness and porosity of microwave-cured acrylic resin. **J Oral Rehabil.**, v.30, n.11, p.1104-8, 2003.

OLIVEIRA, VW. **Disfunções temporomandibulares.** v. 6. São Paulo: Artes Médicas, 2002. 447p. il.

ORTEGA, AC. Tratamiento del bruxismo. **Rev Actual J Prosthet Dent.**, v.49,p.133-4, 1983

PADOVAN, SHM. Influência dos ciclos de polimerização sobre a adaptação das bases de prótese total confeccionadas com resina acrílica QC-20). 1998. 129f. *Dissertação [Mestrado]* – Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas, Piracicaba.

PAES-JUNIOR, TJA; KIAUSINIS, V; KIMPARA, ET; LUCHINI, LC. Estudo das resinas acrílicas para bases de próteses totais com relação à resistência flexural e à

quantidade de monômero residual superficial. **RPG – Rev Pós-Grad Fac Odontol Univ São Paulo**. v.13, n.3, p.229-35, 2006.

PAES-JUNIOR, TJA; MARCHINI, L; KIMPARA, ET. Estudo in vitro da porosidade da resina acrílica ativada termicamente através de ciclo longo x energia de microondas. **Ver. Pós Grad. Fac. Odontol.**, v.12, n.2, p.36-42, 1999.

PAIVA, HJ de.; PAIVA, AMFV. de. Interação Anatomofuncional do Sistema Mastigatório. In: PAIVA, H. J. de. **Noções e Conceitos Básicos em Oclusão, Disfunção Temporomandibular e Dor Orofacial**. São Paulo: Santos, p. 37-42. 2008.

PARANHOS, HFO, et al. Estudo da resistência à flexão de resinas acrílicas envelhecidas e reembasadas. **Rev. Fac. Odont. Lins**, v.5, n.2, p.19-27, jul./dez 1992.

PAVAN, S; ARIOLI-FILHO, JN; SANTOS, PH; MOLLO, FA. Effect of microwave treatments on dimensional accuracy of maxillary acrylic resin denture base. **Braz Dent J.**, v.16, n.2, p.119-23, 2005.

PEDRONI, CR.; OLIVEIRA, AS de.; GUARATINI, M. I. Prevalence study of signs and symptoms of temporomandibular disorders in university students. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.30, p.283–289, 2003.

PHILLIPS, RW. **Materiais dentários de “Skinner”**. Trad. J.J.D.Lóssio 9.ed. Rio de Janeiro Guanabara Koogan, 1993. 334p.

PHOENIX, RD. Resinas para base de prótese total. In: Anusavice KJ. **Phillips Materiais Dentários**. 11ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier editor Ltda; 2005. Cap 22, p. 679-713

PICKETT, HG; APPLEBY, RC. A comparison of six acrylic resin processing techniques. **J Am Dent Assoc.**, v.80, n.6, p.332-8, 1953.

PORTERO, PP; et al. Placas oclusais no tratamento da disfunção temporomandibular (DTM). **Revista Gestão & Saúde**, Curitiba, v. 1, n. 1, p. 36-40. 2009.

RACHEL, RN; DEL BEL CURY, AA. Heat-cured resin repaired with microwave-cured on: bond strength and surface texture. **J Oral Rehabil.**, v.28, n.4, p.370-5, 2001.

RAMFJORD, SP.; ASH, MM. Reflections on the Michigan occlusal splint. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 21, n.5, p. 491-500, Sept. 1994.

REITZ, PV; SANDERS, JL; LEVIN, B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Propriedades físicas. **Quintessence int.**, v.6, n.8, p.547-51, 1985.

RODRIGUES-GARCIA, RCM; DEL BEL-CURY, AA. Accuracy and porosity of denture bases submitted to two polymerization cycles. **Indian J Dent Res Nova Dehli.** v.7, n.4, p.122-6, oct/dec 1996.

RUDD, KD. Processsing complete dentures. **Dent Clin North Am**, v. 40, p.121-49, 1996.

SADAMORI, S; *et al.* Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods. **J Prosthet Dent St. Louis**, v.72, n.1, p.19-22, jul 1994.

SADAMORI, S; ISHII, T; HAMADA, T. Influence of thickness on the linear dimensional change, warpage, and water uptake of a denture base resin. **Int J Prosthodont** Lombard.,v.10, n.1, p.35-43, jan/feb 1997.

SALIM, S; SADAMORI, S; HAMADA, T. The dimensional accuracy of retangular acrylic resin specimens cured by three denture bases processing methods. **J Prosthet Dent St. Louis.**, v.67, n.6, p. 879-81, jun 1992.

SANTOS, PH; GOMES, EA; PAVAN, S; VERGARI, CE. Energia por microondas: efeito na estabilidade dimensional de resinas acrílicas. **Rev. Odont. Univ. C. São Paulo** v.19, n.1, p.84-9, jan-abr 2007.

SILVA, FA; SILVA, TB; RACHED, RN; DEL BEL, CURY. Effect of intrinsic pigmentation on the flexural strength of microwave-cured acrylic resin. **Braz dent J.**, v.13, n.3, p. 205-7, 2002.

SILVA, LH; TANGO, RN; KIMPARA, ET; SAAVEDRA, GSFA; PAES-JUNIOR, TJA. Resistência á flexão e microdureza da resina acrílica quimicamente ativada submetida à tratamento por energia de microondas. **Rev Gaúcha Odontol.**, v.59, n.2, p. 237-42, 2011.

SKINNER E. **A ciência dos materiais odontológicos**. 2ª edição. Regni F and Viera Df. São Paulo: Livraria Atheneu Editora São Paulo S.A, 1962.

SMITH, LT; POWERS, JM; LADD, D. Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible light, heat, and microwave energy. **Int J Prosthodont**, v.5, n.4, p.315-20, 1992.

SOARES, RG; BOTELHO, AL; CECCHIN, D; CRUVINEL, DR; CATUSE, ABCEB; PAGNANO, VO. Resistência flexural e rugosidade superficial de resinas acrílicas utilizadas para confecção de placas oclusais. **RFO.**, v.13, n.3,p.60-5, 2008.

SOBOLEVA, U; JOKSTAD, A; ECKERSBERG, T; DAHL, BL. Chewing movements in TMD patients and a control group before and after use of a stabilization splint. **Int. J. Prosthodont.**, v.11, n.2, p.158-64, 1998.

SWEENEY, WT. Acrylic resin in prosthetic dentistry. **Dent Clin N Am.**, p. 593-602, 1958.

TAKAMATA, T; SETCOS, JC. Resin Denture Bases: Review Of Accuracy And Methods Of Polymerization. **Int. J. Prosthodont.**,v.2, n.6, p.555-62, 1989.

TERAOKA, F; TAKAHASHI, J. Controlled polymerization system for fabricating precise dentures. **J Prosthet Dent** St. Louis., v.83, n.5,p.514-20, may, 2000.

TSUBOI, A; OZAWA, K; WATANABE, M; Water absorption characteristics of two types of acrylic resin obturators. **J Prosthet Dent.**,v.94, p.382-8, 2005.

TURANO, LM; FERREIRA, FF; TURANO, GV. Análise da porosidade da resina acrílica termopolimerizadas usadas como base para prótese total, submetidas a três tipos de acabamento e polimento. Ver. PCL v.4, n.21, p.413-9, set./out. 2002.

TURCK, MD; RICHARDS, MW. Microwave processing for denture relines, repairs, and rebases. **J Prosthet Dent St. Louis.**,v.69, n.3, p.340-43, mar 1993.

UNGER, F. Órteses dentárias na prática clínica- placas oclusais e outros dispositivos interoclusais. **Artmed** 2006.

WALLACE, PW, *et al.* Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. **J Prosthet Dent St. Louis.**,v.66, n.3, p.403-39, sep 1991.

WANG RL, *et al.* A comparison of resins for fabricating provisional fixed restorations. In. *J. Prosthodont.*, v.2, n.2, p.173-84, Feb. 1989.

WIJER, A. de. **Distúrbios têmporo- mandibulares e da região cervical.** function of the temporomandibular joint. **Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.**, **43(1): Estomatol Esp**, v. 48, n. 374, p. 33-87, 1988.

VALLITTU PK. Flexural properties of acrylic resin polymer reinforced with unidirectional and woven glass fibers. **J Prosthet Dent.**, v.81, p.318-26, 1999.

XIBLE, AA; TAVAREZ, RRJ; ARAÚJO, CRP; BONACHELA, WC. Effect of silica coating and silanization on flexural and composite resin bond strengths of zirconia posts: an *in vitro* study. **J Prosthet Dent.**, v.95, n.3, p.224-9, 2006.

YAMAMOTO, ETC; UEMURA, ES; MAEKAWA, MY; BAGNI, BA; ROSA, RGS; DESTRO, ASS. Avaliação da resistência flexural de resinas acrílicas polimerizadas por dois métodos. **RSBO.**, v.6, n.2, p.149, 2009.

YANNIKAKIS, S; ZISSIS, A; POLYZOIS, G; ANDREOPOULOS A. Evaluation of porosity in microwave-processed acrylic resin using a photographic method. **J Prosthet Dent.**,v.87, p.613-9, 2002.

ZANINI, CFC. Os hábitos parafuncionais na disfunção da articulação têmporo-mandibular. [monografia]. Porto Alegre (RS): Centro de Especialização em Fonoaudiologia Clínica; 1999.

PÁDUA, AS et al. **Placas miorrelaxantes: confecção e ajuste no laboratório.** R. Un. Alfenas, Alfenas, v. 4, n. 1, p. 49-53, 1998.

PERO, AC; BARBOSA, DB; MARRA, J; RUVOLO-FILHO, AC; COMPAGNONI, MA. Influence of microwave polymerization method and thickness on porosity of acrylic resin. **J Prosthodont.**,v.17, p.125-9, 2008.