UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

RODRIGO MOREIRA BRINGEL DA COSTA

**Resina acrílica implementada na tecnologia CAD-CAM: análise
longitudinal e comparativa da rugosidade superficial e microdureza após
sucessivos ciclos de termociclagem**

BAURU
2018

RODRIGO MOREIRA BRINGEL DA COSTA

Resina acrílica implementada na tecnologia CAD-CAM: análise longitudinal e comparativa da rugosidade superficial e microdureza após sucessivos ciclos de termociclagem

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências no Programa de Ciências Odontológicas Aplicadas, na área de concentração Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Vinícius Carvalho Porto

BAURU
2018

Da Costa, Rodrigo Moreira Bringel

Resina acrílica implementada na tecnologia CAD-CAM: análise longitudinal e comparativa da rugosidade superficial e microdureza após sucessivos ciclos de termociclagem / Rodrigo Moreira Bringel da Costa. – Bauru, 2018.

116 p. : il. ; 31cm.

Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Odontologia de Bauru. Universidade de São Paulo

Orientador: Prof. Dr. Vinícius Carvalho Porto

Autorizo, exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, a reprodução total ou parcial desta dissertação/tese, por processos fotocopiadores e outros meios eletrônicos.

Assinatura:

Data:

(Cole a cópia de sua folha de aprovação aqui)

DEDICATÓRIA

Ao meu avô, **Joaquim** (in memorian), e à minha mãe, **Maria da Graças**, por serem as melhores pessoas que eu conheci na minha vida. Vocês são os exemplos de caráter, integridade, competência e determinação que me movem todos os dias. É um imenso privilégio ser neto e filho de vocês, e sem vocês eu não seria nada. Muito obrigado!

Ao meu pai, **Judivaldo**, e meu irmão, **Oswaldo**, por todo o carinho, amor e apoio incansáveis durante toda a minha vida, mesmo com a grande distância que nos separa. Meu amor por vocês é enorme. Muito obrigado por tudo!

Aos meus primos, **Luiz Paulo** e **Jorge**. Vocês são pessoas maravilhosas e os tenho como irmãos. Obrigado por todo o apoio e companheirismo.

À minha avó, **Aldaléa**, uma das pessoas mais doces e gentis que conheço. Muito obrigado por todo o amor e carinho que você sempre me deu. Você foi fundamental para esta conquista.

À minha namorada, **Thaís**, que sempre me incentivou e me apoiou, incondicionalmente, apesar da distância e de todas as dificuldades que se apresentaram durante esta caminhada. O seu amor, empenho e o seu coração gigante foram fundamentais para que eu pudesse concluir esta etapa. Muito obrigado!

Amo vocês!

AGRADECIMENTOS INSTITUCIONAIS E AOS PROFESSORES

Agradeço especialmente ao meu orientador, **Prof. Dr. Vinicius Carvalho Porto**, por ter me orientado neste mestrado e por ter depositado a sua confiança em mim, durante toda esta etapa. O seu apoio e os seus ensinamentos foram fundamentais, não só para o desenvolvimento deste trabalho, mas também para o meu aprimoramento pessoal e profissional. Sou muito grato a você.

À **Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo** e ao **Departamento de Prótese Dentária**, especialmente aos professores: **Dr. Luiz Fernando Pegoraro**, **Dr. Estevam Augusto Bonfante**, **Dra. Karin Neppelenbroek**, **Dr. Paulo César Rodrigues Conti**, **Dra. Ana Lúcia Almeida**, **Dr. Accácio Lins do Valle** e **Dra. Lucimar Falavinha Vieira**. Ter a oportunidade de estudar nesta faculdade e de ser aluno deste corpo docente é a concretização de um sonho, e um grande privilégio. Muito obrigado.

À funcionária, **Hebe**, por todo carinho, paciência e pela descontração durante as clínicas de pós-graduação.

À empresa **Vipi Produtos Odontológicos**, pela concessão de materiais para o desenvolvimento deste estudo.

Ao **Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq)** pela concessão da bolsa de mestrado, a qual foi fundamental para o meu aprimoramento profissional nestes dois anos.

AGRADECIMENTOS AOS AMIGOS

Aos meus amigos de turma de mestrado: **Laila, Bárbara, Clara, Milena, Adolfo, Letícia, Luísa, Nicole e Jorge**, por toda a amizade e companheirismo nesta caminhada.

À minha amiga **Laila**, em especial. Construímos uma amizade imensa que, sem dúvidas, proporcionou que estes dois anos muito mais prazerosos e divertidos. Obrigado por todo o incentivo e apoio que você me deu, principalmente nos momentos difíceis. Você foi muito importante para a concretização desta etapa.

Ao meu grande amigo **Henrique** por toda a amizade durante estes 4 anos de Bauru. Obrigado por todos os conselhos, todo o apoio e toda a ajuda fornecida durante esse período, inclusive para este projeto.

Aos meus amigos **Lucas, Gabriela, André e Oscar** vocês são grandes amigos que Bauru me deu. Obrigado por toda a amizade, força e por todos os momentos de descontração que vocês me proporcionaram. Vocês foram fundamentais para esta conquista!

Aos meus amigos de doutorado: **Patrick, Thereza, Ilana, Andréa, Verena, Fernanda, Gustavo e Vinícius**. Obrigado pela amizade e por toda a ajuda que vocês me deram durante o meu mestrado.

Ao meu amigo **Adaias**. Você é um grande exemplo de determinação, dedicação e humildade. Obrigado por toda a amizade e pelos conselhos dados durante o meu mestrado.

À minha grande amiga **Mariana Balla**, uma das primeiras pessoas a me receber em Bauru e que sempre me apoiou desde a minha fase inicial, na especialização em Prótese Dentária no Centrinho, até o presente momento. Você me ajudou muito. Obrigado!

“Seja quem você for, seja qualquer posição que você tenha na vida, em um nível altíssimo ou mais baixo, social, tenha sempre como meta muita força, muita determinação e sempre faça tudo com muito amor e com muita fé em Deus, que um dia você chega lá. De alguma maneira, você chega lá. ”

Ayrton Senna

RESUMO

As propriedades de rugosidade superficial e microdureza são reconhecidas como propriedades muito relevantes no que concerne ao tratamento com prótese total removível, estando associadas ao desgaste da prótese e à sua predisposição à colonização por microrganismos. A proposição deste estudo foi realizar uma análise longitudinal e comparativa, destas duas propriedades, entre uma nova resina acrílica (Vipi Block Gum) para bases de próteses totais removíveis, implementada na tecnologia CAD-CAM, e duas resinas acrílicas termopolimerizáveis, sendo uma convencional (Vipi Cril Plus) e outra polimerizada por ação de micro-ondas (Vipi Wave), antes e após a aplicação de sucessivos ciclos de envelhecimento térmico por termociclagem, de modo a investigar a existência de uma correlação entre o processo de polimerização e o desempenho do material. Para isto, foram confeccionados um total de 60 corpos de prova com formato quadrangular com dimensões de 12x12x3mm, sendo destinados 20 corpos de prova para cada material. Para cada resina, 10 corpos de prova foram destinados ao teste de microdureza Knoop (KHN) e os outros 10 corpos de prova foram submetidos ao teste de rugosidade superficial (Ra- μ m). As análises dos corpos de prova, para ambos os experimentos, foram realizadas em quatro estágios distintos. As primeiras leituras foram realizadas após imersão dos materiais em água deionizada a 37°C durante 24 horas (T1), com subsequentes análises após a aplicação de 500 ciclos (T2), 1000 ciclos (T3) e 3000 ciclos (T4) de termociclagem, com temperaturas de 5°C a 55°C com duração de 60 segundos para cada banho. Na avaliação estatística, a comparação das médias entre os grupos de resinas foi realizada com o teste de análise de variância (ANOVA) de um critério sendo, seguido do teste de Tukey. Para a comparação interna de cada grupo, em relação ao estágio de termociclagem, foi utilizado um ANOVA de medidas repetidas. O nível de significância adotado foi de 5%. Não houve diferença estatisticamente significativa, na comparação intragrupos e intergrupos, em relação à rugosidade superficial ($p>0.05$). Na análise comparativa da microdureza entre os grupos, foi observada diferença estatisticamente significativa nas análises em T1 e T2, com a resina Vipi Block obtendo valores superiores às outras resinas ($p=0.00$). Em T3, observou-se uma redução significativa da microdureza de todas as resinas, sendo mais pronunciada na resina Vipi Block Gum, tendo esta sido estatisticamente superior apenas em relação à Vipi Wave ($p=0.01$). Em T4 foi observado um aumento significativo na resina Vipi Cril Plus, com diferença estatisticamente significativa ($p>0.05$) em relação às outras resinas. Na análise interna de cada grupo, foram observadas

interações estatisticamente significantes em todas as resinas ($p < 0.05$). A resina Vipi Block Gum teve sua microdureza drasticamente reduzida em T3, mantendo-se similar em T4, sendo significativamente inferiores ($p < 0.05$) aos valores obtidos em T1 e T2. A resina Vipi Cril Plus sofreu uma acentuada redução na comparação em T1 em relação a T3 ($p = 0.021$). Em T4, tornou-se estatisticamente superior a todos os outros períodos ($p < 0.05$). A resina Vipi Wave sofreu redução significativa de T2 para T3 ($p = 0.01$). Semelhantemente, obteve um aumento em T4, tornando-se estatisticamente superior a T3 ($p = 0.01$).

Palavras-chave: Polimetilmetacrilato. Resina acrílica. CAD-CAM.

ABSTRACT

The superiority of the CAD-CAM acrylic resins: myth or a reality?

Superficial roughness and microhardness are considered as extremely relevant properties which directly affects treatments with complete removable dentures, being them related to wear, and to the vulnerability of these prostheses to be colonized by microorganisms. The objective of this study was to perform a longitudinal analysis of these properties, making a comparison between a new CAD-CAM denture base acrylic resin (Vipi Block Gum), a conventional heat-polymerized and a microwave-polymerized resins, before and after the application of successive thermocycling cycles, in order to investigate a possible higher performance presented by the Vipi Block Gum resin. Sixty quadrangular shaped specimens with dimensions of 12x12x3mm were made and were equally divided between the three resins. For each material, 10 specimens were destined to the surface roughness analysis (Ra- μm) and the other 10, for the Knoop microhardness (KHN) evaluation. The firsts analyses were performed after a 24-hour period of immersion in distilled water at 37°C (T1), with subsequent analyses after 500 cycles (T2), 1000 cycles (T3) and 3000 cycles (T4) of thermocycling, with temperatures ranging from 5°C to 55°C and with 60 seconds of immersion, for each temperature. The statistical analysis, for the intergroup comparison, was done by applying a one-way analysis of variance (ANOVA) test, seconded by Tukey's post-hoc test. For the intragroup analysis, a repeated measures ANOVA was applied. A significance level of 5% was adopted for both analyses. There were no significant differences for both intragroup and intergroup comparisons concerning the superficial roughness ($p>0.05$). The intergroup microhardness analyses showed significant differences at T1 and T2 ($p=0.00$), with higher values presented by the Vipi Block Gum resin when compared to the other groups. At T3, it was noticed a significant reduction for all materials, although it was more pronounced in the Vipi Block Gum resin, with this group having higher values than the Vipi Wave group ($p=0.01$). The comparison at T4 showed significant higher values presented by the Vipi Cril Plus in relation to the other groups ($p<0.05$). The intragroup analyses exhibited statistical significant differences for all materials ($p<0.05$). Vipi Block Gum resin suffered a significant decrease on its microhardness at T3, which remained similar at T4. However, these values were significant below ($p<0.05$) the ones obtained at T1 and T2. Vipi

Cril Plus group showed a significant decrease at T3 in comparison with T1 ($p=0.021$). However, it increased significantly at T4 having statistical higher values than all other periods ($p<0.05$). Vipi Wave group suffered an expressive decrease at T3 in comparison with T2 ($p=0.01$). It also had an increase on its microhardness at T4, with statistical higher values than the ones observed at T3 ($p=0.01$).

Key words: Poly (methyl methacrylate). Acrylic resins. CAD-CAM.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- FIGURAS

Figura 1	- Matriz metálica	59
Figura 2	- Dispositivos e materiais utilizados para a prensagem dos padrões de silicone por condensação	59
Figura 3	- Prensagem dos padrões de silicone por condensação	60
Figura 4	- Padrões de silicone removidos da matriz metálica e posteriormente recortados para a inclusão.....	60
Figura 5	- Muflas utilizadas para a obtenção dos corpos de prova	61
Figura 6	- Aplicação de vaselina no interior da mufla (metálica).....	61
Figura 7	- Muflas, metálica e plástica, parcialmente preenchidas com a primeira camada de gesso	62
Figura 8	- Muflas, metálica e plástica, totalmente preenchidas, com os padrões de silicone posicionados.....	62
Figura 9	- Aplicação do isolante VIPI Film na superfície do gesso.....	62
Figura 10	- Prensa hidráulica utilizada para a prensagem dos padrões de silicone e das resinas acrílicas	63
Figura 11	- Muflas contendo os seus respectivos moldes, após a remoção dos padrões de silicone	63
Figura 12	- Deposição do polímero pré-polimerizado no pote Paladon contendo o monômero	64
Figura 13	- Homogeneização do material.....	64
Figura 14	- Inclusão do material nos moldes para posterior prensagem	64

Figura 15 - Colocação do filme de polietileno e fechamento das muflas para prensagem do material.....	65
Figura 16 - Recorte dos excessos de resina acrílica, após a remoção do filme de polietileno, para continuação da prensagem.....	65
Figura 17 - Painel elétrica polimerizadora utilizada para a polimerização da resina VIPI Cril Plus.....	66
Figura 18 - Dispositivo em aço inoxidável utilizado para auxiliar a planificação e polimento dos corpos de prova	67
Figura 19 - Politriz metalográfica empregada para a planificação e polimento dos corpos de prova	67
Figura 20 - Corpos de prova posicionados, na politriz metalográfica, para o polimento com lixa de silicone de granulação 600.....	68
Figura 21 - Lavadora ultrassônica utilizada para a limpeza dos corpos de prova	68
Figura 22 - Bloco de polimetilmetacrilato pré-polimerizado (VIPI Block Gum) contendo corpos de prova fresados em seu interior	69
Figura 23 - Estufa microprocessada de cultura e bacteriologia	70
Figura 24 - Microdurômetro HVM-2000	71
Figura 25 - Endentação realizada no corpo de prova para a avaliação da microdureza, em aumento de 10x	72
Figura 26 - Perfilômetro de contato Marsurf XCR 20 com a unidade de avanço GD 25	73
Figura 27 - Máquina de simulação de ciclos térmicos MSCT-3e.....	74

- GRÁFICOS

- Gráfico 1 - Distribuição dos valores de rugosidade superficial (R_a - μm) referentes aos três grupos de resinas acrílicas em função do estágio de envelhecimento térmico por termociclagem ($n=10$). As áreas coloridas representam os primeiros e terceiros quartis, nos quais se encontram 50% dos valores de rugosidade superficial. As linhas presentes entre os primeiros e terceiros quartis representam as medianas de cada grupo. As linhas superiores e inferiores representam, respectivamente, os limites superiores e inferiores de rugosidade superficial para cada grupo de resina. Os valores que se encontram além destes limites (valores discrepantes) estão representados pelo asterisco (*) 78
- Gráfico 2 - Análise visual das médias (R_a - μm), de rugosidade superficial, apresentadas pelos 3 grupos de materiais apresentadas nos 4 tempos de avaliação. Não foram encontradas diferenças estatísticas entre os grupos em nenhum dos tempos de avaliação 79
- Gráfico 3 - Distribuição dos valores de microdureza Knoop (KHN) referentes aos três grupos de resinas acrílicas em função do estágio de envelhecimento térmico por termociclagem ($n=10$). As áreas coloridas representam os primeiros e terceiros quartis, nos quais se encontram 50% dos valores de rugosidade superficial. As linhas presentes entre os primeiros e terceiros quartis representam as medianas de cada grupo. As linhas superiores e inferiores representam, respectivamente, os limites superiores e inferiores de microdureza para cada grupo de resina. Os valores que se encontram além destes limites (valores discrepantes) estão representados pelo asterisco (*)..... 82
- Gráfico 4 - Análise visual da microdureza nos 3 grupos de materiais nos 4 tempos de avaliação. Letras minúsculas se relacionam verticalmente e são utilizadas para a comparação intergrupos em função do estágio de termociclage. Letras maiúsculas se relacionam horizontalmente e são empregadas para a comparação intragrupos em função do estágio de termociclagem. *Letras diferentes representam diferenças estatísticas ($p<0.05$)..... 84
-
-

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Materiais utilizados	58
Tabela 2	- Divisão dos grupos para os testes de rugosidade superficial e microdureza de acordo com o material empregado e os ciclos de envelhecimento por termociclagem.....	58
Tabela 3	- Análise descritiva da avaliação de rugosidade superficial (Ra- μ m) nos 3 grupos avaliados em função do estágio de termociclagem.....	77
Tabela 4	- ANOVA de uma via avaliando as diferenças intergrupos e intragrupos para o teste de rugosidade superficial	79
Tabela 5	- ANOVA de medidas repetidas dos 3 materiais ao longo dos 4 tempos de avaliação para rugosidade superficial	80
Tabela 6	- Análise descritiva da avaliação de microdureza knoop nos 3 grupos avaliados em função do estágio de termociclagem.....	81
Tabela 7	- ANOVA de uma via seguido por <i>post-hoc</i> de Tukey comparando a microdureza dos 3 materiais nos 4 tempos de avaliação.....	83
Tabela 8	- ANOVA de medidas repetidas dos 3 materiais ao longo dos 4 tempos de avaliação para microdureza	85

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

CAD	Desenho assistido por computador
CAM	Manufatura assistida por computador
EDMA	Dimetacrilato de etilenoglicol
°C	Grau Celcius
g	Grama
MMA	Metacrilato de metila
µm	Micrômetro
mL	Mililitro
pH	Potencial hidrogeniônico
PVC	Policloreto de vinila
PMMA	Polimetilmetacrilato
kgf	Quilograma-força
RAAQ	Resina acrílica ativada quimicamente
RAAT	Resina acrílica ativada termicamente
Ra	Rugosidade média
IUPAC	União Internacional de Química Pura e Aplicada
UDMA	Uretano dimetacrilato
KHN	Valor de microdureza Knoop

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
2	REVISÃO DE LITERATURA	25
2.1	HISTÓRICO DOS MATERIAIS PARA BASES DE PRÓTESES.....	25
2.2	RESINAS ACRÍLICAS	29
2.2.1	Composição	29
2.2.2	Classificação	30
2.2.2.1	Resinas acrílicas ativadas termicamente.....	31
2.2.2.2	Resinas acrílicas ativadas quimicamente.....	31
2.2.3	Reação de polimerização	32
2.2.4	Grau de conversão e monômero residual	33
2.2.5	Biodegradação das resinas acrílicas	36
2.2.6	Rugosidade superficial	38
2.2.7	Microdureza	42
2.3	SISTEMAS CAD-CAM	45
3	PROPOSIÇÃO	51
4	MATERIAL E MÉTODOS	55
4.1	MATERIAIS.....	55
4.2	INSTRUMENTOS	56
4.3	EQUIPAMENTOS.....	56
4.4	MÉTODOS	57
4.4.1	Obtenção dos corpos de prova	58
4.4.1.1	Confecção dos padrões de silicone.....	59
4.4.1.2	Inclusão dos padrões de silicone.....	60
4.4.1.3	Manipulação das resinas e preenchimento do molde	63
4.4.1.4	Termopolimerização da resina Vipi Cril Plus.....	66
4.4.1.5	Termopolimerização da resina Vipi Wave	66

4.4.1.6	Demuflagem e acabamento dos corpos de prova.....	67
4.4.1.7	Polimento dos corpos de prova.....	68
4.4.1.8	Resina Vipi Block Gum.....	69
4.4.2	Distribuição dos grupos.....	69
4.4.2.1	Identificação dos corpos de prova dentro de cada grupo	70
4.5	TESTES INICIAIS.....	70
4.5.1	Análise da microdureza dos corpos de prova	71
4.5.2	Análise da rugosidade superficial dos corpos de prova.....	73
4.5.3	Termociclagem.....	74
5	RESULTADOS.....	77
5.1	RUGOSIDADE SUPERFICIAL	77
5.1.1	Dados descritivos referentes à rugosidade superficial	77
5.1.2	Distribuição dos dados referentes à rugosidade superficial.....	78
5.1.3	Análises comparativas intragrupos e intergrupos	78
5.2	MICRODUREZA KNOOP (KHN)	80
5.2.1	Dados descritivos referentes à microdureza	81
5.2.2	Distribuição dos dados referentes à microdureza	81
5.2.3	Análise comparativa intragrupos e intergrupos	82
6	DISCUSSÃO.....	89
6.1	RUGOSIDADE SUPERFICIAL	90
6.2	MICRODUREZA	92
7	CONCLUSÕES	101
	REFERÊNCIAS	105

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

As resinas acrílicas são materiais plásticos, classificados como polímeros e atualmente são constituídas principalmente pelo polimetilmetacrilato (PMMA) (BARTOLONI et al., 2000; LUNG; DARVELL, 2007; BETTENCOURT et al., 2010; MATSUO et al., 2015). O PMMA é originado através de reações orgânicas de polimerização (especificamente de adição) nas quais os monômeros de metacrilato de metila são ligados uns aos outros para a formação de cadeias poliméricas de alto peso molecular (ALI; KARIM; BUANG, 2015).

O PMMA é um material amplamente utilizado na área odontológica possuindo, como exemplo, aplicações ortodônticas e cirúrgicas (através da utilização de guias cirúrgicos e radiográficos). No entanto, o polimetilmetacrilato é majoritariamente utilizado no segmento protético servindo como material para a confecção de próteses parciais fixas provisórias, assim como base de próteses removíveis (LEE; LAI; HSU, 2002; BETTENCOURT et al., 2010; NICODEMO et al., 2013; BALOS et al., 2015; MATSUO et al., 2015).

As próteses removíveis, parciais ou totais, compõem uma fração significativa, no que se refere às possibilidades de tratamentos reabilitadores requisitados na prática odontológica, sendo utilizadas tanto para a reposição de dentes como de estruturas bucais associadas (BALOS et al., 2015; MATSUO et al., 2015).

Historicamente, datando da década de 1930, o polimetilmetacrilato (PMMA) tem sido empregado como o principal material para estes tipos de próteses (BARTOLONI et al., 2000; CHENG; CHEUNG; CHOW, 2010; VODJANI; BAGHERI; KHALEDI, 2012; MURAKAMI et al., 2013; KURT et al., 2016; CONSANI et al., 2016). De acordo com Balos et al. (2009), as próteses removíveis são constituídas prioritariamente à base deste material. A grande utilização do PMMA pelo segmento odontológico se deu devido a determinadas qualidades deste material como, por exemplo: custo reduzido, estética satisfatória, processamento e manipulação simplificados e boa biocompatibilidade com os tecidos bucais (PHOENIX et al., 2004; CHENG; CHEUNG; CHOW, 2010; VODJANI; BAGHERI; KHALEDI, 2012; SOYGUN; BOLAYIR; BOZTUG, 2013; MURAKAMI et al., 2013; KAWAGUCHI ET al., 2014; ALI et al., 2015; KURT ET AL., 2016).

Entretanto, o PMMA apresenta desvantagens principalmente no que concerne a algumas de suas propriedades mecânicas e superficiais, como: apresentação de porosidades,

susceptibilidade à fratura e baixa resistência à abrasão (JAGGER; HARRISON; JANDT, 1999; KIM; WATTS, 2004; VODJANI; BAGHERI; KHALEDI, 2012; BAHRANI et al., 2012; SOYGUN; BOLAYIR; BOZTUG, 2013; KUL; ALADAG; YESILDAL, 2016), resultando em implicações clínicas indesejáveis (JOHNSTON; NICHOLLS; SMITH, 1981; JAGGER; HARRISON; JANDT, 1999; KIM; WATTS, 2004; BALOS et al., 2015).

Sabe-se que o comportamento das próteses totais removíveis, e consequentemente o prognóstico desta modalidade de tratamento, está, em determinado grau, relacionado com as propriedades do polimetilmetacrilato. Estas, por sua vez, apresentam variações as quais podem ser desencadeadas por diversos fatores, que podem ser intrínsecos ou extrínsecos em relação ao material (VALLITTU; MIETTINEN; ALAKUIJALA, 1995; AZZARRI; CORTIZO; ALESSANDRINI, 2003; BETTENCOURT et al., 2010; GAUTAM et al., 2012).

Entre as variáveis inerentes ao polimetilmetacrilato, sabe-se que a forma como é iniciada e conduzida a reação de polimerização, bem como o processamento e manipulação possuem caráter de grande relevância nas propriedades do produto final obtido (FLETCHER et al., 1983; BAYRAKTAR et al., 2006; URBAN et al., 2009). A relevância destas variáveis pode ser explicada por proporcionarem alterações na eficiência da reação de polimerização, ocasionando a geração de moléculas, entre estas, moléculas de monômero residual as quais detêm um potencial deletério, prejudicando as propriedades mecânicas e superficiais do PMMA, dentre estas, a rugosidade superficial e a microdureza (HARRISON; HUGGETT, 1992; ZISSIS et al., 2000; GAD et al., 2017).

A rugosidade superficial e microdureza do PMMA possuem grande relevância clínica frente ao tratamento com próteses removíveis, especificamente nas próteses totais removíveis. Isto decorre do fato de que estas propriedades não apenas estão relacionadas à resistência das próteses aos sucessivos desgastes que são decorrentes do uso e higienização da prótese, realizado pelo paciente, como também podem estar relacionadas com a predisposição à adesão e colonização de microrganismos na prótese criando, desta forma, um contexto favorável para o desencadeamento de processos inflamatórios e infecciosos, os quais são bem descritos na literatura científica (MACHADO et al., 2009; KONCHADA et al., 2013; NICODEMO et al., 2013; CORTÉS-SANDOVAL et al., 2015)

Adicionalmente, por meio do processo de lixiviação das moléculas de monômero residual, não polimerizados na reação de polimerização, para o meio bucal, o PMMA ainda pode adquirir um potencial deletério em relação à saúde dos pacientes, podendo ocasionar

reações alérgias, ulcerações, irritações químicas, dor e sensibilidade na mucosa oral, assim como também pode ser um fator coadjuvante na manifestação de patologias com a estomatite protética (GAUTAM et al., 2012). Portanto, o monômero residual pode influenciar negativamente na biocompatibilidade do material (BETTENCOURT et al., 2010; BURAL et al., 2011).

Além da influência das características inerentes ao material, existe ainda a influência que o meio oral exerce no polimetilmetacrilato. Sabe-se que o meio oral se apresenta como um meio desfavorável em relação à preservação das propriedades dos materiais utilizados nas próteses totais removíveis (BETTENCOURT et al., 2010). A ação deletéria provocada pelo meio oral ocorre de forma ampla e complexa, combinando variáveis que atuam nos aspectos físicos, químicos e mecânicos. Estas variáveis, por sua vez, são representadas pelas forças exercidas nas próteses decorrentes dos processos mastigatórios, assim como das alterações térmicas e alterações no pH do meio decorrentes da dieta alimentar dos pacientes (BETTENCOURT et al., 2010).

À vista disto, muitos pesquisadores avaliaram a rugosidade superficial e microdureza do PMMA e as alterações que estas propriedades podem sofrer em virtude dos fatores anteriormente explanados (ALI et al., 2008; RIZZATTI-BARBOSA; RIBEIRO-DASILVA, 2009). Entre os estudos presentes na literatura, muitos foram destinados em realizar análises comparativas destas propriedades das resinas acrílicas em relação às formas como são iniciadas as suas reações de polimerização, bem como a influência de diferentes variáveis que podem estar presentes nas suas formas de processamento – entre elas, tempo, temperatura e pressão (BAHRANI et al., 2012; CONSANI et al., 2014; CONSANI et al., 2016). Outros estudos não apenas avaliaram essas características de forma isolada como também simularam *in vitro* a ação exercida pelo meio bucal nestes materiais, por meio do emprego de ciclos de imersão dos materiais em saliva artificial e outras soluções, bem como através da aplicação de ciclos envelhecimento térmico (BOTEGA et al., 2008; LIRA et al., 2012; GOIATO et al., 2014).

No entanto, com o advento da tecnologia CAD-CAM, novos materiais foram introduzidos no mercado odontológico. As resinas acrílicas confeccionadas através dos sistemas CAD-CAM são tidas como detentoras de propriedades mecânicas e superficiais superiores às resinas acrílicas convencionais, por serem fabricadas em condições específicas e controladas (STEINMASSL et al., 2017; SRINIVASAN et al., 2018). Entretanto, as

informações presentes na literatura a cerca destes novos materiais ainda são escassas. Portanto, o objetivo deste estudo é realizar uma análise da rugosidade superficial e microdureza de resinas acrílicas convencionais comparativamente às resinas provenientes da tecnologia CAD-CAM sob a influência do envelhecimento térmico por meio da termociclagem.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 HISTÓRICO DOS MATERIAIS PARA BASES DE PRÓTESES TOTAIS REMOVÍVEIS

A prótese total removível consiste em uma modalidade de tratamento amplamente utilizada no segmento odontológico. Esta prótese é composta basicamente por dois componentes que, conjuntamente, atuam de modo que sejam atingidos todos os requisitos necessários para um tratamento eficiente de pacientes totalmente edêntulos. O primeiro componente corresponde aos dentes artificiais, os quais são responsáveis diretos tanto no aspecto funcional no que diz respeito à fonação, mastigação e na manutenção do relacionamento oclusal do paciente, quanto no aspecto estético – também de fundamental importância. Os dentes artificiais, por sua vez, ficam retidos, química e mecanicamente à base da prótese que, por sua vez tem como função propiciar, além do suporte, a retenção e estabilidade, atuando também na distribuição adequada das forças resultantes do processo mastigatório para os tecidos de suporte. As bases de próteses totais removíveis consistem, portanto, em componentes de extrema importância para o sucesso do tratamento, exigindo também diversas características e qualidades dos materiais que as compõem.

A busca por materiais para as bases de próteses totais removíveis remonta ao século XIX. O seu início decorreu através da descoberta do processo de vulcanização da borracha natural (poliisopreno), por Charles Goodyear, em 1839 (RUEGGEBERG, 2002). O processo de vulcanização consistia na mistura do elemento enxofre à borracha natural. O procedimento resultava na diminuição da temperatura de transição vítrea da mesma, consequentemente melhorando as características elásticas do produto final de modo que sua rigidez e flexibilidade pudessem ser controladas, a partir de variações empregadas no processamento (RUEGGEBERG, 2002). Em 1851, foi criada uma borracha vulcanizada, rígida, denominada Vulcanite a qual foi patenteada por Nelson Goodyear, sendo este material empregado para a confecção de diversos produtos (RUEGGEBERG, 2002).

No entanto, foi apenas em 1853 que o *Vulcanite* foi utilizado pela primeira como material para bases de próteses totais removíveis. O procedimento para a produção era extremamente sensível a qualquer variação na técnica, assim como perigoso

(RUEGGEBERG, 2002). O processo se resumia à colocação de tiras do material em um molde contra um modelo, seguido prensagem e aquecimento a vapor, alcançando-se altos valores de temperatura e pressão. O resultado eram próteses totais removíveis com base em *Vulcanite*, associadas a dentes artificiais em porcelana (RUEGGEBERG, 2002).

Segundo Rueggeberg (2002), o *Vulcanite* apresentava determinadas vantagens, como: boa maleabilidade, boa adaptação, além de não ser reativo à saliva e insolúvel. Ademais, a manufatura de próteses totais removíveis, utilizando o *Vulcanite*, implicava em um terço do custo operacional em comparação às próteses confeccionadas com os materiais comumente utilizados na época, ou seja, em porcelana ou metal.

O baixo custo de fabricação teve importância peculiar para o crescimento do uso deste material, levando-se em consideração o referido contexto histórico. Com a invenção da anestesia local, a maioria dos procedimentos odontológicos realizados nesta época consistia em extrações dentárias, seguidas de reabilitações com próteses parciais removíveis ou próteses totais removíveis (RUEGGEBERG, 2002). Portanto, tratava-se de um contexto de crescente demanda por próteses que não só fossem eficientes, como também dispusessem de um baixo custo e de boa durabilidade (RUEGGEBERG, 2002). No entanto, o material apresentava uma grande desvantagem no que concerne ao aspecto estético, pois o material processado possuía cor que variava entre o marrom escuro e o cinza. Este problema era passível de ser atenuado, através da adição de componentes. Entretanto, tal processo acarretava na interferência das propriedades do material, tornando-o frágil (RUEGGEBERG, 2002).

No ano de 1869 foi introduzido no mercado um novo material, de modo a competir com o *Vulcanite*. O material em questão se tratava do *Celluloid*. De acordo com Fahey (2001), o *Celluloid* era um material composto de acetato de celulose necessitava ser submetido a diferentes processamentos até poder ser empregado. A manufatura de próteses totais removíveis, a base deste material, consistia na deposição de folhas do mesmo em um molde, sendo este conjunto aquecido e prensado contra o modelo, de modo que as folhas formassem uma massa única e assumissem a forma do modelo, penetrando também nas retenções feitas nos dentes artificiais (RUEGGEBERG, 2002). O *Celluloid* possuía um custo inferior ao *Vulcanite* apresentando também melhores características estéticas, devido a maior semelhança da sua coloração com a coloração do tecido gengival. No entanto, tratava-se de um material com maior predisposição às alterações dimensionais e de cor, além de adquirir

um odor desagradável, devido à absorção de componentes da saliva com o passar do tempo (RUEGGEBERG, 2002).

Nesta época, ocorreu ainda a introdução de novos produtos no mercado, com o intuito de preencher as lacunas deixadas pelos produtos anteriormente citados como, por exemplo, o *New Mode Continuous*. Este produto tinha como conceito a reprodução das melhores características dos produtos disponíveis na época, possuindo uma base composta por borracha associada a uma gengiva artificial a base de material celuloide e dentes em porcelana (RUEGGEBERG, 2002). O material era, portanto, mais flexível, de fácil fabricação e esteticamente superior a qualquer formulação do *Vulcanite*. Entretanto, os profissionais da época ainda ansiavam por novos materiais que dispusessem de melhores características concernentes à estética e resistência (RUEGGEBERG, 2002).

O período entre as décadas de 1910 e 1950, também conhecido como a era dos materiais termoplásticos, foi imprescindível para que ocorresse uma revolução na indústria mundial. No início do século XX foram iniciados os primeiros estudos sobre os polímeros termoplásticos e o processo de polimerização (RUEGGEBERG, 2002). Em 1922, foi realizada a primeira correlação entre o conceito de macromolécula e os polímeros, realizado por Herman Staudlinger, em seu estudo sobre copolímeros de estireno, tendo este recebido posteriormente o prêmio Nobel, em 1953, pela sua contribuição (RUEGGEBERG, 2002).

Portanto, o início do século XX foi marcado por um crescimento vertiginoso neste campo, e muitos dos materiais elaborados nesta época continuam sendo utilizados atualmente, entre estes, pode-se citar: o *Bakelite* (fenol-formaldeído, em 1907), o poliestireno (1911, 1929), o policloreto de vinila (conhecido como PVC), o poliéster (1932), o náilon (1934), seguidos da criação da poliamida e do polietileno (ambos criados em 1935) e, posteriormente, do teflon (politetrafluoretileno) e da resina epóxi (criados em 1939). O desenvolvimento destes materiais ocorria, por sua vez, simultaneamente com a crescente expectativa do emprego, destes produtos, no setor odontológico (RUEGGEBERG, 2002).

No entanto, apesar da grande variedade e disponibilidade de polímeros no mercado, a resposta clínica destes produtos foi decepcionante. O maior impasse estava pautado no elevado custo de fabricação destes polímeros, sendo necessários equipamentos caros e complexos para esta finalidade (RUEGGEBERG, 2002). Não obstante a este contexto, a aplicação de alguns destes materiais no setor odontológico se sucedeu, através da introdução

do *Bakelite*, iniciando uma competição pelo mercado com o bem estabelecido produto Vulcanite (RUEGGEBERG, 2002). Mas, as próteses totais removíveis a base de Bakelite tinham suas propriedades físicas extremamente dependentes da técnica de processamento o que, por sua vez, configurava em uma grande desvantagem (RUEGGEBERG, 2002).

Segundo Rueggeberg (2002), em 1932 também foram implementados, para bases de próteses totais removíveis, materiais cujas composições consistiam em uma mistura de policloreto de vinila com acetato de vinila. Todavia a técnica de processamento destes materiais gerava um alto estresse residual nos mesmos, o que acarretava, frequentemente, na fratura das próteses após as suas instalações.

Paralelamente a todo este cenário, ocorria o aprofundamento do conhecimento das resinas acrílicas. Este acontecimento foi impulsionado de sobremaneira pelos resultados obtidos nos estudos de Otto Röhm, em 1901, através da produção de polímeros sólidos e transparentes derivados do ácido acrílico (RUEGGEBERG, 2002). Por conseguinte, foram criados vários outros polímeros rígidos e transparentes, particularmente derivados dos monômeros: metil e etil metacrilato (RUEGGEBERG, 2002; ALI et al, 2015).

Em 1927, os pesquisadores Otto Röhm e Otto Haas criaram dois produtos (*Acryloid* e *Plexigum*) a base de polímeros de polimetilmetacrilato (PMMA), os quais foram muito utilizados para revestimentos superficiais (RUEGGEBERG, 2002). Posteriormente, foram introduzidos no mercado outros produtos contendo polímeros de polimetilmetacrilato cada vez mais rígidos, como o *PlexiGlas* (em 1931) e o *Perspex* (em 1932), ambos comercializados no formato de folhas. Em 1937, estes produtos já eram comercializados tanto na sua forma original, como também em grânulos e em pó e, a sua aplicação, já compreendia um vasto setor da indústria, sendo utilizados como revestimentos de superfície, como couro artificial, para acabamentos de tecidos e em tintas (RUEGGEBERG, 2002).

Em 1936, o polimetilmetacrilato foi utilizado pela primeira vez, pela indústria odontológica, como material para base de próteses totais removíveis. O produto, denominado *Vernonite*, era uma resina termopolimerizável que obteve um grande sucesso no mercado, com ampla utilização, conseguindo efetivamente substituir o Vulcanite (RUEGGEBERG, 2002). Em 1940, o *Vernonite* não só foi utilizado para base de próteses totais removíveis, como também teve uso aplicado à inlays, coroas e próteses parciais fixas. No ano de 1946,

este material representava em torno de 95% dos materiais utilizados para bases de próteses totais removíveis (RUEGGERBERG, 2002; LUNG; DARVELL, 2005).

A grande aceitação do PMMA foi decorrente deste material possuir qualidades, como: baixo custo, processo de fabricação e manipulação simplificados, estética satisfatória, sendo também materiais leves e que facilitam os processos de acabamento e polimento (MURAKAMI ET AL., 2013; KAWAGUCHI ET AL., 2014; KURT ET AL., 2016). O polimetilmetacrilato continua sendo o principal material utilizado, correspondendo atualmente a 90% das bases de próteses removíveis (parciais e totais) (BALOS et al. 2009). Entretanto, o desenvolvimento dos materiais para bases de próteses totais removíveis continua presente, principalmente no que se diz respeito à busca pelo desenvolvimento das propriedades do polimetilmetacrilato.

2.2 RESINAS ACRÍLICAS

Esta seção tem como propósito realizar uma revisão no que concerne às características e propriedades das resinas acrílicas atuais, com o intuito de simplificar o entendimento do proposto estudo.

2.2.1 Composição

As resinas acrílicas, atualmente, são majoritariamente constituídas pelo polimetilmetacrilato (PMMA), cujo nome correto é dado pela União Internacional de Química Pura e Aplicada (IUPAC) como poli(metacrilato de metila) ou, mais especificamente, poli(1-(metoxicarbonil)-1-metileno (ALI et al., 2015). O PMMA é um polímero sintético termoplástico, de cadeia linear, sendo composto por unidades (monômeros) repetitivas do éster metacrilato de metila. O PMMA consiste em um material duro, rígido, com uma característica amorfa e transparente, devido ao fato dos seus grupos metila e éster (os quais estão dispostos aleatoriamente ao longo de sua cadeia) impedirem a sua cristalização (ALI et al., 2015).

As resinas acrílicas são fornecidas na forma de pó e líquido, os quais são proporcionados de acordo com o seu respectivo fabricante. O pó é composto por microesferas pré-polimerizadas de PMMA. Este também contém o iniciador da reação de polimerização,

peróxido de benzoíla. Ademais, dependendo da indicação da resina, o pó pode conter outros componentes como pigmentos e fibras, os quais tem como objetivo simular a cor do tecido gengival e os vasos e capilares sanguíneos presentes no mesmo (HONG et al., 2009; BETTENCOURT et al, 2010).

O líquido é principalmente constituído pelo monômero metacrilato de metila, molécula de cadeia linear e com apenas uma ligação carbônica dupla. O líquido pode conter também agentes de ligação cruzada (cross-link), os quais promovem a união das cadeias poliméricas entre si, por meio de ligações laterais, evitando o deslizamento de umas sobre as outras, configurando em uma maior estabilidade da estrutura como um todo. Como exemplos de agentes de ligação cruzada, pode-se citar: o dimetacrilato de etilenoglicol (EDMA), o trimetacrilato de trimetilolpropano ou o dimetacrilato de 1,6-hexanodiol (VALLITTU; RUYTER; BUYKUILMAZ, 1998; BETTENCOURT et al., 2010). Além disto, o líquido também apresenta também agentes plastificadores e um agente estabilizador (como a hidroquinona). Este último possui a função de inibir a reação de modo a prevenir uma polimerização indesejada, durante o transporte e armazenamento dos produtos quando prontos para a comercialização (KEH et al., 2002). Por último, no caso das resinas acrílicas ativadas quimicamente, o líquido contém também o ativador químico, geralmente uma amina terciária (como a amina terciária (N,N-dimetil-p-toluidina), necessário para a realização da reação de polimerização (HONG et al., 2009).

2.2.2 Classificação

As resinas acrílicas podem ser classificadas de acordo com o fator que inicia a reação de polimerização, ou seja, de acordo com o modo como as moléculas do iniciador são decompostas. Portanto, as resinas acrílicas podem ser classificadas como: resinas acrílicas ativadas termicamente (RAAT) e resinas acrílicas ativadas quimicamente (RAAQ) (SADAMORI et al., 1994; AZZARRI; CORTIZO; ALESSANDRINI, 2003; LÉON; CURY; GARCIA, 2008; BETTENCOURT et al., 2010).

2.2.2.1 Resinas acrílicas ativadas termicamente

As resinas acrílicas ativadas termicamente, ou termopolimerizáveis, têm o início da sua reação de polimerização marcado pela decomposição das moléculas do iniciador através do calor (geralmente ocorrendo entre as temperaturas de 50°C e 100°C). Isto pode ocorrer de três formas. A primeira maneira é denominada de polimerização convencional, na qual a mufla contendo a resina acrílica fica submersa em água, sendo submetida a temperaturas controladas, que variam de acordo com o tipo específico de ciclo escolhido. O segundo método decorre de modo semelhante, com temperaturas controladas, todavia, associadas à adição de pressão (VALLITTU; MIETTINEN; ALAKUIJALA, 1995; BETTENCOURT et al, 2010)

No terceiro método, a polimerização ocorre através da energia de micro-ondas. De acordo com Kimura et al. (1983), este método é capaz de proporcionar uma rápida polimerização. Segundo Lai et al. (2004), as micro-ondas provocam uma orientação das moléculas de metacrilato de metila dentro do campo magnético, fazendo-as vibrar em uma frequência de 2450 MHz. Esta vibração ocasiona o choque e a atrição das moléculas entre si, com subsequente aquecimento do sistema, decomposição das moléculas do iniciador e iniciação da reação (LAI et al., 2004).

A temperatura, pressão, potência (micro-ondas) e o tempo utilizados nestas técnicas podem variar de acordo com o fabricante do material. Além disto, existem também muitos estudos na literatura que avaliam os efeitos e a eficácia destas variações nas propriedades das resinas acrílicas (LAI et al., 2004; CONSANI et al., 2009; RIZZATTI-BARBOSA et al., 2009; CONSANI et al., 2012)

2.2.2.2 Resinas acrílicas ativadas quimicamente

As resinas acrílicas ativadas quimicamente, ou autopolimerizáveis, se diferenciam pelo fato de a sua polimerização poder ser realizada em temperatura ambiente. Para que isto ocorra, é realizada a adição de um ativador químico. Este ativador químico, como por exemplo, a N,N-dimetil-p-toluidina, uma amina terciária, atua de modo a causar uma redução da energia necessária para a ativação do iniciador possibilitando, portanto, a iniciação e propagação da reação de polimerização em temperatura ambiente (BETTENCOURT et al., 2010).

2.2.3 Reação de polimerização

A obtenção do PMMA ocorre através de uma reação química orgânica de polimerização via radical livre, especificamente, de adição (BARTOLONI et al., 2000; URBAN et al., 2009). A polimerização via radical livre do PMMA ocorre através de adições sucessivas de moléculas do monômero metacrilato de metila (baixo peso molecular), a um radical propagador, gerando moléculas de alto peso molecular (polímero). Esta reação de polimerização é uma reação exotérmica e ocorre quase que instantaneamente, sendo dividida em quatro estágios: iniciação, propagação, transferência de cadeia e terminação (BARTOLONI et al., 2000; ANUSAVICE, 2005, p. 146).

A iniciação começa através da ativação da molécula do iniciador, sendo mais comumente utilizado o peróxido de benzoíla, a qual sofre uma decomposição gerando dois radicais livres, chamado de radicais primários. Os radicais livres, por sua vez, atacam as ligações duplas (π) presentes nas moléculas de metacrilato de metila, unindo-se à essas moléculas e gerando um elétron livre (ligação livre) nas moléculas resultantes (radicais propagadores) (ANUSAVICE, 2005, p.147). A propagação representa o subsequente crescimento das cadeias poliméricas decorrente de sucessivas adições dos monômeros de metacrilato de metila nas macromoléculas, ou macrorradicais propagadores, em crescimento. Portanto trata-se de uma reação em cadeia impulsionada pela indução dos elétrons livres presentes nos macrorradicais, na quebra de ligações duplas de novas moléculas de metacrilato de metila (ANUSAVICE, 2005, p. 149).

A transferência de cadeia, por sua vez, está relacionada à transferência de um radical livre ativo (um átomo de hidrogênio) de uma cadeia em crescimento para uma outra molécula, podendo esta ser um monômero ou uma cadeia de um polímero inativada. A transferência, portanto, pode gerar a formação de um novo núcleo de crescimento para a formação de um polímero, ou reativar uma cadeia polimérica, promovendo um novo crescimento desta. Além disto, a transferência de cadeia por estar realizada com o processo de terminação, descrito a seguir (ANUSAVICE, 2005, p. 149).

A última etapa consiste na terminação, etapa a qual pode ocorrer de dois modos: por acoplamento direto e por transferência de cadeia. Na terminação por acoplamento direto, os macrorradicais são combinados, ligando-se uns aos outros (ANUSAVICE, 2005, p. 151). No caso da terminação por transferência de um átomo de hidrogênio, um macrorradical perde um

átomo de hidrogênio refazendo uma ligação dupla em sua estrutura (no entanto, pode-se ocorrer uma reativação por meio da ruptura desta ligação). Simultaneamente, um segundo macrorradical recebe o mesmo átomo de hidrogênio em sua estrutura molecular estabilizando, portanto, o átomo com o elétron desemparelhado. Portanto, o resultado é a formação de múltiplas cadeias poliméricas com alto peso molecular (ANUSAVICE, 2005, p. 151).

2.2.4 Grau de conversão e monômero residual

De acordo com Barron, Rueggeberg e Schuster (1992), o grau de conversão consiste na porcentagem de ligações carbônicas duplas que são transformadas em ligações simples, no processo de polimerização do material. Portanto, o grau de conversão consiste na porcentagem de monômeros convertidos em polímeros. De acordo com Azzarri, Cortizo e Alessandrini (2003), o grau de conversão é a característica mais importante de uma reação de polimerização. No entanto, esta conversão nunca é completa, resultando sempre em uma determinada quantidade de monômeros não reagidos, sendo estes denominados de monômeros residuais (ÇELEBI et al., 2008). Os monômeros residuais, por sua vez, são compostos em maior parte por moléculas de metacrilato de metila, entretanto, sendo composto também por ésteres de ftalatos e aditivos. Os monômeros residuais são componentes indesejáveis, haja vista que possuem um deletério sobre as características do produto final polimerizado (BETTENCOURT et al., 2010; GAUTAM et al., 2012).

O grau de conversão e a subsequente formação de monômeros residuais, no processo de polimerização das resinas acrílicas, foram muito estudados na literatura científica. Segundo Zissis et al. (2008), estes dois fatores são influenciados por diversos elementos, como o ciclo de polimerização empregado (temperatura e tempo utilizados), o tipo de resina acrílica, assim como pela a espessura do material e as condições de processamento utilizadas na polimerização (GAUTAM et al., 2012).

Em um estudo conduzido por Harrison e Huggett (1992), foi realizada uma comparação entre os efeitos de diferentes ciclos de polimerização, em 23 tipos resinas acrílicas para bases de próteses. Os resultados deste estudo demonstraram que o ciclo de sete horas de imersão em água a 70°C, seguido de uma hora de imersão em uma temperatura de 100°C, apresentou o maior grau de conversão. Em contrapartida, a imersão, com período de sete horas, em água a uma temperatura de 60°C e o ciclo com imersão em água fervente

seguido de imersão em água a 90°C durante cinco minutos produziram as maiores concentrações de monômeros residuais.

Bartoloni et al. (2000) realizaram um estudo avaliando a influência de três métodos de polimerização no grau de conversão de três resinas acrílicas termopolimerizáveis: uma resina de polimerização rápida, uma resina para polimerização em micro-ondas e a última a ser polimerizada pelo método convencional, esta, atuando como grupo controle. Cada resina era adequada especificamente para cada modo de polimerização. Como resultado, os pesquisadores observaram um valor menor no grau de conversão das resinas com ciclo de polimerização rápido sendo, portanto, inferior aos outros ciclos de polimerização empregados. No entanto, o autor afirma que nos três casos foram obtidos altos valores de conversão, tendo os três métodos atingido graus de conversão acima de 90%.

De modo semelhante, em um estudo mais recente conduzido por Çelebi et al. (2008), foi realizada uma comparação entre três tipos de resinas termopolimerizáveis: uma para polimerização em micro-ondas (ciclo de 3 minutos utilizando 500 watts de potência), uma resina apropriada para técnica de compressão (ciclo de 15 minutos em água a 80°C) e por último, uma resina aplicada para a técnica de injeção (ciclo de 30 minutos em água a 55°C associado a uma pressão de 330 kPa). Os resultados alcançados demonstraram uma menor concentração de monômero residual no ciclo de polimerização por micro-ondas em relação aos outros grupos, tendo sido o grupo de resinas polimerizadas com o ciclo de 15 minutos em água a 80°C o grupo com maior concentração de monômero residual.

Estes resultados estão de acordo com outros estudos, como um estudo clássico realizado por Austin e Basker (1980), no qual os autores constataram que resinas acrílicas polimerizadas em ciclos curtos podem conter em até sete vezes mais monômero residual, do que os materiais polimerizados em ciclos longos. De mesmo modo, Frangou, Huggett e Stafford (1990) obtiveram a menor porcentagem de monômero residual (0,07%) através da utilização de uma resina termopolimerizável associada a um longo ciclo polimerização, com imersão em água a 100°C durante um período de doze horas.

A correlação entre o grau de conversão e o monômero residual com o tipo de resina acrílica também foi alvo de outros estudos. De acordo com Urban et al. (2009), as resinas acrílicas autopolimerizáveis apresentam graus de conversão inferiores aos das resinas acrílicas termopolimerizáveis. Segundo Vallitu (1996), isto ocorre devido a uma menor eficiência do

ativador químico, quando comparado ao calor, na conversão dos monômeros em polímeros. Estas informações estão de acordo com os resultados obtidos em outros estudos, como os resultados encontrados por Tsuchiya et al. (1993; 1994) e Cimpam et al. (2000), os quais observaram maiores valores de monômeros residuais em resinas acrílicas autopolimerizáveis, em relação a resinas acrílicas convencionais e polimerizadas por ação de micro-ondas.

Outros estudos também avaliam a relação entre a concentração de monômero residual e a espessura dos espécimes em resina acrílica. De acordo com Fletcher et al. (1983) e Sadamori et al. (1994), a quantidade de monômero residual está relacionada à espessura do espécime, sendo que áreas mais espessas estão associadas a uma menor quantidade em relação às áreas mais finas, sendo que estes resultados se encontram em consonância com estudos anteriores. Segundo Fletcher et al. (1983), isto pode ser consequência da própria característica exotérmica da reação de polimerização, através do aumento da geração de calor. Portanto, as áreas mais espessas apresentariam uma maior concentração de calor, aumentando o grau de conversão da reação de polimerização e reduzindo a concentração do monômero residual.

A influência do monômero residual nas propriedades das resinas acrílicas foi matéria de muitos estudos. Segundo Vergani et al. (2005) a ação deletéria do monômero residual decorre do fato deste atuar como um agente plastificante. Estas moléculas não polimerizadas ficam posicionadas entre as redes de cadeias poliméricas do polímero e possuem uma tendência de serem solubilizadas ou liberadas em uma solução aquosa como, por exemplo, a saliva. Consequentemente, a liberação destas moléculas para meio aquoso ocasiona a criação de pequenos espaços e irregularidades na estrutura polimérica do material, gerando a formação de áreas com concentração de forças e, subsequentemente, a formação de micro-trincas interferindo diretamente no desempenho da prótese (BALOS et al., 2009; TAKAHASHI; HAMANAKA; SHIMIZU, 2013)

O processo de difusão das moléculas de metacrilato de metila (MMA), bem como aditivos e subprodutos para o meio, também é relevante no que tange ao aspecto da biocompatibilidade do material polimerizado, ou seja, da prótese confeccionada. Estudos demonstram que o monômero residual pode contribuir na ocorrência de processos de sensibilização, dor e irritação química da mucosa oral (BETTENCOURT et al., 2010; GAUTAM et al., 2012). Outros estudos correlacionam este processo de difusão com a formação de edema labial, ulceração da mucosa e com o estabelecimento de patologias, como

a estomatite protética. Além disto, estudos demonstraram a indução, do metacrilato de metila residual e de aditivos (como o peróxido de benzoíla), na geração de processos alérgicos (BETTENCOURT et al., 2010; GAUTAM et al, 2012).

Portanto, a influência dos monômeros residuais é de fundamental importância no que concerne ao tratamento de pacientes por meio de próteses totais removíveis, pois a sua concentração interfere negativamente não apenas a biocompatibilidade da prótese, mas também as suas propriedades superficiais, físicas e mecânicas, prejudicando a eficiência dos tratamentos.

2.2.5 Biodegradação das resinas acrílicas

O comportamento e as características do PMMA, e conseqüentemente da prótese total removível confeccionada, podem ser afetados também por determinados fatores externos. Entre estes fatores, pode-se considerar a influência realizada pelo meio bucal, denominada biodegradação (BETTENCOURT et al., 2010; MATSUO et al., 2015).

A biodegradação pode ser descrita como as alterações que o meio exerce nas propriedades físicas, químicas e mecânicas dos materiais, sendo estas alterações decorrentes de condições ambientais específicas. O meio bucal é composto por uma variedade de substâncias endógenas (proteínas, polissacarídeos, enzimas, bactérias) e exógenas (substâncias ingeridas presentes na dieta do indivíduo) que, juntamente com forças mecânicas derivadas do processo mastigatório, atuam sobre o PMMA e suas propriedades, podendo ter a capacidade de modificá-las de modo permanente e, assim, afetar sua função (BETTENCOURT et al., 2010; MATSUO et al., 2015). Portanto, os fatores associados à biodegradação proporcionada pelo meio bucal podem ser representados pela saliva, assim como por forças mastigatórias e alterações térmicas e físico-químicas decorrentes da dieta.

A influência ou o papel da saliva sobre o processo de biodegradação do PMMA pode ocorrer pela atuação do seu principal componente: a água. A grande concentração de água presente no meio bucal e a polaridade do PMMA favorecem a absorção de água por este material (BETTENCOURT et al., 2010). De acordo com Ferracane (2006) e Bettencourt et al. (2010), o processo de difusão da água para o material depende de dois fatores: do coeficiente de difusão do material e a quantidade de componentes residuais presentes no mesmo, sendo diretamente proporcionais a estes.

Portanto, as moléculas de água possuem a capacidade de penetrar nas redes de cadeias poliméricas da resina acrílica causando a difusão das moléculas de monômeros residuais, bem como de aditivos e outros componentes, para o meio bucal. As moléculas de água também podem promover a quebra das ligações de Van der Waals e o afastamento entre as cadeias poliméricas, acarretando na alteração dimensional do material pelo aumento de volume e de peso (BETTENCOURT et al., 2010). Seu comportamento, com o tempo, portanto, assemelha-se ao de um agente plastificante, impactando negativamente em determinadas propriedades mecânicas do PMMA (BETTENCOURT et al., 2010; TAKAHASHI; HAMANAKA; SHIMIZU, 2013; KAWAGUCHI et al., 2014; MATSUO et al., 2015; SASAKI et al., 2016). Paralelamente, as enzimas salivares exercem sua função interferindo nas cadeias laterais, gerando a liberação de possíveis produtos tóxicos e, simultaneamente, afetando as propriedades da rede de cadeias poliméricas (SANTERRE; SHAJII; LEUNG, 2001; FERRACANE, 2006; BETTENCOURT et al., 2010). A extensão da degradação do material, por enzimas, depende fortemente da composição do material, o que é de particular interesse, na relação entre o meio bucal e as próteses a base de PMMA, pois a saliva apresenta como componentes enzimas esterases as quais são capazes de proporcionar a esterificação de metacrilatos. O efeito da ação de enzimas foi matéria de determinados estudos, os quais observaram efeitos deletérios destas sobre as propriedades mecânicas dos materiais, especificamente a microdureza e a resistência ao desgaste (SANTERRE; SHAJII; LEUNG, 2001; FERRACANE, 2006; BETTENCOURT et al., 2010).

As forças mastigatórias, por possuírem um caráter cíclico, contínuo e de baixa intensidade, têm participação ativa na biodegradação do PMMA por indução deste à fadiga. De acordo com Drummond (2008), a aplicação contínua de cargas induz a deterioração progressiva do material, com a formação e o desenvolvimento de micro trincas. A evolução deste cenário pode ter como consequência a fratura do material, fato que tem suas probabilidades potencialmente ampliadas na presença de erros no processamento, assim como pela presença de bolhas e outras irregularidades (DRUMMOND, 2008).

Por último, considera-se também relevante as alterações térmicas e químicas, no meio bucal, provenientes da dieta alimentar (BETTENCOURT et al., 2010; MACHADO et al., 2012; TUGUT et al., 2016). De acordo com Machado et al. (2012), o aumento da temperatura pode estender as distâncias entre as cadeias poliméricas e aumentar a taxa difusão das moléculas de água para o material. Portanto, o calor atua como um fator coadjuvante, pois facilita a difusão da água, contribuindo para a ação deletéria desta nas propriedades mecânicas

dos polímeros. Adicionalmente, determinados componentes de alimentos e bebidas, como por exemplo o álcool, também promovem efeitos deletérios por meio de flutuações nos níveis de pH do meio oral (JEPSON; MCGILL; MCCABE, 2000).

O efeito das sucessivas alterações na temperatura no meio bucal é bastante investigado na literatura, sendo empregados, para isso, simulações destas variações através do envelhecimento térmico do material através da termociclagem, experimento no qual os materiais são imersos em recipientes com água destilada, com alternâncias de temperatura entre $5^{\circ}\text{C} \pm 1$ e $55^{\circ}\text{C} \pm 1$, e com tempo de imersão podendo variar entre 30 segundos a 60 segundos para cada temperatura (BETTENCOURT et al., 2010).

2.2.6 Rugosidade Superficial

A rugosidade superficial pode ser definida como o conjunto de pequenas irregularidades ou endentações na superfície de um determinado material. A rugosidade também influencia nas características de molhamento, brilho e na qualidade de adesão do material (CORTÉS-SANDOVAL et al., 2015). Esta propriedade assume, igualmente, grande relevância no aspecto biológico, pois superfícies com elevados valores de rugosidade superficial podem causar micro-traumas nos tecidos bucais, além de aumentarem a predisposição do material à sua colonização por microrganismos, elevando a probabilidade da ocorrência de determinadas patologias, como a estomatite protética (MACHADO et al., 2009; CORTÉS-SANDOVAL et al., 2015; KURT et al., 2016). Segundo Zissis et al. (2000), um limiar de $0,2\ \mu\text{m}$ é sugerido pela literatura científica, de modo a evitar a adesão da placa microbiana.

De acordo com Gad et al. (2017), maiores valores de rugosidade superficial também facilitam a alteração de cor do material. Esta propriedade também possui relação com a resistência à abrasão do material e pode ser passível de ser alterada sob diferentes condições (Consani et al., 2016). Portanto, levando-se em consideração a relevância clínica da rugosidade superficial das resinas acrílicas, muitos pesquisadores avaliaram não apenas esta propriedade, isoladamente, como também possíveis influências de diversos fatores sobre esta propriedade.

Zissis et al. (2000) realizaram um estudo comparativo em relação à rugosidade superficial de 20 materiais diferentes, entre estes: resinas acrílicas termopolimerizáveis para

bases de próteses, reembasadores rígidos e reembasadores resilientes. Foi observada uma diferença estatisticamente significativa na comparação interna no grupo das resinas acrílicas para bases de próteses. Este grupo era composto por duas resinas acrílicas polimerizadas pelo método convencional (2 horas de imersão em água a uma temperatura de 70°C, seguido de 1 hora a uma temperatura de 100°C) e duas resinas polimerizadas por micro-ondas (ciclos de 7 minutos a 750 Watts e 3 minutos a 500 Watts). As análises foram realizadas após a imersão dos corpos de prova em água destilada, a 37°C, durante um mês. Os resultados demonstraram a presença de menores valores de rugosidade para as resinas polimerizadas pelo método convencional. Para todos os materiais avaliados, foram encontrados valores de rugosidade superficial acima do limiar de 0,2 μm , indicando que os mesmos possuem potencial para a adesão de placa.

Berger et al. (2006) avaliaram a rugosidade superficial de 4 resinas acrílicas com diferentes processamentos: autopolimerizável, termopolimerizável (método convencional), termopolimerizável (micro-ondas) e uma última resina processada pela técnica de injeção. Neste estudo, a rugosidade foi avaliada antes e após diferentes técnicas de polimento (polimento convencional realizado em laboratório e polimento utilizando três kits portáteis para uso em consultório). Antes do polimento, foram observados valores significativamente maiores da resina autopolimerizável em relação às resinas termopolimerizável (convencional) e por injeção. Após o polimento convencional, novamente, a resina autopolimerizável apresentou valor significativamente superior. No entanto, desta vez, em relação às resinas com polimerização por micro-ondas e por injeção. Na comparação entre os materiais utilizando kits de polimento portáteis, o grupo da resina acrílica autopolimerizável apresentou o maior valor entre todos os materiais. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes na comparação dos três kits portáteis de polimento entre si, na rugosidade dos materiais. Entretanto, o estudo demonstrou que o polimento convencional apresentou valores de rugosidade significativamente menores, em relação aos valores obtidos pelo polimento com os kits. Os autores indicam que os maiores valores de rugosidade superficial das resinas autopolimerizáveis pode estar relacionado a um maior tamanho das suas partículas do polímero, assim como o seu método de ativação (químico) e diferenças em sua composição frente às outras resinas, particularmente em relação ao seu iniciador. Os autores ainda sugerem futuros estudos de modo a entender quais as possíveis diferenças presentes entre os processos de polimento.

Em um estudo relacionando dois métodos de polimerização, Bahrani et al. (2012) compararam a rugosidade superficial de uma resina termopolimerizável (com ciclo de polimerização de 73°C por 90 minutos) com uma resina autopolimerizável processada pela técnica de injeção. Os autores observaram maiores valores de rugosidade no grupo da resina autopolimerizável. Contudo, não foi observada diferença estatisticamente significativa. Os autores indicam que este resultado pode ter sido ocasionado pelo fato da resina autopolimerizável não possuir a amina terciária como ativador da reação química, além de alterações em relação ao iniciador, o que resultariam em uma menor concentração de monômero residual. Portanto, os autores acreditam que estas mudanças possam ter desenvolvido as propriedades do material, de modo a serem similares às da resina termopolimerizável utilizada.

Lira et al. (2012) avaliaram a influência da limpeza mecânica (por escovação) e desinfecção química associados ao envelhecimento térmico por termociclagem, na rugosidade de resinas acrílicas. Neste estudo foram avaliados três tipos de resinas acrílicas termopolimerizáveis: duas convencionais (sendo uma com ciclo de polimerização longo e outra com um ciclo curto) e uma resina polimerizada por micro-ondas. Previamente às análises, os corpos de prova foram armazenados em um recipiente com água destilada a uma temperatura de 37°C, durante 24 horas. O autor subdividiu cada grupo de resina ao tratamento realizado: controle (sem tratamento), limpeza mecânica, desinfecção em hipoclorito a 0,5% e desinfecção em solução de peróxido de hidrogênio. A rugosidade superficial, para estas situações foi avaliada antes e após a implementação de 20000 ciclos de termociclagem.

Antes da termociclagem, foi observada diferença estatisticamente significativa entre os tratamentos para as resinas de polimerização convencional (ciclo curto) e por micro-ondas, de modo que a limpeza mecânica, nestes materiais, proporcionou maiores valores de rugosidade superficial frente aos tratamentos por desinfecção química. Após a termociclagem, houve apenas diferença estatisticamente significativa para o grupo de resina polimerizada por micro-ondas em relação aos tratamentos, novamente, com o grupo de limpeza mecânica apresentando valores superiores aos grupos de desinfecção química. Em relação aos tipos de resinas, antes e após a termociclagem, os autores encontraram que a resina convencional com ciclo de polimerização curto apresentou valores de rugosidade significativamente maiores, em relação às outras resinas. Os autores observaram que as resinas de ciclo curto foram mais susceptíveis ao tratamento com a limpeza mecânica, apresentando maiores valores antes e após a termociclagem. Portanto, os autores indicam as alterações na rugosidade superficial

possam estar relacionadas com o método de polimerização, assim como com o tratamento utilizado.

Sczepanski et al. (2014), por sua vez, avaliaram a influência não apenas de dois ciclos de polimerização, como também a correlação destes com diferentes soluções desinfetantes (hipoclorito a 1% e ácido peracético a 1%), na rugosidade superficial de resinas acrílicas termopolimerizáveis. As análises foram realizadas em duas etapas, uma antes da imersão nas soluções anteriormente citadas, e outra após. Entretanto, após a imersão os corpos de prova ainda eram submetidos a uma lavagem, seguida de imersão em água destilada durante 20 minutos, e analisados em seguida. Neste estudo, foi constatado que apenas o tipo de ciclo de polimerização influenciou na rugosidade superficial das resinas. Os autores observaram que o ciclo curto (1 hora de imersão em água a 74°C, seguido de 30 minutos em água a 100°C) apresentou maiores valores de rugosidade superficial em relação ao ciclo longo (imersão em água durante 9 horas a uma temperatura de 74°C). Além disto, os grupos de resinas do ciclo curto se mostraram mais susceptíveis a alterações em sua rugosidade superficial, frente aos dois tratamentos com soluções desinfetantes, haja vista que foram encontrados maiores valores de rugosidade superficial nos grupos submetidos à desinfecção, em relação aos grupos controle, com diferença estatisticamente significativa.

Cortés-Sandoval et al. (2015) avaliaram a rugosidade superficial de tipos de ligas metálicas e de resinas acrílicas para bases de próteses. Em relação os dois tipos de resinas comparados, uma autopolimerizável e outra termopolimerizável, foram feitas análises da rugosidade superficial antes e após a realização do polimento. Como conclusão, foi constatada a influência do processo de polimento na rugosidade superficial de ambos os grupos de resinas, com valores significativamente menores obtidos após o polimento. Além disso, foi observado também a influência isolada (sem polimento) do tipo de polimerização na rugosidade superficial dos materiais, tendo a resina autopolimerizável apresentado valores de rugosidade quase 6 vezes superiores aos da resina termopolimerizável. Os autores indicam que estas diferenças podem ter ocorrido devido aos diferentes processamentos destes materiais de modo que o efeito do calor, nas resinas termopolimerizáveis, influencia positivamente nas propriedades do material.

Em contraste com outros estudos, Consani et al. (2016), em seu estudo comparativo avaliando a influência de dois ciclos de polimerização distintos (longo e curto) em determinadas propriedades de resinas acrílicas termopolimerizáveis, entre estas, a rugosidade

superficial, não encontrou diferença estatisticamente significativa. Entretanto, os autores indicam que a padronização do polimento pode ter contribuído para este resultado.

2.2.7 Microdureza

A microdureza representa a resistência de um material à penetração (NICODEMO et al., 2013). Esta propriedade está relacionada com a facilidade do material em receber acabamento e polimento. Além disto, também está relacionada à sua capacidade de resistir ao desgaste por abrasão, como o que é ocasionado pela limpeza mecânica através da escovação das próteses (VODJANI; BAGHERI; KHALEDI, 2012; KONCHADA et al., 2013). Estudos indicam que a microdureza também é uma propriedade sensível ao modo de ativação da resina e ao nível de monômero residual (SRIVIDYA; CHANDRASEKHARAN; JAYAKAR, 2011), tendo sido esta propriedade estudada por diversos pesquisadores.

Ali et al. (2008) realizaram uma análise comparativa, da microdureza Vickers, entre duas resinas a base de PMMA (uma autopolimerizável e outra termopolimerizável) e uma resina a base de uretano dimetacrilato (UDMA), utilizando uma carga de 300 gramas durante 15 segundos (Dwell). Na comparação entre todas as resinas, o estudo concluiu que as resinas a base de UDMA apresentaram maiores valores de microdureza em relação às resinas a base de PMMA. Em relação apenas às duas resinas a base de PMMA, foi constatada uma diferença estatisticamente significativa, tendo a resina termopolimerizável apresentado valores superiores de microdureza, indicando a influência do tipo de resina e o seu processamento, nas propriedades do material.

Consani et al. (2009) conduziram um estudo o qual avaliava o efeito de sucessivos ciclos de desinfecção, por micro-ondas, na microdureza de três tipos de resinas acrílicas termopolimerizáveis, sendo uma com método de polimerização com ciclo longo (Clássico, ciclo de 74°C durante 9 horas), uma com ciclo curto (QC-20, ciclo com imersão em água fervente por 20 minutos) e a última sendo polimerizada por ação de micro-ondas (Onda-Cryl). As resinas, com exceção dos grupos controle, foram submetidas a 5 simulações de desinfecção, sendo realizada uma simulação (3 minutos a uma potência de 650 Watts) por dia, durante 5 dias. Neste estudo, foi avaliada a microdureza Knoop, com a utilização de uma carga de 25 gramas durante 10 segundos. Na comparação entre as resinas antes do processo de desinfecção, foi observado que a resina Onda-Cryl apresentou maiores valores de microdureza Knoop, tendo a resina Clássico apresentado valores intermediários e a resina

QC-20 com os menores valores de microdureza. Os autores indicam que este resultado pode ter ocorrido devido a uma polimerização mais eficiente pelo método por ação de micro-ondas, ocasionando uma menor concentração de monômero residual e, portanto, melhorando as propriedades do material. Observou-se, também, a influência negativa que a desinfecção por micro-ondas proporciona nas propriedades dos materiais, haja vista que os grupos das resinas Onda-Cryl e Clássico submetidos a desinfecção apresentaram valores significativamente inferiores quando comparados aos seus respectivos grupos controle. Os autores indicaram que este fato pode ter acontecido devido a formação de desarranjos nas estruturas das cadeias poliméricas das resinas, que provavelmente ocorreram durante o primeiro ciclo de desinfecção.

A influência de diferentes ciclos de polimerização, na microdureza de resinas acrílicas, também foi alvo de determinados estudos. Consani et al. (2012) comparou quatro ciclos de polimerização e as suas influências na microdureza de duas resinas termopolimerizáveis (Vipi Cril Plus e Clássico). Ciclo número um: imersão em água a 74°C durante 9 horas. Ciclo número dois: imersão em água a 74°C durante 8 horas, seguido do aumento da temperatura para 100°C por uma hora. Ciclo número três: imersão em água a 74°C durante duas horas, seguida de imersão em água a 100°C por uma hora. Ciclo número quatro: imersão em água a temperatura de 120°C durante uma hora, sendo posteriormente submetido a uma pressão de 60 libras durante uma hora. A microdureza Knoop foi a unidade utilizada, sendo empregada uma carga de 25 gramas com tempo de duração de 10 segundos. As análises da microdureza foram feitas em três etapas: após a demuflagem e após dois períodos de armazenamento dos corpos de prova em água (7 dias e 30 dias). Os autores concluíram que ambas as resinas obtiveram comportamentos similares, em relação a cada período analisado. Além disto, observou-se que os ciclos de número um (resina acrílica Clássico) e dois (resina acrílica Vipi Cril Plus), ambos considerados ciclos longos) apresentaram maiores valores de microdureza após a demuflagem. Os autores indicam que isto pode ser ocasionado devido à um maior grau de conversão proporcionado por estes ciclos, diminuindo a concentração de monômero residual e, portanto, diminuindo o seu efeito plastificante nas propriedades dos materiais. Foi constatado também que os valores de microdureza, para ambas as resinas utilizando o ciclo número um, obtidos após a demuflagem e no período de 7 dias foram superiores aos obtidos após o período de imersão de 30 dias, indicando um efeito deletério da água nas propriedades dos materiais.

De modo semelhante ao seu estudo anteriormente citado, Consani et al. (2014) compararam a influência de diferentes ciclos de polimerização em resinas termopolimerizáveis (Clássico e Vipi Cril Plus). Os ciclos empregados eram iguais aos do seu estudo anterior, com a exceção do ciclo de número quatro, tendo sido este removido. Neste estudo também foi empregada a unidade microdureza Knoop, com carga de 25 gramas e tempo de 10 segundos. Entretanto, as análises foram realizadas em apenas uma etapa, a qual ocorreu após 48 horas de imersão em água destilada a 37°C. Foi observada diferença estatisticamente significativa em relação às resinas, independente do ciclo de polimerização, com a resina Vipi Cril Plus apresentando maior valor de microdureza. Além disto, observou-se que, na análise apenas dos ciclos de polimerização, os ciclos considerados longos (imersão em água a 74°C durante 9 horas e imersão em água a 74°C durante 8 horas, seguido do aumento da temperatura para 100°C por uma hora) apresentaram maiores valores de microdureza em relação ao terceiro ciclo (imersão em água a 74°C durante duas horas, seguida de imersão em água a 100°C por uma hora). No entanto, quando correlacionados os tipos de resinas com os ciclos de polimerização, não foi observado diferença estatisticamente significativa, tanto na comparação interna entre cada resina, quanto na comparação entre os dois tipos de resinas.

Cortés-Sandoval et al. (2015) avaliaram a microdureza Vickers de resinas acrílicas autopolimerizáveis e termopolimerizáveis. As resinas ativadas termicamente obtiveram valores significativamente superiores. De acordo com Srividya, Chandrasekharan, Jayakar, em 2011, os maiores níveis de monômero residual e de porosidade apresentados pelas resinas autopolimerizáveis reduzem a dureza destes materiais.

2.3 SISTEMAS CAD-CAM

A tecnologia CAD-CAM (abreviatura em inglês), cuja tradução significa: desenho assistido por computador e manufatura assistida por computador, respectivamente (GOODACRE et al, 2012). A aplicação da tecnologia CAD-CAM na odontologia, de modo resumido, se traduz na conversão de informações anatômicas do paciente em dados tridimensionais digitalizados, para posterior utilização em seu respectivo tratamento. Isto pode ser feito indiretamente, através do escaneamento de moldagens convencionais e de modelos ou, diretamente, através do emprego de scanners intra-orais (INFANTE et al., 2014; STEINMASSL et al., 2017). Posteriormente, por meio de softwares do componente CAD, é realizado a projeção ou desenho da prótese em questão, sendo estas informações, em seguida, repassadas a unidade CAM para a confecção da prótese escolhida. A manufatura, por sua vez, pode ser realizada por meio de dois métodos: aditivo e subtrativo. A manufatura aditiva, também conhecida como impressão em três dimensões (3D), consiste na formação de objetos tridimensionais a partir da adição de sucessivas camadas de um determinado material escolhido (BILGIN et al., 2016). Em contrapartida, na manufatura subtrativa a formação de um objeto tridimensional ocorre pela fresagem de um material de modo que, ao final deste processo de remoção, seja obtido o produto final planejado (BILGIN et al., 2016).

As primeiras aplicações desta tecnologia na odontologia ocorreram na década de 1980, através da confecção de coroas em titânio (STEINMASSL et al., 2017). A tecnologia CAD-CAM obteve uma grande aceitação na odontologia tendo, atualmente, ampla utilização no segmento protético sendo empregada para a confecção de próteses fixas, coroas, onlays e inlays, componentes protéticos de implantes, assim como intra-estruturas para próteses fixas sobre implante e armações metálicas de próteses removíveis (GOODACRE et al, 2012; BIDRA et al., 2013; STEINMASSL et al., 2017).

A implementação da tecnologia CAD-CAM, nas próteses totais removíveis, ocorreu posteriormente, tendo sido creditado como primeiro trabalho científico o de Maeda et al. (1994) no qual os pesquisadores confeccionaram uma prótese total removível, constituída por uma resina composta fotoativada, por meio do método aditivo, através da técnica de estereolitografia. Em seguida, Kawahata et al. (1997) realizaram a duplicação digitalizada de uma prótese total removível e, subsequentemente a fresagem da prótese em uma máquina de controle numérico computadorizado (CNC).

Nos últimos 20 anos, a aplicação desta tecnologia no segmento da prótese total removível sofreu um grande desenvolvimento, configurando na existência de vários sistemas disponíveis no mercado odontológico, para a confecção deste tipo de prótese. Apesar de cada sistema possuir a sua metodologia específica em relação aos procedimentos de moldagem, registros da relação maxilomandibular e do plano oclusal, todos os sistemas têm como uma de suas principais vantagens propostas a redução do número de consultas para o tratamento (INFANTE et al., 2014; STEINMASSL et al., 2017).

No tratamento convencional, estima-se um número mínimo de 5 consultas clínicas até a finalização do caso, haja vista que este valor ainda pode ser estendido por determinadas intercorrências presentes no andamento do tratamento (STEINMASSL et al., 2017). Nos sistemas utilizando a tecnologia CAD-CAM, por sua vez, o número de consultas necessárias é reduzido, variando entre 3 e 4 consultas (sistema Wieland Digital Denture) e 2 a 3 consultas (sistemas: Avadent Digital Dentures, Whole You Nexteeth e Baltic Denture System) (STEINMASSL et al., 2017).

Uma significativa porção destes sistemas (Wieland Digital Denture e Avadent Digital Dentures) utiliza a técnica subtrativa a qual consiste na fresagem de blocos pré-polimerizados de PMMA (BILGIN et al., 2016; STEINMASSL et al., 2017). De acordo com Srinivasan et al. (2018), estes blocos pré-polimerizados de PMMA são postulados como detentores de características mecânicas e superficiais superiores às apresentadas pelas resinas acrílicas convencionais, haja vista que são manufaturados sob elevadas temperaturas e valores de pressão.

Segundo Murakami et al. (2013), as reações de polimerização do PMMA, sob tais condições, proporcionam a formação de cadeias poliméricas mais longas e de alto peso molecular, com estruturas bem definidas, e com menores valores de monômero residual. De acordo com Rzaev e Penelle (2004), o efeito da pressão nas reações de polimerização via radical livre não apenas resultam na formação de polímeros com maiores pesos moleculares, como também ocasionam um aumento da taxa de polimerização e redução da polidispersividade.

Segundo Keul et al. (2013) e Steinmassl et al. (2017), este processo de polimerização também proporcionaria a formação de resinas altamente condensadas e com baixa porosidade. A primeira característica teoricamente se apresenta como vantagem no sentido que, por ser

um material altamente condensado, as próteses podem ser confeccionadas em uma espessura menor, acarretando em próteses mais leves e confortáveis para o paciente (KEUL et al., 2013). A porosidade reduzida, poderia influenciar na taxa de difusão do monômero residual, diminuindo a sua liberação para o meio, consequentemente diminuindo a probabilidade de uma reação alérgica, do paciente. Ademais, contribuiria simultaneamente para a redução da probabilidade de colonização da superfície da prótese por microrganismos, portanto, podendo reduzir a ocorrência de patologias como a estomatite protética.

De acordo com Steinmassl et al. (2018), a utilização de blocos pré-polimerizados de PMMA na confecção de próteses totais removíveis também possuiria como vantagem a não ocorrência do efeito da contração de polimerização, presente nas técnicas convencionais de polimerização das resinas acrílicas, responsável por gerar estresses no material. O resultado, por conseguinte, seria a obtenção de próteses melhor adaptadas aos tecidos bucais, evitando ou reduzindo tanto a ocorrência de traumatismos aos mesmos, como uma deficiência na capacidade retentiva da prótese (KATTADIYIL et al, 2015; STEINMASSL et al., 2018).

Apesar de se tratar de uma tecnologia relativamente nova e em constante desenvolvimento, as informações acerca das propriedades mecânicas e superficiais e do comportamento destes materiais ainda são escassas na literatura científica. À vista disso, o objetivo deste estudo foi realizar uma avaliação comparativa destes materiais, no que concerne à rugosidade superficial e microdureza sob influência da termociclagem, com resinas acrílicas termopolimerizáveis, polimerizadas por técnicas convencionais e polimerizadas por ação de micro-ondas.

3 PROPOSIÇÃO

3 PROPOSIÇÃO

A proposta deste presente estudo foi avaliar o comportamento de três tipos de resinas acrílicas termopolimerizáveis para base de próteses totais removíveis (VIPI Cril Plus, VIPI Wave e VIPI Block Gum), a base de polimetilmetacrilato (PMMA), em resposta ao processo de envelhecimento térmico por termociclagem. O comportamento analisado destes materiais foi referente às suas características superficiais e mecânicas, sendo estas representadas pela rugosidade superficial (R_a - μm) e microdureza Knoop (KHN), sendo as análises realizadas em 4 estágios: após imersão em água deionizada a 37°C durante 24 horas (T1 ou controle), após 500 ciclos (T2), 1000 ciclos (T3) e 3000 ciclos (T4) de envelhecimento térmico por termociclagem.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para a aplicação da fase experimental desta pesquisa, foram utilizados os seguintes materiais, instrumentos e equipamentos:

4.1 MATERIAIS

- 1- Silicone por condensação de uso laboratorial (Zetalabor Hard 85 shore-A-Zhermack – Badia Polesine, Italy).
 - 2- Vaselina sólida (Indústria farmacêutica Rioquímica LTDA, São José do Rio Preto, SP, Brasil).
 - 3- Isolante líquido para gesso VIPI Film (VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP, Brasil).
 - 4- Gesso pedra tipo III (Gesso – Rio, Orlando Antonio Bussioli-ME, Rio Claro, SP, Brasil).
 - 5- Resina acrílica termopolimerizável VIPI Cril Plus (VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP, Brasil).
 - 6- Resina acrílica termopolimerizável VIPI Wave (VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP, Brasil).
 - 7- Resina acrílica termopolimerizável VIPI Block Gum modelo VBW (VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP, Brasil).
 - 8- Lixa de silicone carbide na granulação de 180 (Norton Abrasives, Worcester, United States).
 - 9- Lixa de silicone (Norton Abrasives, Worcester, United States) nas granulações 320, 600 e 1200.
 - 10- Disco de feltro (Extec Corp., Enfield, United States).
 - 11- Pasta de polimento líquida FotoAcrill (Dhpro, Rhadartrade Comercial Importadora de Peças LTDA, Paranaguá, PR, Brasil).
 - 12- Filme de polietileno de alta densidade (VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP, Brasil).
-

4.2 INSTRUMENTOS

- 1- Matriz em aço inoxidável.
- 2- Placas de vidro (JON Com de produtos odontológicos LTDS, São Paulo, SP, Brasil).
- 3- Peso de 5 kg.
- 4- Mufla metálica nº 6 (Mac Artigos odontológicos e prótese Ind. e Com. LTDA, São Paulo, SP, Brasil).
- 5- Mufla plástica VIPI STG (VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP, Brasil).
- 6- Caneta de alta rotação Turbina Extra Torque 605 (Kavo do Brasil Indústria e Comércio LTDA, Joinville, SC, Brasil).
- 7- Peça reta Intramatic (Kavo do Brasil Indústria e Comércio LTDA, Joinville, SC, Brasil).
- 8- Micromotor 181D ((Kavo do Brasil Indústria e Comércio LTDA, Joinville, SC, Brasil).
- 9- Ponta diamantada esférica de número 1014 (KG Sorensen Ind. e Com. LTDA, São Paulo, SP, Brasil).
- 10-Fresa de tungstênio Minicut nº 1520 (American Burrs | Araújo Lopes & Cia LTDA, Palhoça, SC, Brasil).
- 11-Espátula nº 31 (S.S. White Artigos Dentários, Rio de Janeiro, RJ, Brasil).
- 12-Espátula Lecron (S.S. White Artigos Dentários, Rio de Janeiro, RJ, Brasil)
- 13-Dispositivos para polimento em aço inoxidável.
- 14-Recipiente de vidro (Paladon, Pr. Ind. e Comércio de produtos odontológicos, Florianópolis, SC, Brasil).

4.3 EQUIPAMENTOS

1. Prensa hidráulica Gold Line VH (Essence Dental Importação e Exportação LTDA, Araraquara, SP, Brasil).
 2. Panela elétrica polimerizadora nº 2 VRC (Equipamentos VRC, VRC Soluções Tecnológicas LTDA, São Paulo, SP, Brasil).
 3. Politriz metalográfica com dispositivo de múltiplas amostras ER 27000 (Erios, São Paulo, SP, Brasil).
-

4. Estufa microprocessada de cultura e bacteriologia QUIMIS Q316M5 (QUIMIS Aparelhos Científicos LTDA, Diadema, SP, Brasil).
5. Microondas Jet Defrost 27 litros (Brastemp, Whirlpool S.A., São Paulo, SP, Brasil).
6. Prensa de aço inoxidável (Metal Vander Aparelhos para Ortodontia, Piracicaba, SP, Brasil).
7. Perfilômetro de contato Marsurf XCR 20 (Mahr Metrology, Mahr Metering Systems GmbH, Göttingen, Germany).
8. Microdurômetro HMV-2000 (Shimadzu Corporation, Japan).
9. Máquina de simulação de ciclos térmicos MSCT-3e (Elquip, São Carlos, SP, Brasil).
10. Lavadora de ultrassom 1440D (Biodont Indústria e Comércio de Equipamentos Médicos e Odontológicos, Brodowski, SP, Brasil).

4.4 MÉTODOS

Três tipos de resina acrílica para base de próteses, na cor rosa médio, foram avaliados no que concerne às suas propriedades mecânica e superficial. As avaliações das propriedades dos produtos: VIPI Cril Plus (termopolimerizável), VIPI Wave (polimerização por microondas) e VIPI Block Gum (bloco pré-polimerizado na tecnologia CAD-CAM) (VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP) foram realizadas através do emprego dos testes de rugosidade superficial e microdureza.

Neste presente estudo foram confeccionados 60 corpos de prova, os quais foram igualmente divididos para ambos os testes empregados. Todos os corpos de prova foram submetidos às avaliações de rugosidade superficial e microdureza antes (grupos controle) e após a realização de diferentes estágios de envelhecimento térmico (500, 1000 e 3000 ciclos) através da termociclagem, por meio do uso de uma máquina de simulação de ciclos térmicos MSCT-3e (Elquip, São Carlos, SP, Brasil). Nomes dos produtos, fabricante, proporção pó e líquido, composição e condições de polimerização recomendadas pelo fabricante estão expressos na tabela 1. A divisão dos grupos foi realizada de acordo com o teste a ser empregado, tipo do produto e o número de ciclos de termociclagem efetuados, conforme os dados presentes nas tabelas 2 e 3.

Tabela 1 - Materiais utilizados

Produto	Fabricante	Proporção Pó/Líquido (g/mL)	Composição		Polimerização
			Pó	Líquido	
VIPI Cril Plus	VIPI	14g/6,5Ml	PMMA Peróxido de Benzoíla	MMA EDMA (Crosslink)	70°C por 30 minutos, depois 100°C por uma hora e meia
VIPI Wave	VIPI	14g/6,5Ml	PMMA Peróxido de Benzoíla	MMA EDMA (Crosslink)	Inicial: 20 min (10 a 20% da Potência, 800W – 1100W). Final: 5 min (50 a 60% da Potência, 800W – 1100W)
VIPI Block Gum	VIPI	Bloco Pré-Fabricado		PMMA EDMA	NIF

PMMA = Polimetilmetacrilato; MMA = Metilmetacrilato; DMT = N,N-Dimetil-p-Toluidina ; EDMA = etileno glicol dimetacrilato; NIF = não informado pelo fabricante.

Tabela 2 - Divisão de grupos para os testes de rugosidade superficial e microdureza de acordo com o tipo de material empregado e os ciclos de envelhecimento por termociclagem

	VIPI Cril Plus (n=20)	VIPI Wave (n=20)	VIPI Block Gum (n=20)
Termociclagem (número de ciclos)	Controle 500 ciclos 1000 ciclos 3000 ciclos	Controle 500 ciclos 1000 ciclos 3000 ciclos	Controle 500 ciclos 1000 ciclos 3000 ciclos

4.4.1 Obtenção dos corpos de prova

A seguir, será descrito todo o protocolo utilizado para o processamento e obtenção dos corpos de prova deste presente estudo.

4.4.1.1 Confeção dos padrões de silicone

A confecção dos corpos de prova foi efetuada inicialmente pela fabricação de padrões de silicone. Para isto, uma matriz metálica retangular foi utilizada (Figura 1). Esta, contém dois orifícios, com dimensões de 12x12x3mm.

Figura 1 - Matriz metálica.

O preenchimento destes orifícios foi feito com silicone por condensação de uso laboratorial Zetalabor (Zhermack, Badia Polesine, Italy). Este material, por sua vez, foi prensado entre duas placas de vidro (JON Com de produtos odontológicos LTDA, São Paulo, SP), as quais tiveram suas superfícies previamente isoladas com vaselina sólida, sob um peso de 5 quilos durante, aproximadamente, 10 minutos (Figura 2 e Figura 3).

Figura 2 – Dispositivo e materiais utilizados para a prensagem dos padrões de silicone por condensação.

Figura 3 - Prensagem dos padrões de silicone por condensação.

Após este tempo, os padrões de silicone foram removidos da matriz metálica para a remoção de excessos de material, através do emprego de uma lâmina de bisturi (Figura 4).

Figura 4 - Padrões de silicone removidos da matriz metálica e posteriormente recortados para a inclusão.

4.4.1.2 Inclusão dos padrões de silicone

Os grupos pertencentes à resina VIPI Cril Plus tiveram os seus padrões de silicone incluídos em gesso em uma mufla de latão polido com pino nº6 (Mac Artigos Odontológicos e Prótese Indústria e Comércio LTDA, São Paulo, SP) (Figura 5). Os grupos relacionados à resina VIPI Wave, a inclusão foi realizada em uma mufla plástica VIPI STG (VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP) apropriada para polimerização em micro-ondas (Figura 5). Em ambos os casos, as muflas tiveram seus interiores previamente isolados com vaselina sólida (Figura 6). O material utilizado para a inclusão foi o gesso tipo III (Gesso – Rio, Orlando Antonio Bussioli-ME, Rio

Claro, SP, Brasil), tendo sido este manipulado conforme as recomendações do fabricante, e espatulado em uma cuba de borracha com espátula para gesso, sob vibração.

Figura 5 - Muflas utilizadas para a obtenção dos corpos de prova.

Figura 6 - Aplicação de vaselina no interior da mufla (metálica).

Primeiramente, f

oi depositada uma camada inicial de gesso no interior da mufla (Figura 7). Após a sua presa, dois padrões de silicone foram colocados em posição, seguido da manipulação de uma nova quantidade de gesso, com o intuito de fixá-los na mufla. Os padrões ficaram dispostos nas muflas de tal forma que suas extremidades estivessem a, pelo menos, 5 milímetros de distância das superfícies circundantes do recipiente (Figura 8).

Figura 7 – Muflas, metálica e plástica, parcialmente preenchidas com a primeira camada de gesso.

Figura 8 - Muflas, metálica e plástica, totalmente preenchidas, com os padrões de silicone posicionados.

Finalizada a presa desta segunda camada de gesso, sucedeu-se a aplicação do isolante para gesso (VIPI Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos, Pirassununga, SP, Brasil) em toda a sua superfície (Figura 9). Em seguida, foi manipulado novamente gesso tipo III para o preenchimento da contra-mufa, seguido dos mesmos procedimentos anteriormente citados.

Figura 9 - Aplicação do isolante VIPI Film na superfície do gesso.

Na última etapa, as muflas foram posicionadas em uma prensa hidráulica (Essence Dental Importação e Exportação LTDA, Araraquara, SP, Brasil), na qual foram submetidas a uma pressão de 0,5 kgf durante uma hora (Figura 10). Posteriormente, foi efetuada abertura das muflas (Figuras 17 e 18) e a remoção dos padrões de silicone para a avaliação dos moldes no gesso, com o intuito de constatar a presença de bolhas e outras irregularidades (Figura 11).

Figura 10 - Prensa hidráulica utilizada para a prensagem dos padrões de silicone e das resinas acrílicas.

Figura 11 - Muflas contendo os seus respectivos moldes, após a remoção dos padrões de silicone.

4.4.1.3 Manipulação das resinas e preenchimento dos moldes

O procedimento descrito a seguir é indicado para ambas as resinas termopolimerizáveis VIPI Cril Plus e VIPI Wave. O processamento do material foi executado misturando-se 14 g de pó com 6,5 mL de líquido, através do auxílio de uma espátula número 31 (SS White Art. Dentários LTDA, Rio de Janeiro, RJ) (Figura 12). O material foi homogeneizado em um recipiente de vidro em recipiente de vidro (Paladon, Pr. Ind. e Comércio de produtos odontológicos, Florianópolis, SC) (Figura 13). Atingida a sua fase plástica, o conteúdo foi inserido nos moldes de gesso, os quais possuíam seus interiores previamente isolados com uma camada do isolante VIPI Film (Figura 14).

Figura 12 – Deposição do polímero pré-polimerizado no pote Paladon contendo o monômero.

Figura 13 - Homogeneização do material.

Figura 14 - Inclusão do material nos moldes para posterior prensagem.

Em seguida, a mufla teve sua base recoberta por um filme de polietileno de alta densidade e fechada com a contra-mufla (Figura 15), e em seguida foi posicionada para a prensagem em uma prensa hidráulica sob uma pressão inicial de 0,5 kgf. Aguardou-se até a estabilização do ponteiro da prensa hidráulica e, alcançada esta estabilização, a pressão foi aumentada até 1 kgf. Após a estabilização do ponteiro e escoamento do excesso de resina acrílica, a mufla foi aberta para a remoção do filme de polietileno de alta densidade e do material extravasado, com o auxílio de espátula Lecron (S.S. White Art. Dentários LTDA,

Rio de Janeiro, RJ) (Figura 16). Subsequentemente, a mufla foi novamente posicionada na prensa hidráulica e submetida a uma pressão de 1 kgf durante duas horas.

Figura 15 - Colocação do filme de polietileno e fechamento das muflas para prensagem do material.

Figura 16 - Recorte dos excessos de resina acrílica, após a remoção do filme de polietileno, para continuação da prensagem.

4.4.1.4 Termopolimerização da Resina Vipi Cril Plus

O tipo de termopolimerização realizada neste tipo resina foi a termo-pneumática, conforme recomendado pelo fabricante. As muflas foram colocadas em prensas em aço inoxidável e inseridas em uma panela elétrica polimerizadora (Figura 17), de modo que se encontrassem totalmente imersas no conteúdo de água. Em seguida, com a polimerizadora fechada, injetou-se ar comprimido até a obtenção de pressão no valor de 60 libras. Posteriormente, a polimerizadora foi ligada à rede elétrica de modo a atingir uma temperatura de 120°C. Obtida esta, o equipamento foi desligado, a fim de que ocorra uma redução do valor para 90°C. Após ter sido alcançado este valor, a polimerizadora foi ligada mais uma vez até se obter 120°C. Novamente, após ter sido atingida esta temperatura, a equipamento foi desligado, tendo sido aguardada a redução de temperatura para os 60°C. Posteriormente, aguardou-se o resfriamento do material durante 30 minutos, em temperatura ambiente, seguido da lavagem do mesmo em água corrente durante 15 minutos. Em seguida, foi iniciada a demuflagem.

Figura 17 - Panela elétrica polimerizadora utilizada para a polimerização da resina VIPI Cril Plus.

4.4.1.5 Termopolimerização da Resina Vipi Wave

O processo de polimerização empregado para a resina VIPI Wave também seguiu as recomendações do fabricante. Para isto, foi utilizado um forno de micro-ondas com potência de 800 watts. O ciclo de polimerização foi dividido em dois estágios: inicial e final. No estágio inicial o material contido na mufla plástica foi submetido a uma potência de 10%, durante 20 minutos. No final, 50% da potência foram efetuados durante 5 minutos. Após o ciclo de polimerização, as muflas foram submetidas ao mesmo protocolo de resfriamento, citado anteriormente.

4.4.1.6 Demuflagem e acabamento dos corpos de prova

Finalizado o estágio de resfriamento total do material, deu-se prosseguimento à demuflagem dos corpos de prova. Posteriormente à demuflagem, os excessos de resina acrílica presentes foram removidos, com o auxílio de uma fresa de tungstênio Minicut nº 1520 em baixa velocidade.

A fase seguinte consistiu na planificação dos corpos de prova. Para isto, os corpos de prova foram posicionados no interior de dispositivos metálicos em aço inoxidável (Figura 18), os quais foram feitos sob medida para serem adaptados a uma politriz metalográfica com dispositivo de múltiplas amostras modelo ER 27000 (Erios, São Paulo, SP, Brasil), capaz de realizar simultaneamente o polimento de seis corpos de prova (Figura 19). As regiões internas destes dispositivos metálicos possuem exatamente as mesmas dimensões dos corpos de prova proporcionando, deste modo, fixação e desgaste adequados dos mesmos. A planificação ocorreu sob vasta refrigeração a água, com a utilização de lixas de silicone carbide de granulação 180 e sob uma carga de 290 gramas, com o objetivo de alcançar o paralelismo entre as faces superior e inferior dos corpos de prova.

Figura 18 – Dispositivo em aço inoxidável utilizado para auxiliar a planificação e polimento dos corpos de prova.

Figura 19 – Politriz metalográfica empregada para a planificação e polimento dos corpos de prova.

4.4.1.7 Polimento dos corpos de prova

Após a finalização da planificação dos corpos de prova, foi realizado o polimento. Nesta etapa, os corpos de prova foram novamente posicionados nos dispositivos metálicos. O polimento ocorreu na mesma politriz metalográfica utilizada no processo de planificação, sob refrigeração a água e sob carga de 290 gramas. Inicialmente, foram utilizadas lixas de silicone carbide de granulação 320. Em seguida, foram realizadas sucessivas progressões para as lixas de granulação 600 e 1200 (Figura 20).

O tempo de polimento destinado para cada granulação foi de 4 minutos e, no intervalo entre cada granulação, era realizada a lavagem dos corpos de prova em uma lavadora ultrassônica (Figura 21) utilizando-se água deionizada, durante 2 minutos, com o intuito de prevenir que os grãos das lixas interferissem na qualidade do polimento das lixas subsequentes. Similarmente, também visando a padronização da qualidade do polimento dos corpos de prova, era efetuada a substituição das lixas por novas a cada seis superfícies polidas.

Figura 20 – Corpos de prova posicionados, na politriz metalográfica, para o polimento com lixa de silicone de granulação 600.

Figura 21 – Lavadora ultrassônica utilizada para a limpeza dos corpos de prova.

Por fim, os corpos de prova tiveram suas superfícies polidas, durante 4 minutos, com discos de feltro acoplados a uma peça reta e com o uso de pasta de polimento líquido sendo, posteriormente, lavados e secados com papel toalha.

4.4.1.8 Resina Vipi Block Gum

Os corpos de prova pertencentes aos grupos da resina VIPI Block Gum foram desenhados e fresados a partir dos blocos de polimetilmetacrilato pré-polimerizado, através da tecnologia CAD-CAM. Estes, foram fresados nas mesmas dimensões dos outros corpos de prova previamente citados, procedimento o qual foi realizado pelo próprio fabricante (Figura 22). A remoção dos corpos de prova do bloco de polimetilmetacrilato, bem como a eliminação dos seus excessos, foi realizada com o auxílio de uma fresa de tungstênio Minicut nº 1520. Devido ao fato dos corpos de prova apresentarem um correto paralelismo entre as suas faces superior e inferior, não foi necessário a execução da etapa de planificação, prosseguindo-se diretamente ao mesmo protocolo de polimento explicado anteriormente.

Figura 22 – Bloco de polimetilmetacrilato pré-polimerizado (VIPI Block Gum) contendo corpos de prova fresados em seu interior.

4.4.2 Distribuição dos grupos

Para a execução do experimento, foram confeccionados um total de 60 corpos de prova, sendo que 20 destes foram destinados a cada grupo de resina estudado (VIPI Cril Plus, VIPI Wave e VIPI Block Gum). A distribuição dos grupos ocorreu de forma randomizada e levando em consideração o tipo de resina, assim como os testes empregados. Portanto, cada grupo de resina obtinha 20 corpos de prova, sendo 10 destes destinados ao teste de rugosidade superficial, e a outra metade destinada ao teste de microdureza Knoop.

4.4.2.1 Identificação dos corpos de prova dentro de cada grupo

Com o intuito de ser realizada tanto uma comparação entre os tipos de resinas frente aos testes implementados, como também dentro dos próprios grupos, em função do acompanhamento longitudinal, realizou-se a enumeração dos corpos de prova. Para esta demarcação, foi utilizada uma ponta diamantada esférica de numeração 1014 (KG Sorensen Ind. e Com. LTDA, São Paulo, SP, Brasil) acoplada a uma caneta de alta rotação modelo Turbina Extra Torque 605 (Kavo do Brasil Indústria e Comércio LTDA, Joinville, SC, Brasil). As demarcações foram efetuadas nas laterais dos corpos de prova, com numerações de 1 a 10.

4.5 TESTES INICIAIS

Anteriormente ao início dos testes de rugosidade superficial e microdureza, os corpos de prova foram colocados em recipientes plásticos devidamente tampados e etiquetados com os respectivos nomes dos grupos. O armazenamento dos corpos de prova foi feito em uma estufa microprocessada de cultura e bacteriologia QUIMIS modelo Q316M5 (QUIMIS Aparelhos Científicos LTDA, Diadema, SP, Brasil) (Figura 23), com imersão total destes em água deionizada, a uma temperatura de 37°C, durante um período de 24 horas (CONSANI et al., 2009; LIRA et al., 2012; KONCHADA et al., 2013; GOIATO et al., 2014).

Figura 23 - Estufa microprocessada de cultura e bacteriologia.

4.5.1 Análise da microdureza dos corpos de prova

Após o período de 24 horas de imersão em água deionizada, os corpos de prova foram secados e destinados ao teste de microdureza. As mensurações de microdureza foram realizadas com o microdurômetro HMV-2000 (Shimadzu Corporation, Japan) interligado a um computador (Figura 24). As análises das imagens e os diversos comandos necessários para a execução do teste foram realizados no próprio computador, por meio do software C.A.M.S. (Computer Assisted Microhardness System, Newage Testing Instruments Inc., United States), específico para a realização destes procedimentos.

Figura 24 - Microdurômetro HMV-2000.

A mensuração foi realizada através do acionamento de uma ponta penetradora, de diamante, de formato piramidal e com base em formato de losango, a qual foi executada sob uma carga vertical estática de 25 gramas durante 10 segundos. O resultado desta ação é a compressão da superfície do corpo de prova pela ponta penetradora e, conseqüentemente, a formação de uma figura geométrica em forma de losango, a qual pôde ser observada pelo contraste entre a área comprimida e o restante da superfície do corpo de prova (Figura 25). A leitura das endentações, por sua vez, foi feita com a objetiva de 10x.

Figura 25 – Endentação realizada no corpo de prova para a avaliação da microdureza, em aumento de 10x.

A determinação da microdureza do material é realizada através da mensuração da diagonal maior do losango impresso. Para isso, é feita a sobreposição dos vértices correspondentes aos ângulos internos agudos do losango, por linhas tracejadas fornecidas pelo software. A sobreposição, portanto, proporciona a mensuração da diagonal maior, valor que é adicionado a uma fórmula matemática para a obtenção do resultado. O cálculo é efetuado automaticamente pelo software, sendo exibido imediatamente o valor de dureza Knoop no monitor do computador. A equação matemática implementada para o cálculo é:

$$KHN = C.c/d^2$$

Sendo: KHN = valor de dureza Knoop.

C (constante) = 14,230.

c (carga) = 25 gramas.

d = comprimento da diagonal maior da endentação.

O experimento consistiu na execução de três endentações na região central da superfície de cada corpo de prova sendo, com uma distância de 500 μm entre cada endentação. Posteriormente, foi realizada a média destes três valores obtidos, para a representação final do valor de dureza Knoop para o respectivo corpo de prova.

As mensurações foram realizadas em quatro etapas. A primeira foi feita logo após o período de imersão (24 horas) em água deionizada, ou seja, previamente aos ciclos de termociclagem. As outras três mensurações foram executadas após o término de 500, 1000 e 3000 ciclos de envelhecimento térmico por termociclagem.

4.5.2 Análise da rugosidade superficial dos corpos de prova

A execução do experimento de rugosidade superficial ocorreu através da utilização do perfilômetro de contato Marsurf XCR 20, com a unidade de avanço GD25 (Mahr Metrology, Mahr Metering Systems GmbH, Göttingen, Germany) (Figura 26). De modo semelhante ao experimento de microdureza, os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de rugosidade superficial logo após a conclusão do período de 24 horas de imersão, em água deionizada. O perfilômetro de contato Marsurf XCR 20 consiste em um aparelho de alta precisão e sensibilidade. Este possui uma ponta apalpadora de diamante, com raio de 25 μm , a qual percorre pela superfície do corpo de prova determinando, quantitativamente, a rugosidade superficial. Este equipamento é acoplado a um computador, e a execução de todo o procedimento é realizada através da plataforma de software MarWin (Mahr Metrology, Mahr Metering Systems GmbH, Göttingen, Germany).

Figura 26 - Perfilômetro de contato Marsurf XCR 20 com a unidade de avanço GD25.

De modo a se obter os dados, foram realizadas 5 leituras horizontais no centro das superfícies dos corpos de prova com uma separação de 0,25 milímetros entre cada leitura. Nestas 5 leituras, foram consideradas as médias aritméticas (R_a , em micrometros) entre os picos e vales, da superfície do material, que foram percorridos pela ponta apalpadora. O percurso de medição empregado foi de 5 milímetros, com comprimento de onda de 0,8 milímetros e velocidade de 0,5 milímetros por segundo. No final, a rugosidade superficial de cada corpo de prova foi dada pela média aritmética dos valores obtidos nas 5 leituras.

O protocolo seguido para a realização também consistiu em quatro etapas. A etapa inicial foi feita logo após o período de imersão (24 horas) em água deionizada, anteriormente

aos ciclos de termociclagem. As outras três mensurações foram executadas após o término de 500, 1000 e 3000 ciclos de envelhecimento térmico por termociclagem.

4.5.3 Termociclagem

O processo de termociclagem tem como objetivo gerar um envelhecimento acelerado dos espécimes, simulando alterações que estes materiais possam vir a sofrer quando em uso pelo paciente. Este processo não foi feito de modo isolado, e sim com a finalidade de preparação dos espécimes para os subseqüentes testes de rugosidade superficial e microdureza. Portanto, para cada tipo de resina, foram designados 4 grupos: T1 (controle), T2 (500 ciclos), T3 (1000 ciclos) e T4 (3000 ciclos), de modo a simular períodos de utilização das próteses de, aproximadamente: 6 meses, 1 ano e 3 anos, respectivamente (PINTO et al., 2004). A termociclagem foi realizada com uma máquina de simulação de ciclos térmicos MSCT-3e (Elquip, São Carlos, SP, Brasil) (Figura 27) com temperaturas de 5°C a 55°C com duração de 60 segundos para cada banho (SOH; SELWYN, 1992; PINTO et al., 2002; PINTO et al., 2004; AYAZ; BAĞIŞ; TURGUT, 2015). Após a termociclagem, os espécimes foram secados com papel absorvente e logo em seguida submetidos às análises de rugosidade superficial e microdureza Knoop.

Figura 27 - Máquina de simulação de ciclos térmicos MSCT-3e.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 RUGOSIDADE SUPERFICIAL

Para a avaliação dos dados referentes à rugosidade superficial, foram consideradas as médias aritméticas ($Ra-\mu m$) das 5 leituras referentes à cada corpo de prova e, posteriormente, sendo considerada a média final envolvendo os 10 corpos de prova, para cada grupo. A análise estatística foi realizada por meio da utilização do teste de análise de variância (ANOVA) de um critério, para a comparação entre os grupos de resinas em relação a cada estágio de envelhecimento térmico por termociclagem (T1, T2, T3 e T4), e do teste análise de variância com medidas repetidas para a comparação interna de cada grupo, relativa ao comportamento deste em relação aos estágios de envelhecimento térmico. Para isto, foi utilizado um nível de significância de 5% ($p=0,05$).

5.1.1 Dados descritivos referentes à rugosidade superficial

A análise descritiva referente à rugosidade superficial se encontra presente na tabela 3.

Tabela 3 - Análise descritiva da avaliação de rugosidade superficial ($Ra-\mu m$) nos 3 grupos avaliados em função do estágio de termociclagem

T	Grupo	N	Média	Desvio padrão	Valor Mínimo	Valor Máximo
INICIAL	Vipi Cril	10	0,271	0,026	0,238	0,311
	Vipi Wave	10	0,280	0,050	0,201	0,354
	Vipi Block	10	0,261	0,034	0,204	0,311
500 CICLOS	Vipi Cril	10	0,264	0,056	0,167	0,374
	Vipi Wave	10	0,275	0,063	0,187	0,400
	Vipi Block	10	0,239	0,043	0,174	0,313
1000 CICLOS	Vipi Cril	10	0,264	0,059	0,188	0,375
	Vipi Wave	10	0,288	0,091	0,145	0,488
	Vipi Block	10	0,238	0,039	0,194	0,313
3000 CICLOS	Vipi Cril	10	0,242	0,044	0,160	0,305
	Vipi Wave	10	0,276	0,080	0,141	0,437
	Vipi Block	10	0,230	0,041	0,181	0,315

5.1.2 Distribuição dos dados referentes à rugosidade superficial

A distribuição dos dados referentes a rugosidade superficial, para os três grupos, está presente no gráfico *box plot* abaixo (Gráfico 1).

Gráfico 1 – Distribuição dos valores de rugosidade superficial (Ra-µm) referentes aos três grupos de resinas acrílicas em função do estágio de envelhecimento térmico por termociclagem (n=10). As áreas coloridas representam os primeiros e terceiros quartis, nos quais se encontram 50% dos valores de rugosidade superficial. As linhas presentes entre os primeiros e terceiros quartis representam as medianas de cada grupo. As linhas superiores e inferiores representam, respectivamente, os limites superiores e inferiores de rugosidade superficial para cada grupo de resina. Os valores que se encontram além destes limites (valores discrepantes) estão representados pelo asterisco (*).

5.1.3 Análises comparativas intragrupos e intergrupos

Na comparação dos grupos de resinas (Vipi Cril Plus, Vipi Wave e Vipi Block Gum) entre si em relação a cada estágio de envelhecimento térmico (Gráfico 2), não foi observada diferença estatisticamente significativa entre os 3 grupos de resinas com relação aos 4 estágios de envelhecimento térmico empregados ($p > 0,05$) (Tabela 4). De mesmo modo, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) na rugosidade superficial, levando-se em consideração apenas o tipo de resina, em função dos sucessivos ciclos de termociclagem (Tabela 5). Os dados referentes à rugosidade superficial estão expressos no gráfico e nas tabelas, a seguir.

Gráfico 2 – Análise visual das médias (Ra- μm), de rugosidade superficial, apresentadas pelos 3 grupos de materiais nos 4 tempos de avaliação. Não foram encontradas diferenças estatísticas entre os grupos em nenhum dos tempos de avaliação.

Tabela 4 – ANOVA de uma via avaliando as diferenças intergrupos e intragrupos para o teste de rugosidade superficial.

		SS	Df	MS	F	P
INICIAL	Entre Grupos	,002	2	,001	,623	,544
	Intra Grupos	,039	27	,001		
500 CICLOS	Entre Grupos	,007	2	,004	1,176	,324
	Intra Grupos	,081	27	,003		
1000 CICLOS	Entre Grupos	,013	2	,006	1,428	,257
	Intra Grupos	,119	27	,004		
3000 CICLOS	Entre Grupos	,012	2	,006	1,740	,195
	Intra Grupos	,091	27	,003		

*Indica diferença estatisticamente significativa.

Tabela 5 - ANOVA de medidas repetidas dos 3 materiais ao longo dos 4 tempos de avaliação para rugosidade superficial

VIPI CRIL					VIPI WAVE					VIPI BLOCK				
Tempo de avaliação		Diferença média		p	Tempo de avaliação		Diferença média		p	Tempo de avaliação		Diferença média		p
		t2	0,01				t2	0,01				t2	0,02	
t1	x	t3	0,01	1,00	t1	x	t3	-0,01	1,00	t1	x	t3	0,02	0,11
		t4	0,03	0,74			t4	0,00	1,00			t4	0,03	0,09
		t1	-0,01	1,00			t1	-0,01	1,00			t1	-0,02	0,24
t2	x	t3	0,00	1,00	t2	x	t3	-0,01	1,00	t2	x	t3	0,00	1,00
		t4	0,02	1,00			t4	0,00	1,00			t4	0,01	0,43
		t1	-0,01	1,00			t1	0,01	1,00			t1	-0,02	0,11
t3	x	t2	0,00	1,00	t3	x	t2	0,01	1,00	t3	x	t2	0,00	1,00
		t4	0,02	1,00			t4	0,01	1,00			t4	0,01	0,83
		t1	-0,03	0,74			t1	0,00	1,00			t1	-0,03	0,09
t4	x	t2	-0,02	1,00	t4	x	t2	0,00	1,00	t4	x	t2	-0,01	0,43
		t3	-0,02	1,00			t3	-0,01	1,00			t3	-0,01	0,83

*Indica diferença estatisticamente significativa.

5.2 MICRODUREZA KNOOP (KHN)

Para análise do teste de microdureza Knoop foram consideradas as médias dos valores de microdureza Knoop (KHN) referentes às 3 endentações realizadas em cada corpo de prova, e a subsequente média final de cada grupo de resina, proveniente dos seus respectivos 10 corpos de prova.

5.2.1 Dados descritivos referentes à microdureza

A análise descritiva referente à rugosidade superficial se encontra presente na tabela abaixo (Tabela 6).

Tabela 6 - Análise descritiva da avaliação de microdureza knoop nos 3 grupos avaliados em função do estágio de termociclagem

T	Grupo	N	Média	Desvio padrão	Valor Mínimo	Valor Máximo
INICIAL	Vipi Cril	10	16,6	0,3	16,2	17,2
	Vipi Wave	10	16,4	0,6	14,9	17,0
	Vipi Block	10	17,9	0,3	17,4	18,3
500 CICLOS	Vipi Cril	10	16,3	0,3	15,7	16,7
	Vipi Wave	10	16,3	0,2	16,1	16,6
	Vipi Block	10	17,8	0,5	16,7	18,4
1000 CICLOS	Vipi Cril	10	16,1	0,4	15,5	16,5
	Vipi Wave	10	15,8	0,3	15,0	16,1
	Vipi Block	10	16,3	0,3	15,9	16,9
3000 CICLOS	Vipi Cril	10	17,3	0,4	16,5	17,7
	Vipi Wave	10	16,3	0,3	15,7	16,9
	Vipi Block	10	16,4	0,3	15,9	16,7

5.2.2 Distribuição dos dados referentes à microdureza

A distribuição dos dados obtidos nas análises do teste de microdureza, para os três grupos, está presente no gráfico *box plot* abaixo (Gráfico 4).

Gráfico 3 - Distribuição dos valores de microdureza Knoop (KHN) referentes aos três grupos de resinas acrílicas em função do estágio de envelhecimento térmico por termociclagem (n=10). As áreas coloridas representam os primeiros e terceiros quartis, nos quais se encontram 50% dos valores de rugosidade superficial. As linhas presentes entre os primeiros e terceiros quartis representam as medianas de cada grupo. As linhas superiores e inferiores representam, respectivamente, os limites superiores e inferiores de rugosidade superficial para cada grupo de resina. Os valores que se encontram além destes limites (valores discrepantes) estão representados pelo asterisco (*).

5.2.3 Análises comparativas intragrupos e intergrupos

O teste estatístico ANOVA de um critério ($p=0,05$) foi utilizado para avaliação das diferenças dos grupos de resina entre si em relação aos 4 estágios de termociclagem, o qual encontrou diferenças estatisticamente significantes entre os grupos. Adicionalmente, foi empregada uma análise *post-hoc* (teste de Tukey) para a determinação entre quais grupos houve diferença estatisticamente significativa. Em T1 (controle), foi observada uma diferença estatística, na qual o grupo pertencente à resina Vipi Block Gum apresentou um valor de microdureza Knoop superior ($p=0,00$) em relação aos valores apresentados pelas resinas Vipi Cril Plus e Vipi Wave, as quais obtiveram valores similares entre si ($p=0,67$). Estes resultados, por sua vez, foram mantidos em T2 (500 ciclos). Entretanto, em T3 (1000 ciclos), foi observada diferença estatisticamente significativa ($p=0,01$) entre as resinas Vipi Wave e Vipi Block Gum tendo esta apresentado maior microdureza. A resina Vipi Cril Plus apresentou valor intermediário, sem diferença estatisticamente significativa em relação à resina Vipi Block Gum ($p=0,26$), assim como em relação à resina Vipi Wave ($p=0,21$).

No estágio T3 (3000 ciclos), apesar da resina Vipi Wave ter apresentado o menor valor de microdureza, não houve diferença estatisticamente significativa entre esta e a resina Vipi Block Gum ($p=0.92$). No entanto, observou-se uma elevação da microdureza da resina Vipi Cril Plus, tornando-se significativamente superior aos outros grupos, com diferença estatisticamente significativa ($p=0.00$). Os dados obtidos para esta análise estão presentes na tabela e gráfico a seguir (Tabela 7 e Gráfico 4).

Tabela 7 – ANOVA de uma via seguido por *post-hoc* de Tukey comparando a microdureza dos 3 materiais nos 4 tempos de avaliação

T	Grupos		Diferença	Erro Padrão	P
INICIAL	Cril x	Wave	0,17	0,20	0,67
		Block	-1,29	0,20	0,00*
	Wave x	Cril	-0,17	0,20	0,67
		Block	-1,46	0,20	0,00*
	Block x	Cril	1,29	0,20	0,00*
		Wave	1,46	0,20	0,00*
500 CICLOS	Cril x	Wave	-0,05	0,15	0,94
		Block	-1,50	0,15	0,00*
	Wave x	Cril	0,05	0,15	0,94
		Block	-1,45	0,15	0,00*
	Block x	Cril	1,50	0,15	0,00*
		Wave	1,45	0,15	0,00*
1000 CICLOS	Cril x	Wave	0,27	0,16	0,21
		Block	-0,25	0,16	0,26
	Wave x	Cril	-0,27	0,16	0,21
		Block	-0,52	0,16	0,01*
	Block x	Cril	0,25	0,16	0,26
		Wave	0,52	0,16	0,01*
3000 CICLOS	Cril x	Wave	0,92	0,16	0,00*
		Block	0,86	0,16	0,00*
	Wave x	Cril	-0,92	0,16	0,00*
		Block	-0,06	0,16	0,92
	Block x	Cril	-0,86	0,16	0,00*
		Wave	0,06	0,16	0,92

*Indica diferença estatisticamente significativa.

Gráfico 4 - Análise visual da microdureza nos 3 grupos de materiais nos 4 tempos de avaliação. Letras minúsculas se relacionam verticalmente e são utilizadas para a comparação intergrupos em função do estágio de termociclagem. Letras maiúsculas se relacionam horizontalmente e são empregadas para a comparação intragrupos em função do estágio de termociclagem. *Letras diferentes representam diferenças estatísticas ($p < 0,05$).

Para a análise do comportamento individual de cada resina frente aos sucessivos estágios de envelhecimento térmico (Gráfico 4), utilizou-se novamente o teste ANOVA com medidas repetidas ($p = 0,05$) (Tabela 8).

A avaliação da resina Vipi Cril Plus demonstrou valores similares de microdureza tanto na comparação entre os estágios T1 e T2 ($p = 0,066$), assim como quando comparados T2 e T3 ($p = 0,812$). Contudo, foi observada diferença estatisticamente significativa na comparação entre T3 em relação ao estágio T1 ($p = 0,021$) e ao estágio T4 ($p = 0,000$), com as análises obtidas em T1 e T4 apresentando valores superiores a T3. Adicionalmente, o valor obtido em T4 se mostrou o mais alto entre os estágios analisados, com diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$) em relação a todos estes (T1, T2 e T3).

Na avaliação individual da resina Vipi Wave, observou-se valores similares de microdureza entre as análises em T1 e T2 ($p = 1,00$). Entretanto, a microdureza foi reduzida drasticamente em T3, com diferença estatisticamente significativa, tornando-se inferior em relação às análises em T2 e T4 ($p = 0,01$). Em T4, no entanto, observa-se um aumento da

microdureza, tornando-se significativamente superior à análise em T3 ($p=0.01$), embora tenha sido igual às análises obtidas em T1 e T2 ($p=1.00$).

Na análise da resina Vipi Block Gum, foi observada uma similaridade em relação aos valores referentes aos estágios T1 e T2 ($p=1.00$). Entretanto, o valor de microdureza cai significativamente em T3, em relação à T1 e T2 ($p=0.00$), mantendo-se similar em relação à T4 ($p=1.00$). Este comportamento culminou em uma diferença estatisticamente significante ($p<0.05$) entre os valores apresentados nos estágios T3 e T4, em relação aos estágios iniciais (T1 e T2). Os dados obtidos para a análise intragrupos estão presentes na tabela abaixo (Tabela 8).

Tabela 8 – ANOVA de medidas repetidas dos 3 materiais ao longo dos 4 tempos de avaliação para microdureza

VIPI CRIL					VIPI WAVE					VIPI BLOCK							
Tempo de avaliação		Diferença média	Erro padrão	p	Tempo de avaliação		Diferença média	Erro padrão	p	Tempo de avaliação		Diferença média	Erro padrão	p			
t1	x	t2	,30	,095	,066	t1	x	t2	0,08	0,18	1,00	t1	x	t2	,087	,152	1,00
		t3	,49	,127	,021*			t3	0,60	0,20	0,08			t3	1,53*	,102	0,00*
		t4	-,68	,155	,010*			t4	0,07	0,19	1,00			t4	1,46	,074	0,00*
t2	x	t1	-,30	,095	,066	t2	x	t1	-0,08	0,18	1,00	t2	x	t1	-,087	,152	1,00
		t3	,19	,118	,812			t3	0,51	0,11	0,01*			t3	1,44	,159	0,00*
		t4	-,98	,188	,003*			t4	-0,02	0,09	1,00			t4	1,37	,145	0,00*
t3	x	t1	-,49	,127	,021*	t3	x	t1	-0,60	0,20	0,08	t3	x	t1	-1,53	,102	0,00*
		t2	-,19	,118	,812			t2	-,51	0,11	0,01*			t2	-1,44	,159	0,00*
		t4	-1,18	,174	,000*			t4	-,53	0,12	0,01*			t4	-,073	,064	1,00
t4	x	t1	,68	,155	,010*	t4	x	t1	-0,07	0,19	1,00	t4	x	t1	-1,46	,074	0,00*
		t2	,98	,188	,003*			t2	0,02	0,09	1,00			t2	-1,37	,145	0,00*
		t3	1,18	,174	,000*			t3	,53	0,12	0,01*			t3	,073	,064	1,00

*Indica diferença estatisticamente significante.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

As resinas acrílicas são materiais de fundamental importância no que concerne aos tratamentos com próteses removíveis, particularmente nas próteses totais removíveis. De modo a proporcionarem tratamentos mais confiáveis e duradouros, são exigidas cada vez mais determinadas características por parte destes materiais, como: estética satisfatória, baixo custo, fácil manipulação, biocompatibilidade, fácil reparo, além de necessitarem de boas propriedades físicas, químicas e mecânicas. Entretanto, sabe-se que estes materiais apresentam desvantagens visto serem materiais friáveis, com baixa resistência à abrasão, baixo módulo de elasticidade e com alto coeficiente de expansão térmica que os tornam susceptíveis a intercorrências como fraturas e desgastes, decorrentes dos processos mastigatórios, assim como da limpeza das próteses (MURAKAMI et al., 2013). Estes materiais, por sua vez, ainda são negativamente afetados pela biodegradação imposta pelo meio bucal (BETTENCOURT et al., 2010). Portanto, este contexto atua basicamente como um veículo para um incessante investimento no desenvolvimento das características destes materiais. Contexto, no qual, se encaixam perfeitamente as resinas acrílicas confeccionadas para os sistemas CAD-CAM pois, em virtude da sua forma de processamento envolvendo altos valores de temperatura e pressão, associadas a condições mais controladas, são referenciadas como materiais possuidores de propriedades superiores quando comparadas às resinas acrílicas convencionais (STEINMASSL et al., 2017; STEINMASSL et al., 2018; SRINIVASAN et al., 2018).

Salienta-se, portanto, entre todas as propriedades citadas acima, a importância da rugosidade superficial e da microdureza. A primeira, por estar associada diretamente com a adesão e colonização da resina acrílica por microrganismos, podendo subsequentemente ocasionar o desenvolvimento de processos infecciosos como a estomatite protética, além de poder estar associada à ocorrência de traumas nos tecidos bucais, particularmente nos tecidos compreendidos pelas próteses (MACHADO et al., 2009; KONCHADA et al., 2013; NICODEMO et al., 2013; CORTÉS-SANDOVAL et al., 2015). A microdureza está correlacionada, por sua vez, à resistência que o material possui à penetração, assim como a sua resistência ao desgaste por abrasão (VODJANI; BAGHERI; KHALEDI, 2012; KONCHADA et al., 2013; NICODEMO et al., 2013). Por conseguinte, tratam-se de características fundamentais no que tange ao sucesso nos tratamentos com próteses totais

removíveis. Relevância que, somada à escassa informação presente na literatura científica a respeito do comportamento das resinas acrílicas implementadas para a tecnologia CAD-CAM, serviram como base para a aplicação deste estudo.

6.1 RUGOSIDADE SUPERFICIAL

A rugosidade superficial é uma propriedade que pode estar sujeita a sofrer influência em decorrência de alterações na técnica de polimerização, na proporção entre pó e líquido, assim como em função do tempo de uso das próteses (OLIVEIRA et al., 2010). O presente estudo revelou que não houve diferença estatisticamente significativa entre os valores de rugosidade superficial dos 3 grupos de resinas entre si, independentemente dos estágios de envelhecimento térmico aos quais estes materiais foram submetidos, assim como na avaliação interna de cada grupo de resina acrílica em função do estágio de termociclagem empregado.

Estes resultados se encontram em concordância com alguns estudos prévios presentes na literatura científica (BERGER et al., 2006; DE OLIVEIRA et al., 2010; CONSANI et al., 2016). Na comparação entre as resinas acrílicas, no estágio T1 (controle), no qual as leituras foram realizadas após a imersão dos corpos de prova em água a 37°C durante 24 horas, as 3 resinas acrílicas utilizadas se comportaram de modo similar. Consani et al. (2016), em um estudo similar cujo objetivo era avaliar comparativamente a influência de dois ciclos de polimerização na rugosidade superficial de dois tipos de resinas acrílicas termopolimerizáveis, sendo uma com ciclo de polimerização longo e outra com um ciclo curto, não observaram diferença estatisticamente significativa entre os valores de rugosidade superficial.

Oliveira et al. (2010) avaliaram comparativamente a rugosidade superficial de 3 resinas acrílicas autopolimerizáveis e uma resina composta, sob a influência de imersão destes materiais em água a 37°C durante 24 horas e de 3000 ciclos de termociclagem. De mesmo modo, também observaram valores similares referentes à rugosidade superficial na análise inicial (controle) dos materiais.

Resultados semelhantes também foram observados no estudo de Berger et al. (2006), no qual foram comparadas 4 resinas acrílicas: duas termopolimerizáveis (uma pelo método convencional e outra por ação de micro-ondas), uma autopolimerizável e, por último, uma resina processada pela técnica da injeção. Neste estudo, as leituras foram realizadas em 3

estágios: antes do polimento, após polimento convencional (simulando o polimento dado nos laboratórios protéticos) e após polimento com kits de polimento portáteis (de modo a simular o polimento efetuado no próprio consultório. Embora os autores tenham encontrado diferenças estatisticamente significantes nos valores referentes à resina autopolimerizável, em relação aos outros materiais – nos 3 estágios considerados, não foi observada diferença estatisticamente significativa entre as resinas termopolimerizável convencional, termopolimerizável por micro-ondas e injetável, entre si.

Este comportamento pode ser explicado por meio determinados fatores. Segundo Berger et al. (2006), a rugosidade superficial do produto final obtido, ou seja, da resina acrílica obtida após a reação de polimerização pode estar associada ao tamanho das microesferas de polímero pré-polimerizado presentes no pó, o que pode estar sujeito a variações em função de cada produto e fabricante. Além disto, estes autores consideram também a influência da composição da resina acrílica na rugosidade superficial do material, especificamente em relação ao tipo de iniciador empregado. Portanto, diferentes tipos de iniciadores poderiam proporcionar a formação de reações de polimerização com qualidades diferentes, afetando, desta forma, a rugosidade superficial dos materiais. Segundo Oliveira et al. (2010), esta propriedade também pode ser influenciada pela proporção entre pó e líquido implementada. No que concerne ao presente estudo, observa-se que estas situações não são aplicáveis ao mesmo, devido ao fato de serem produtos pertencentes ao mesmo fabricante, com composições iguais ou, ao menos, muito semelhantes, no caso da resina Vipi Block Gum, haja vista que o fabricante não disponibiliza completamente informação a respeito deste produto. Ademais, no caso das resinas Vipi Cril Plus e Vipi Wave, a proporção entre pó e líquido são iguais, fator que pode também ter contribuído para a similaridade obtida em relação aos materiais.

Adicionalmente, considera-se, de mesma maneira, a atuação do processo de polimento na rugosidade superficial destes materiais. De acordo com Heintze, Forjanic e Rousson (2006), a rugosidade superficial é uma característica influenciada diretamente pelo tempo de polimento, assim como pela pressão aplicada. À vista disso, levando-se em consideração a padronização do polimento efetuada neste estudo em relação às variáveis de tempo e pressão, acredita-se que esta padronização possa ter contribuído para os valores similares de rugosidade superficial obtidos. Complementarmente, a semelhança presente entre todas estas variáveis previamente citadas, pode ter favorecido a manutenção dos valores de rugosidade

superficial entre os três materiais, nos estágios de envelhecimento térmico subsequentes (T2, T3 e T4).

De mesmo modo, não houve diferença estatisticamente significativa na comparação individual de cada resina em função do estágio de envelhecimento térmico (T1, T2, T3 e T4). Este resultado está de acordo com o estudo realizado por Ayaz, Bağış e Turgut (2015), no qual não observaram diferenças nos valores de rugosidade superficial em duas resinas termopolimerizáveis, com polimerização convencional e por ação de micro-ondas, antes e após a implementação de 15000 e 30000 ciclos de termociclagem. De acordo com cálculos realizados em estudos anteriores, pode-se afirmar que a aplicação de 500, 1000 e 3000 ciclos de termociclagem com temperaturas de 5°C a 55°C, e com duração de 60 segundos para cada banho, simula aproximadamente 6 meses, 1 ano e 3 anos de uso da prótese, respectivamente (PINTO et al., 2002; PINTO et al., 2004; BOTEGA et al., 2008). Portanto, este resultado indica que as resinas acrílicas utilizadas obtiveram um comportamento satisfatório frente ao envelhecimento térmico por termociclagem, sugerindo que estes materiais podem estar, no período considerado, menos propensos a sofrerem colonização e proliferação de microrganismos em sua superfície, assim como o subsequente desencadeamento de processos infecciosos, como a estomatite protética.

6.2 MICRODUREZA

No que concerne à microdureza, o presente estudo observou diferenças estatisticamente significantes em relação às três resinas acrílicas utilizadas, em função dos estágios de termociclagem (T1, T2, T3 e T4). Na avaliação inicial (T1), observou-se que a resina Vipi Block Gum apresentou valor de microdureza Knoop significativamente superior ($p=0.00$), em relação às resinas Vipi Cril Plus e Vipi Wave, ao passo que estas apresentaram valores similares entre si, sem diferença estatisticamente significativa ($p=0.67$). Comportamento, o qual, embora ocorra uma diminuição na microdureza de todas as três resinas, repetiu-se na análise em T2 (500 ciclos). Estes resultados estão em concordância com o estudo realizado por Ayman (2017), no qual comparou a microdureza de uma resina acrílica termopolimerizável convencional com uma resina acrílica pré-polimerizada para o sistema CAD-CAM, tendo esta apresentado valor de microdureza significativamente superior em relação à primeira.

De acordo com Keul et al. (2013), os blocos de resinas acrílicas pré-polimerizados implementados para os sistemas CAD-CAM são polimerizados sob condições específicas e padronizadas, sendo submetidos a altas temperaturas e altos valores de pressão adquirindo, desta forma, propriedades físicas e mecânicas significativamente superiores quando comparadas às resinas convencionais. Segundo Razyev e Penelle (2004), a aplicação de altos valores de pressão aumenta a taxa do coeficiente de propagação na reação de polimerização e o volume de ativação acelerando, portanto, o processo de reação. A associação de altos valores de pressão com altas temperaturas, portanto, proporciona um aumento no grau de conversão destas resinas. Isto reduz a concentração de monômero residual, diminuindo o seu efeito deletério nas propriedades do material, e ocasiona a formação de polímeros com alto peso molecular e com menor polidispersividade, ou seja, com cadeias poliméricas com comprimentos mais uniformes entre si (RAZYEYEV; PENELLE, 2004; KEUL et al., 2013; STEINMASSL et al., 2017). O processamento da resina acrílica, sob estas condições, também promove a geração de uma estrutura formada por uma rede de cadeias poliméricas mais próximas entre si e, conseqüentemente, com menores quantidades de espaços livres dentro da estrutura do material, tratando-se, portanto, de materiais mais densos (KEUL et al., 2013; STEINMASSL et al., 2017). Adicionalmente, de acordo com Ayman (2017), este processamento limita a contração de polimerização sofrida pelo material, e é responsável pelo aprimoramento das propriedades mecânicas das resinas acrílicas, entre estas, a microdureza. Por conseguinte, estes fatores podem ter contribuído para o melhor desempenho da resina Vipi Block Gum nos estágios iniciais de envelhecimento térmico (T1 e T2).

Entre as análises em T2 (500 ciclos) e T3 (1000 ciclos) ocorre uma redução pronunciada da microdureza dos três materiais. Na análise após 1000 ciclos, observou-se que a resina Vipi Block Gum apresentou maiores valores de microdureza em relação à resina Vipi Wave, com diferença estatisticamente significativa. Entretanto, ambas as resinas não apresentaram diferença estatisticamente significativa em relação à resina Vipi Cril Plus, tendo esta obtido valor intermediário. A redução dos valores de microdureza das resinas acrílicas decorrentes da termociclagem também foi observada no estudo realizado por Goiato et al. (2014), no qual submeteu 4 tipos de resinas acrílicas a 5000 ciclos de termociclagem, assim como a diferentes períodos de imersão em 6 tipos de soluções. Esta redução na microdureza é bem documentada na literatura científica, sendo consequência de determinados fatores.

As resinas acrílicas, quando imersas em um meio aquoso, sofrem um processo de absorção de água (BRADEN, 1964). Segundo Fernandes, Goiato e Dos Santos (2009) a

polaridade das moléculas das resinas acrílicas facilita este processo atraindo, desta forma, as moléculas de água. Entretanto, o processo de absorção destas moléculas, pelo material, é influenciado primariamente pelo fenômeno físico da difusão. As moléculas de água, por sua vez, possuem a capacidade de penetrar na rede de cadeias poliméricas do material. Este processo promove um aumento das distâncias das cadeias poliméricas entre si, com uma consequente alteração dimensional no material representada pelo aumento de volume do mesmo (FERNANDES; GOIATO; DOS SANTOS, 2009). Além disto, de acordo com Yiu et al. (2004), existe uma alternância neste processo, combinando ciclos de absorção e dessorção de maneira sucessiva. Esta alternância, portanto, induz a formação de micro-trincas no interior do material, seguida de degradação hidrolítica das ligações presentes entre as cadeias de polímeros, ocasionando uma gradual degradação da estrutura do material (YIU et al., 2004). Todo este processo ainda é agravado pela presença de monômeros residuais não polimerizados na reação de polimerização e seus subsequentes efeitos deletérios, nas propriedades das resinas acrílicas, atuando como agentes plastificantes (HARRISON; HUGGETT, 1992; ZISSIS et al., 2000; GAD et al., 2017). Os monômeros residuais ainda são lixiviados do material polimerizado promovendo, por sua vez, a criação de pequenos espaços dentro da estrutura polimérica do material que, não apenas, irão facilitar a atuação deletéria das moléculas de água, como também poderão propiciar a formação de áreas de concentração de estresse (BALOS et al., 2009; TAKAHASHI; HAMANAKA; SHIMIZU, 2013). Portanto, este conjunto atua como um agente plastificante reduzindo a temperatura de transição vítrea das resinas e interferindo negativamente nas suas propriedades físicas e mecânicas, entre estas, a microdureza. Além destes fatores, considera-se a influência deletéria do processo de termociclagem, não apenas por acelerar o processo de difusão da água, por tratar de um processo dependente da temperatura, como também por promover a degradação das resinas acrílicas, submetendo-as a sucessivas contrações e expansões (BRADEN, 1964; LIRA et al., 2012; GOIATO et al., 2014). Todos estes fatores, portanto, podem ter contribuído, conjuntamente, para a redução da microdureza das três resinas utilizadas.

No entanto, entre as análises em T3 (1000 ciclos) e T4 (3000 ciclos), ocorreu uma inversão no padrão de comportamento referente aos grupos das resinas Vipi Cril Plus e Vipi Wave, com aumento da microdureza, ao passo que a microdureza da resina Vipi Block se manteve constante, apresentando valores similares em T3 e T4. Portanto, em T4, o grupo da resina Vipi Cril Plus apresentou microdureza significativamente superior ($p=0.00$) em relação às resinas Vipi Wave e Vipi Block Gum. Estas, entretanto, apresentaram valores semelhantes

entre si, sem diferença estatisticamente significativa ($p=0.92$). Este aumento na microdureza, apresentado pelas resinas Vipi Wave e Vipi Cril Plus, é condizente com os resultados obtidos em determinados estudos prévios (NEPPELENBROEK et al., 2005; FERNANDES; GOIATO; DOS SANTOS, 2009; URBAN et al., 2009; AYAZ; BAĞIŞ; TURGUT, 2015; CHANDU et al., 2015).

Ayaz, Bağış e Turgut (2015) observaram um aumento da microdureza de duas resinas a base de PMMA após a implementação de 15000 e 30000 ciclos de envelhecimento térmico por termociclagem, embora não tendo sido constatada diferença estatisticamente significativa em relação à análise no estágio inicial (controle). Este comportamento, entretanto, não se mostra restrito apenas a experimentos envolvendo termociclagem, como demonstrado no estudo de Neppelenbroek et al (2005), no qual compararam duas resinas termopolimerizáveis que foram submetidas a ciclos de desinfecção em diferentes soluções e, após, seguidos de armazenamento em água a 37°C durante 15, 30, 60, 90 e 120 dias. Os autores observaram um aumento progressivo da microdureza em função do armazenamento em água, o qual se estendeu entre as análises referentes aos períodos de 15 dias e de 60 dias de imersão em água a 37°C mantendo-se, nos períodos subsequentes, constante. O mesmo comportamento foi constatado em estudos similares, conduzidos por Braun et al. (2003) e Fernandes, Goiato e Dos Santos (2009).

O aumento da microdureza das resinas Vipi Wave e Vipi Cril Plus pode estar associado a uma redução da concentração de monômero residual. Esta redução, por sua vez, pode ser decorrente de determinados processos como a lixiviação dos monômeros residuais, assim como pela ocorrência de uma polimerização adicional (BRAUN et al., 2003; NEPPELENBROEK et al., 2005; FERNANDES, GOIATO e DOS SANTOS, 2009; URBAN et al., 2009). Sabe-se, conforme explanado anteriormente, que o monômero residual atua como agente plastificante, interferindo negativamente em propriedades dos materiais, como a microdureza. Portanto, a lixiviação destas moléculas, isoladamente, reduziria a concentração de monômero residual no material, consequentemente reduzindo os seus efeitos deletérios, aumentando a microdureza (BRAUN et al., 2003; URBAN et al., 2009). Adicionalmente, de acordo com Braun et al. (2003), a liberação de moléculas de monômeros residuais pode ocasionar uma reorganização das cadeias poliméricas das resinas o que pode, de mesmo modo, contribuir para o aumento da microdureza destes materiais. Ademais, em virtude da difusão se tratar de um processo dependente da temperatura, este processo de lixiviação, ainda pode ter sofrido uma intensificação, em virtude da imersão nos banhos quentes no processo de

termociclagem (AYAZ; BAĞIŞ; TURGUT, 2015). Somado a estes fatores, considera-se também a possível influência de uma polimerização adicional dos monômeros remanescentes. Portanto, a atuação do calor, proveniente do processo de termociclagem, mais especificamente dos banhos a 55 °C, pode também ter contribuído para aumentar o grau de conversão destas resinas e, conseqüentemente, a microdureza na superfície dos corpos de prova destes materiais FERNANDES; GOIATO; DOS SANTOS, 2009; URBAN et al., 2009; AYAZ; BAĞIŞ; TURGUT, 2015).

Por conseguinte, estes fatores podem ter atuado isolada ou conjuntamente, para a elevação da microdureza destes materiais. Contudo, é possível que estes eventos não tenham ocorrido na intensidade necessária, entre os períodos de T2 a T3, ao ponto de compensar e sobrepor a ação plastificante apresentada tanto pelo monômero residual, quanto pelas moléculas de água absorvidas pelo material, tendo esta sobreposição ocorrido, de modo concreto, apenas em T4.

Contrariamente, a resina Vipi Block Gum exibiu, na análise em 3000 ciclos, microdureza similar à análise efetuada em T3 (1000 ciclos). Esta manutenção da microdureza pode ter ocorrido em função da saturação dos corpos de prova pela água. De acordo com Braden (1964), os processos de absorção e dessorção obedecem às leis matemáticas da difusão, e ocorrem função do coeficiente de difusão e do equilíbrio de concentração. À vista disso, as moléculas de água tendem a serem transportadas de um meio mais saturado, para um menos saturado (corpo de prova). Este transporte, por sua vez, é cessado quando é atingido um equilíbrio entre os meios (BRADEN, 1964; PINTO, 2007, p.101). Portanto, esta estabilização pode ter influenciado para a manutenção da microdureza dos corpos de prova da resina Vipi Block Gum.

Entretanto, deve ser considerado que a saturação dos corpos de prova, provavelmente, trata-se de um fator comum a todos os grupos de resinas, por se tratarem de materiais iguais ou, ao menos, muito semelhantes e que foram submetidos exatamente às mesmas condições para as análises de microdureza. Por conseguinte, pode ser proposto que esta diferença de comportamento observada entre as resinas Vipi Wave e Vipi Cril Plus em relação à resina Vipi Block Gum na análise final em T4 (3000 ciclos) pode ter decorrido em função dos diferentes graus de conversão das reações de polimerização destes materiais e, conseqüentemente, das diferentes concentrações de monômeros residuais resultantes

De acordo com Urban et al. (2009), a magnitude da polimerização adicional, promovida pela aplicação de calor, está relacionada com o grau de eficiência da reação de polimerização original, de modo que a polimerização adicional seja mais acentuada em materiais cujas reações de polimerização foram menos eficientes, ou seja, com menor grau de conversão. Os dados das análises obtidas em T4 estão em concordância com esta afirmação pois, levando-se em consideração que a resina Vipi Block Gum, em teoria, apresenta a reação de polimerização mais eficiente entre as três resinas acrílicas, com maior grau de conversão e menor concentração de monômero residual, é possível que o efeito da polimerização adicional decorrente da termociclagem tenha sido insuficiente para prover um aumento significativo da microdureza, contribuindo para a manutenção desta. Em contrapartida, o menor grau de conversão apresentado pelas resinas Vipi Wave e Vipi Cril Plus, pode ter tornado estes materiais muito susceptíveis a sofrerem reações adicionais de polimerização, configurando em um aumento significativo da microdureza destes materiais, particularmente em relação à resina Vipi Cril Plus.

Segundo Urban et al. (2009), a propriedade de microdureza superficial é reconhecida como um método indireto para a avaliação do grau de conversão e, consequentemente, da eficiência da reação de polimerização. À vista disso, os resultados obtidos na análise inicial (controle) corroboram a hipótese explanada acima, pelo fato da resina Vipi Block Gum ter apresentado microdureza significativamente superior em relação às outras resinas. Entretanto, salienta-se que são necessários mais estudos para a confirmação desta hipótese, principalmente estudos que avaliem a liberação de monômero residual pelos materiais, o que configura em uma limitação do presente estudo.

Além disto, embora tenha ocorrido uma significativa redução da microdureza de todas as resinas (especificamente na análise em T3), é provável que esta redução denote nenhuma relevância clínica no que concerne a este aspecto. De acordo com Fernandes, Goiato e Dos Santos (2009), a dureza Knoop de resinas acrílicas termopolimerizáveis, em condições normais, deve variar entre 16 e 22. Considerando-se estes valores, observa-se que apenas a resina Vipi Wave apresentou microdureza abaixo do valor mínimo estipulado (média de 15,806, em T3). Entretanto, trata-se de uma mínima diferença que, subsequentemente, foi superada por meio do aumento significativo da microdureza, na análise em T4. Conforme citado anteriormente, a microdureza é uma propriedade superficial, que indica a resistência que a resina acrílica possui frente aos desgastes impostos pelo processo mastigatório, assim como pela própria higienização mecânica efetuada nas próteses pelos seus usuários. No

entanto, sabe-se que, durante a sua utilização por parte dos pacientes, especificamente durante os processos mastigatórios, as próteses totais removíveis também são submetidas a situações mais complexas, envolvendo forças de tensão e cisalhamento (BALOS et al., 2015). Eventos, estes, que estão relacionados com as características das porções internas do material e que são simulados de melhor forma por meio de testes, como o de resistência flexural (URBAN et al., 2009). Isto, portanto, consiste em uma segunda limitação deste estudo, a qual não permite a confirmação da influência do envelhecimento térmico por termociclagem, de modo completo, no desempenho clínico de próteses totais removíveis compostas por estes materiais.

7 CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Com base na metodologia aplicada neste estudo, é possível concluir que:

1. A padronização do processo de acabamento e polimento empregado neste estudo proporcionou uma homogeneidade entre os três tipos de resinas, em relação à rugosidade superficial.
 2. O método de processamento, ou forma de polimerização, não influenciou na rugosidade superficial das resinas, de modo a evidenciar uma maior susceptibilidade de um material, em relação a outro, a sofrer alterações em sua rugosidade superficial. Isto pôde ser observado devido à contínua relação de igualdade entre os valores de rugosidade superficial apresentados pelos três grupos de resinas, independentemente do estágio de envelhecimento térmico ao qual eram submetidos.
 3. Os três tipos de resinas acrílicas utilizados neste estudo não se mostraram suscetíveis a sofrerem alterações em suas rugosidades superficiais, em função dos sucessivos ciclos de envelhecimento térmico. Entretanto, em virtude de a sobrevida de próteses totais exceder o período máximo simulado (3 anos), faz-se necessária a aplicação de ciclos de termociclagem de modo a simular períodos mais longos, o que certamente proporcionaria um melhor entendimento do comportamento da rugosidade superficial destes materiais. Fato, este, que consiste em uma das limitações presentes neste estudo.
 4. A resina acrílica pré-polimerizada implementada na tecnologia CAD-CAM se mostrou superior às outras resinas, no que concerne à microdureza, nas duas análises iniciais (T1 e T2). Este resultado indica que o método de processamento possui influencia na microdureza, corroborando a hipótese de que o processamento padronizado, controlado e envolvendo altas temperaturas e pressões proporcionam melhorias nesta propriedade.
-
-

5. O processo de envelhecimento térmico, por termociclagem, pode interferir negativamente na microdureza das resinas acrílicas, conforme observado nas análises em T3. No entanto, embora significativa, esta redução não foi capaz de inviabilizar o uso clínico destes materiais, haja vista que os valores de microdureza das resinas Vipi Block Gum e Vipi Cril Plus se encontraram acima do valor mínimo aceitável e, no caso da resina Vipi Wave, valor abaixo, porém muito próximo deste limiar. A termociclagem, especificamente a aplicação de 3000 ciclos, provocou um aumento significativo da microdureza das resinas Vipi Wave e Vipi Cril Plus, dando suporte para a hipótese de que a polimerização adicional, através da atuação do calor, ocorre de modo mais pronunciado em materiais cujas reações de polimerização apresentam menor grau de conversão. Contudo, faz-se necessária uma investigação mais detalhada em relação aos graus de conversão de cada uma destas resinas, assim como em relação à liberação de monômero residual, para uma melhor compreensão deste comportamento.
-

REFERÊNCIAS

REFERÊNCIAS

ALI, I. L.; YUNUS, N.; ABU-HASSAN, M. I. Hardness, flexural strength, and flexural modulus comparisons of three differently cured denture base systems. **J Prosthodont**, v. 17, n. 7, p. 545-9, Oct 2008. ISSN 1059-941x.

ALI, U. K., K. J. B. A.; BUANG, N. A. A Review of the Properties and Applications of Poly (Methyl Methacrylate) (PMMA). **Polymer Reviews**, v. 55, n. 4, p. 37, 2015. ISSN 1558-3724 (Print).

ANUSAVICE, K. J. Philips, materiais dentários. 11^a ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2005. p. 146-151.

AUSTIN, A. T.; BASKER, R. M. The level of residual monomer in acrylic denture base materials with particular reference to a modified method of analysis. **Br Dent J**, v. 149, n. 10, p. 281-6, Nov 18 1980. ISSN 0007-0610 (Print) 0007-0610.

AYAZ, E. A.; BAGIS, B.; TURGUT, S. Effects of thermal cycling on surface roughness, hardness and flexural strength of polymethylmethacrylate and polyamide denture base resins. **J Appl Biomater Funct Mater**, v. 13, n. 3, p. e280-6, Oct 16 2015. ISSN 2280-8000.

AYMAN, A. D. The residual monomer content and mechanical properties of CAD\CAM resins used in the fabrication of complete dentures as compared to heat cured resins. **Electron Physician**, v. 9, n. 7, p. 4766-4772, Jul 2017. ISSN 2008-5842 (Print) 2008-5842.

AZZARRI, M. J.; CORTIZO, M. S.; ALESSANDRINI, J. L. Effect of the curing conditions on the properties of an acrylic denture base resin microwave-polymerised. **J Dent**, v. 31, n. 7, p. 463-8, Sep 2003. ISSN 0300-5712 (Print) 0300-5712.

BAHRANI, F. S., A.; VOJDANI, M.; KARAMPOOR, G. Comparison of hardness and surface roughness of two denture bases polymerized by different methods. **World Journal of Dentistry**, v. 3, n. 2, p. 171-175, 2012.

BALOS, S. B., T.; SIDJANIN, L.; MARKOVIC, D.; PILIC, B. Flexural and impact strength of microwave treated autopolymerized poly (methyl-methacrilate). **Materiale Plastice**, v. 46, n. 3, p. 5, 2009.

BALOS, S. M., M.; POTRAN, M.; VULETIC J.; PUSKAR T.; PEPELNJAK T. The Mechanical Properties of Moulded and Thermoformed Denture Resins. **Journal of Mechanical Engineering**, v. 61, n. 2, Feb. 2015. 2015. ISSN 00392480.

BARRON, D. J.; RUEGGERBERG, F. A.; SCHUSTER, G. S. A comparison of monomer conversion and inorganic filler content in visible light-cured denture resins. **Dent Mater**, v. 8, n. 4, p. 274-7, Jul 1992. ISSN 0109-5641 (Print) 0109-5641.

BARTOLONI, J. A. et al. Degree of conversion in denture base materials for varied polymerization techniques. **J Oral Rehabil**, v. 27, n. 6, p. 488-93, Jun 2000. ISSN 0305-182X (Print) 0305-182x.

BAYRAKTAR, G. et al. Influence of polymerization method, curing process, and length of time of storage in water on the residual methyl methacrylate content in dental acrylic resins. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 76, n. 2, p. 340-5, Feb 2006. ISSN 1552-4973 (Print) 1552-4973.

BERGER, J. C. et al. Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. **J Prosthodont**, v. 15, n. 3, p. 180-6, May-Jun 2006. ISSN 1059-941X (Print) 1059-941x.

BETTENCOURT, A. F. N., C. B.; DE ALMEIDA, M. S.; PINHEIRO, L. M. OLIVEIRA, S. A.; LOPES, L. P.; CASTRO, M. F. Biodegradation of acrylic based resins: A review. **Dent Mater** v. 26, n. 5, p. e171-e180, 2010/05/01/ 2010. ISSN 0109-5641. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564110000242> >.

BIDRA, A. S.; TAYLOR, T. D.; AGAR, J. R. Computer-aided technology for fabricating complete dentures: systematic review of historical background, current status, and future perspectives. **J Prosthet Dent**, v. 109, n. 6, p. 361-6, Jun 2013. ISSN 0022-3913.

BILGIN, M. S. et al. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. **Eur J Dent**, v. 10, n. 2, p. 286-91, Apr-Jun 2016. ISSN 1305-7456 (Print).

BOTEGA, D. M. et al. Effects of thermocycling on the tensile bond strength of three permanent soft denture liners. **J Prosthodont**, v. 17, n. 7, p. 550-4, Oct 2008. ISSN 1059-941x.

BRADEN, M. The absorption of water by acrylic resins and other materials. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 14, n. 2, p. 307-316, 1964. ISSN 0022-3913. Disponível em: < [http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913\(64\)90091-5](http://dx.doi.org/10.1016/0022-3913(64)90091-5) >. Acesso em: 2018/06/30.

BRAUN, K. O. et al. Surface texture and some properties of acrylic resins submitted to chemical polishing. **J Oral Rehabil**, v. 30, n. 1, p. 91-8, Jan 2003. ISSN 0305-182X (Print) 0305-182x.

BURAL, C. et al. Flexural properties of repaired heat-polymerising acrylic resin after wetting with monomer and acetone. **Gerodontology**, v. 27, n. 3, p. 217-223, 2010. ISSN 1741-2358.

ÇELEBI, N. Y., B.; CANAY, Ş.; YÜCEL, Ü. Effect of polymerization methods on the residual monomer level of acrylic resin denture base polymers. **Polymers for Advanced Technologies**, v. 19, n. 3, p. 201-206, 2008. Disponível em: < <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/pat.996> >.

CHANDU, G. S. et al. Comparative Evaluation of Effect of Water Absorption on the Surface Properties of Heat Cure Acrylic: An in vitro Study. **J Int Oral Health**, v. 7, n. 4, p. 63-8, Apr 2015. ISSN 0976-7428 (Print) 0976-1799.

CHENG, Y. Y.; CHEUNG, W. L.; CHOW, T. W. Strain analysis of maxillary complete denture with three-dimensional finite element method. **J Prosthet Dent**, v. 103, n. 5, p. 309-18, May 2010. ISSN 0022-3913.

CIMPAN, M. R. et al. The effect of heat- and auto-polymerized denture base polymers on clonogenicity, apoptosis, and necrosis in fibroblasts: denture base polymers induce apoptosis and necrosis. **Acta Odontol Scand**, v. 58, n. 5, p. 217-28, Oct 2000. ISSN 0001-6357 (Print) 0001-6357.

CONSANI, R. L. et al. Effect of repeated disinfections by microwave energy on the physical and mechanical properties of denture base acrylic resins. **Braz Dent J**, v. 20, n. 2, p. 132-7, 2009. ISSN 0103-6440.

CONSANI, R. L. et al. Effect of Polymerization Cycles on Gloss, Roughness, Hardness and Impact Strength of Acrylic Resins. **Braz Dent J**, v. 27, n. 2, p. 176-80, Mar-Apr 2016. ISSN 0103-6440.

CONSANI, R. L. X. P., M. G. R.; MESQUITA, M. F.; NOGUEIRA, M. C. F. Polymerization cycles on hardness and surface gloss of denture bases. **Int J of Contemp Dent Med Rev**, v. 2014, n. 2014, p. 1-6, 2014. ISSN 2394-7136.

CORTÉS-SANDOVAL, G. M.-C., G. A.; PATIÑO-MARÍN, N.; MARTÍNEZ-RODRÍGUEZ, P. R.; LOYOLA-RODRÍGUEZ, J. P. Surface roughness and hardness evaluation of some base metal alloys and denture base acrylics used for oral rehabilitation. **Materials Letters**, v. 144, p. 100-105, 2015/04/01/ 2015. ISSN 0167-577X. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167577X15000488>>.

DRUMMOND, J. L. Degradation, fatigue, and failure of resin dental composite materials. **J Dent Res**, v. 87, n. 8, p. 710-9, Aug 2008. ISSN 0022-0345 (Print) 0022-0345.

FERNANDES, A. U.; GOIATO, M. C.; DOS SANTOS, D. M. Effect of weathering and thickness on the superficial microhardness of acrylic resin and ocular button. **Cont Lens Anterior Eye**, v. 32, n. 6, p. 283-7, Dec 2009. ISSN 1367-0484.

FERRACANE, J. L. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. **Dent Mater**, v. 22, n. 3, p. 211-22, Mar 2006. ISSN 0109-5641 (Print) 0109-5641.

FLETCHER, A. M. et al. The level of residual monomer in self-curing denture-base materials. **J Dent Res**, v. 62, n. 2, p. 118-20, Feb 1983. ISSN 0022-0345 (Print) 0022-0345.

FRANGOU, M.; HUGGETT, R.; STAFFORD, G. D. Evaluation of the properties of a new pour denture base material utilizing a modified technique and initiator system. **J Oral Rehabil**, v. 17, n. 1, p. 67-77, Jan 1990. ISSN 0305-182X (Print) 0305-182x.

GAD, M. M. et al. Comparative Effect of Different Polymerization Techniques on the Flexural and Surface Properties of Acrylic Denture Bases. **J Prosthodont**, May 22 2017. ISSN 1059-941x.

GAUTAM, R. et al. Biocompatibility of polymethylmethacrylate resins used in dentistry. **J Biomed Mater Res B Appl Biomater**, v. 100, n. 5, p. 1444-50, Jul 2012. ISSN 1552-4973.

GOIATO, M. C. et al. Effect of beverages and mouthwashes on the hardness of polymers used in intraoral prostheses. **J Prosthodont**, v. 23, n. 7, p. 559-64, Oct 2014. ISSN 1059-941x.

GOODACRE, C. J. et al. CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. **J Prosthet Dent**, v. 107, n. 1, p. 34-46, Jan 2012. ISSN 0022-3913.

HARRISON, A.; HUGGETT, R. Effect of the curing cycle on residual monomer levels of acrylic resin denture base polymers. **J Dent**, v. 20, n. 6, p. 370-4, Dec 1992. ISSN 0300-5712 (Print) 0300-5712.

HEINTZE, S. D.; FORJANIC, M.; ROUSSON, V. Surface roughness and gloss of dental materials as a function of force and polishing time in vitro. **Dent Mater**, v. 22, n. 2, p. 146-65, Feb 2006. ISSN 0109-5641 (Print) 0109-5641.

HONG, G. et al. Influence of denture cleansers on the color stability of three types of denture base acrylic resin. **J Prosthet Dent**, v. 101, n. 3, p. 205-13, Mar 2009. ISSN 0022-3913.

INFANTE, L. et al. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. **J Prosthet Dent**, v. 111, n. 5, p. 351-5, May 2014. ISSN 0022-3913.

JAGGER, D. C.; HARRISON, A.; JANDT, K. D. The reinforcement of dentures. **J Oral Rehabil**, v. 26, n. 3, p. 185-94, Mar 1999. ISSN 0305-182X (Print) 0305-182x.

JEPSON, N. J.; MCGILL, J. T.; MCCABE, J. F. Influence of dietary simulating solvents on the viscoelasticity of temporary soft lining materials. **J Prosthet Dent**, v. 83, n. 1, p. 25-31, Jan 2000. ISSN 0022-3913 (Print) 0022-3913.

JOHNSTON, E. P.; NICHOLLS, J. I.; SMITH, D. E. Flexure fatigue of 10 commonly used denture base resins. **J Prosthet Dent**, v. 46, n. 5, p. 478-83, Nov 1981. ISSN 0022-3913 (Print) 0022-3913.

KATTADIYIL, M. T. et al. Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. n. 1097-6841 (Electronic),

KAWAGUCHI, T. et al. Effect of heat treatment of polymethyl methacrylate powder on mechanical properties of denture base resin. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 39, p. 73-8, Nov 2014. ISSN 1878-0180.

KAWAHATA, N. et al. Trial of duplication procedure for complete dentures by CAD/CAM. **J Oral Rehabil**, v. 24, n. 7, p. 540-8, Jul 1997. ISSN 0305-182X (Print) 0305-182x.

KEH, E. S. et al. Improving a self-curing dental resin by eliminating oxygen, hydroquinone and water from its curing process. **Dent Mater J**, v. 21, n. 4, p. 373-82, Dec 2002. ISSN 0287-4547 (Print) 0287-4547.

KEUL, C. M., A.; WIMMER, T.; ROOS, M.; GERNET, W.; STAWARCZYK. Tensile bond strength of PMMA - and composite-based CAD/CAM materials to luting cements after different conditioning methods. **International Journal of Adhesion and Adhesives**, v. 46, p. 122-127, 2013/10/01/ 2013. ISSN 0143-7496. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0143749613001176> >.

KIM, S. H.; WATTS, D. C. The effect of reinforcement with woven E-glass fibers on the impact strength of complete dentures fabricated with high-impact acrylic resin. **J Prosthet Dent**, v. 91, n. 3, p. 274-80, Mar 2004. ISSN 0022-3913 (Print) 0022-3913.

KIMURA, H. et al. 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, Dec 1983. ISSN 0473-4599 (Print) 0473-4599.

KONCHADA, J. et al. Effect of simulated microwave disinfection on the mechanical properties of three different types of denture base resins. **J Clin Diagn Res**, v. 7, n. 12, p. 3051-3, Dec 2013. ISSN 2249-782X (Print) 0973-709x.

KUL, E.; ALADAG, L. I.; YESILDAL, R. Evaluation of thermal conductivity and flexural strength properties of poly(methyl methacrylate) denture base material reinforced with different fillers. **J Prosthet Dent**, v. 116, n. 5, p. 803-810, Nov 2016. ISSN 0022-3913.

KURT, A. et al. The Effect of Cleaning Solutions on a Denture Base Material: Elimination of *Candida albicans* and Alteration of Physical Properties. **J Prosthodont**, Sep 6 2016. ISSN 1059-941x.

LAI, C. P. et al. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. **Dent Mater**, v. 20, n. 2, p. 133-41, Feb 2004. ISSN 0109-5641 (Print) 0109-5641.

LEE, S. Y.; LAI, Y. L.; HSU, 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, Apr 2002. ISSN 0909-8836 (Print) 0909-8836.

LEÓN, B. L. T. C., A. A. D. B.; GARCIA, R. C. M. R. Loss of residual monomer from resilient lining materials processed by different methods. **Rev. odontol. ciênc.**, v. 23, n. 3, p. 215-219, 2008. ISSN 1980-6523.

LIRA, A. F. et al. Effect of toothbrushing, chemical disinfection and thermocycling procedures on the surface microroughness of denture base acrylic resins. **Gerodontology**, v. 29, n. 2, p. e891-7, Jun 2012. ISSN 0734-0664.

LUNG, C. Y.; DARVELL, B. W. Minimization of the inevitable residual monomer in denture base acrylic. **Dent Mater**, v. 21, n. 12, p. 1119-28, Dec 2005. ISSN 0109-5641 (Print) 0109-5641.

_____. Methyl methacrylate monomer-polymer equilibrium in solid polymer. **Dent Mater**, v. 23, n. 1, p. 88-94, Jan 2007. ISSN 0109-5641 (Print) 0109-5641.

MACHADO, A. L. et al. Hardness and surface roughness of reline and denture base acrylic resins after repeated disinfection procedures. **J Prosthet Dent**, v. 102, n. 2, p. 115-22, Aug 2009. ISSN 0022-3913.

MACHADO, A. L. et al. Effect of thermocycling on the flexural and impact strength of urethane-based and high-impact denture base resins. **Gerodontology**, v. 29, n. 2, p. e318-23, Jun 2012. ISSN 0734-0664.

MAEDA, Y. et al. A CAD/CAM system for removable denture. Part I: Fabrication of complete dentures. **Int J Prosthodont**, v. 7, n. 1, p. 17-21, Jan-Feb 1994. ISSN 0893-2174 (Print) 0893-2174.

MATSUO, H. et al. Deterioration of polymethyl methacrylate dentures in the oral cavity. **Dent Mater J**, v. 34, n. 2, p. 234-9, 2015. ISSN 0287-4547.

MURAKAMI, N. et al. Effect of high-pressure polymerization on mechanical properties of PMMA denture base resin. **J Mech Behav Biomed Mater**, v. 20, p. 98-104, Apr 2013. ISSN 1878-0180.

NEPPELENBROEK, K. H. et al. Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. **J Prosthet Dent**, v. 93, n. 2, p. 171-6, Feb 2005. ISSN 0022-3913 (Print) 0022-3913.

NICODEMO, C. A. Z. R., C. E. E.; MORETTI-NETO, R. T.; RUBO, J. H. Micro-hardness of Acrylic Resin utilized for Provisional Crowns: Effect of different polymerization techniques and pH-Cycling. **Braz Dent Sci**, v. 16, n. 2, p. 7, 2013. ISSN 2178-6011.

OLIVEIRA, J. C. A., G.; MENDES, B.; URBAN, V. M.; CAMPANHA, N. H.; JORGE, J. H. . Effect of storage in water and thermocycling on hardness and roughness of resin materials for temporary restorations. **Mat. Res.**, v. 13, n. 3, p. 355-359, 2010. ISSN 1516-1439.

PHOENIX, R. D. et al. Evaluation of mechanical and thermal properties of commonly used denture base resins. **J Prosthodont**, v. 13, n. 1, p. 17-27, Mar 2004. ISSN 1059-941X (Print) 1059-941x.

PINTO, J. R. et al. Effect of thermocycling on bond strength and elasticity of 4 long-term soft denture liners. **J Prosthet Dent**, v. 88, n. 5, p. 516-21, Nov 2002. ISSN 0022-3913 (Print) 0022-3913.

PINTO, J. R. et al. Evaluation of varying amounts of thermal cycling on bond strength and permanent deformation of two resilient denture liners. **J Prosthet Dent**, v. 92, n. 3, p. 288-93, Sep 2004. ISSN 0022-3913 (Print) 0022-3913.

PINTO, L. R. **Efeito da desinfecção química sobre a microdureza e rugosidade superficial de resinas para base de dentaduras e resinas rígidas para reembasamento : estudo longitudinal**. 2007. 129 p. Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas Aplicadas - Área de Concentração Reabilitação Oral). Departamento de Prótese e Periodontia, Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo, São Paulo.

RIZZATTI-BARBOSA, C. M.; RIBEIRO-DASILVA, M. C. Influence of double flask investing and microwave heating on the superficial porosity, surface roughness, and knoop hardness of acrylic resin. **J Prosthodont**, v. 18, n. 6, p. 503-6, Aug 2009. ISSN 1059-941x.

RUEGGEBERG, F. A. From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry. **J Prosthet Dent**, v. 87, n. 4, p. 364-79, Apr 2002. ISSN 0022-3913 (Print) 0022-3913.

RZAYEV, J.; PENELLE, J. HP-RAFT: a free-radical polymerization technique for obtaining living polymers of ultrahigh molecular weights. **Angew Chem Int Ed Engl**, v. 43, n. 13, p. 1691-4, Mar 19 2004. ISSN 1433-7851 (Print) 1433-7851.

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**, v. 72, n. 1, p. 19-22, Jul 1994. ISSN 0022-3913 (Print) 0022-3913.

SANTERRE, J. P.; SHAJII, L.; LEUNG, B. W. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. **Crit Rev Oral Biol Med**, v. 12, n. 2, p. 136-51, 2001. ISSN 1045-4411 (Print) 1045-4411.

SASAKI, H. et al. Effect of long-term water immersion or thermal shock on mechanical properties of high-impact acrylic denture base resins. **Dent Mater J**, v. 35, n. 2, p. 204-9, 2016. ISSN 0287-4547.

SCZEPANSKI, F. et al. Effect of sodium hypochlorite and peracetic acid on the surface roughness of acrylic resin polymerized by heated water for short and long cycles. **Eur J Dent**, v. 8, n. 4, p. 533-7, Oct 2014. ISSN 1305-7456 (Print).

SOH, G.; SELWYN, M. J. An evaluation of exposure time and temperature in the thermocycling of dental restorative materials. **Clin Mater**, v. 9, n. 1, p. 37-41, 1992. ISSN 0267-6605 (Print) 0267-6605.

SOYGUN, K.; BOLAYIR, G.; BOZTUG, A. Mechanical and thermal properties of polyamide versus reinforced PMMA denture base materials. **J Adv Prosthodont**, v. 5, n. 2, p. 153-60, May 2013. ISSN 2005-7806 (Print) 2005-7806.

SRINIVASAN, M. et al. CAD/CAM milled complete removable dental prostheses: An in vitro evaluation of biocompatibility, mechanical properties, and surface roughness. **Dent Mater J**, Mar 6 2018. ISSN 0287-4547.

SRIVIDYA, S.; NAIR, C. K.; SHETTY, J. Effect of different polishing agents on surface finish and hardness of denture base acrylic resins: A comparative study. **IJOPRD**, v. 1, n. 11, p. 7-11, 2011.

STEINMASSL, O. et al. CAD/CAM produces dentures with improved fit. **Clin Oral Investig**, Feb 22 2018. ISSN 1432-6981.

STEINMASSL, P. A. et al. Evaluation of Currently Available CAD/CAM Denture Systems. **Int J Prosthodont**, v. 30, n. 2, p. 116-122, Mar/Apr 2017. ISSN 0893-2174 (Print) 0893-2174.

STEINMASSL, P. A. et al. Do CAD/CAM dentures really release less monomer than conventional dentures? **Clin Oral Investig**, v. 21, n. 5, p. 1697-1705, Jun 2017. ISSN 1432-6981.

TAKAHASHI, Y.; HAMANAKA, I.; SHIMIZU, H. Flexural properties of denture base resins subjected to long-term water immersion. **Acta Odontol Scand**, v. 71, n. 3-4, p. 716-20, May-Jul 2013. ISSN 0001-6357.

TSUCHIYA, H. et al. Flow injection analysis of formaldehyde leached from denture-base acrylic resins. **J Dent**, v. 21, n. 4, p. 240-3, Aug 1993. ISSN 0300-5712 (Print) 0300-5712.

TSUCHIYA, H. et al. Leaching and cytotoxicity of formaldehyde and methyl methacrylate from acrylic resin denture base materials. **J Prosthet Dent**, v. 71, n. 6, p. 618-24, Jun 1994. ISSN 0022-3913 (Print) 0022-3913.

TUGUT, F. et al. Tensile Bond Strength between Soft Liners and Two Chemically Different Denture Base Materials: Effect of Thermocycling. **J Prosthodont**, v. 25, n. 4, p. 319-23, Jun 2016. ISSN 1059-941x.

URBAN, V. M. et al. Effect of water-bath post-polymerization on the mechanical properties, degree of conversion, and leaching of residual compounds of hard chairside reline resins. **Dent Mater**, v. 25, n. 5, p. 662-71, May 2009. ISSN 0109-5641.

VALLITTU, P. K. The effect of surface treatment of denture acrylic resin on the residual monomer content and its release into water. **Acta Odontol Scand**, v. 54, n. 3, p. 188-92, Jun 1996. ISSN 0001-6357 (Print) 0001-6357.

VALLITTU, P. K.; MIETTINEN, V.; ALAKUIJALA, P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. **Dent Mater**, v. 11, n. 6, p. 338-42, Nov 1995. ISSN 0109-5641 (Print) 0109-5641.

VALLITTU, P. K.; RUYTER, I. E.; BUYKUILMAZ, S. Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers. **Eur J Oral Sci**, v. 106, n. 1, p. 588-93, Feb 1998. ISSN 0909-8836 (Print) 0909-8836.

VERGANI, C. E. et al. Flexural strength of autopolymerizing denture reline resins with microwave postpolymerization treatment. **J Prosthet Dent**, v. 93, n. 6, p. 577-83, Jun 2005. ISSN 0022-3913 (Print) 0022-3913.

VOJDANI, M. B., R.; KHALEDI, A. A. R. Effects of aluminum oxide addition on the flexural strength, surface hardness, and roughness of heat-polymerized acrylic resin. **Journal of Dental Sciences**, v. 7, n. 3, p. 238-244, 2012/09/01/ 2012. ISSN 1991-7902. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1991790212000608> >.

XEDIEK CONSANI, R. L. et al. Effect of polymerization cycles on the linear dimensional change, hardness and impact strength of denture base acrylic resins. **Minerva Stomatol**, v. 61, n. 6, p. 273-82, Jun 2012. ISSN 0026-4970 (Print) 0026-4970.

YIU, C. K. et al. Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. **Biomaterials**, v. 25, n. 26, p. 5789-96, Nov 2004. ISSN 0142-9612 (Print) 0142-9612.

ZISSIS, A. J. et al. Roughness of denture materials: a comparative study. **Int J Prosthodont**, v. 13, n. 2, p. 136-40, Mar-Apr 2000. ISSN 0893-2174 (Print) 0893-2174.