

UNIVERSIDADE FEDERAL DE ALFENAS

ELISA DAS GRAÇAS MARTINS

**ANÁLISE COMPARATIVA DA MICRODUREZA E RUGOSIDADE
SUPERFICIAL DAS RESINAS DE BASE DE PRÓTESE TOTAL APÓS
OS CICLOS DE DESINFECÇÃO EM SOLUÇÕES QUÍMICAS**

Alfenas/MG
2014

ELISA DAS GRAÇAS MARTINS

**ANÁLISE COMPARATIVA DA MICRODUREZA E RUGOSIDADE
SUPERFICIAL DAS RESINAS DE BASE DE PRÓTESE TOTAL APÓS
OS CICLOS DE DESINFECÇÃO EM SOLUÇÕES QUÍMICAS**

Dissertação de Mestrado
apresentada ao Programa de Pós-
Graduação em Ciências
Odontológicas da Universidade
Federal de Alfenas como requisito
para obtenção do título de mestre.

Orientador: Prof. Dr. Rafael
Tobias Moretti Neto

Alfenas/MG
2014

Martins, Elisa das Graças.

Análise comparativa da microdureza e rugosidade superficial das resinas de base de prótese total após os ciclos de desinfecção em soluções químicas / Elisa das Graças Martins. - 2014.

74 f. -

Orientador: Rafael Tobias Moretti Neto.

Dissertação (Mestrado em Ciências Odontológicas) - Universidade Federal de Alfenas, Alfenas, MG, 2014.

Bibliografia.

1. Prótese Dentária. 2. Desinfecção. 3. Resinas Acrílicas. I. Moretti Neto, Rafael Tobias. II. Título.

CDD: 617.69



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
Universidade Federal de Alfenas-Unifal-MG
Pró-reitoria de Pesquisa e Pós-Graduação
Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas
Rua Gabriel Monteiro da Silva, 700 - Alfenas/MG - CEP 37130-000
Fone: (35) 3299-1392 - Fax: (35) 3299-1067



ELISA DAS GRAÇAS MARTINS

**“ANÁLISE COMPARATIVA DA MICRODUREZA E RUGOSIDADE SUPERFICIAL
DAS RESINAS DE BASE DE PRÓTESE TOTAL APÓS OS CICLOS DE
DESINFECÇÃO EM SOLUÇÕES QUÍMICAS”**

A Banca Examinadora, abaixo assinada, aprova a
Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para a obtenção do título de Mestre em
Ciências Odontológicas pela Universidade
Federal de Alfenas. Área de concentração:
Odontologia.

Aprovado em: 28/02/2014

Prof. Dr. Rafael Tobias Moretti Neto
Instituição: Universidade Federal de Alfenas-MG
- UNIFAL-MG

Assinatura: _____

Prof. Dr. Geraldo Magela Pereira
Instituição: Centro Universitário Newton Paiva

Assinatura: _____

Prof. Dr. Telmo da Silva Afonso
Instituição: Universidade José do Rosário Vellano
- UNIFENAS

Assinatura: _____

Dedico a Deus, sem ele nada seria possível. Aos meus pais Sinval e Margarida, aos meus irmãos Fernanda e Gustavo, e ao meu noivo Enio.

AGRADECIMENTOS

À Deus por estar sempre iluminando meu caminho, me dando saúde, perseverança e coragem para enfrentar todas as dificuldades e aprender com elas. É pela fé e amor em ti, que encontro forças para, a cada dia, me tornar uma pessoa melhor.

Aos meus pais Sinval e Margarida, que, no decorrer da minha vida, proporcionaram-me, além de extenso carinho e amor, os conhecimentos da integridade, da perseverança e de procurar sempre em Deus à força maior para o meu desenvolvimento como ser humano. Por essa razão, gostaria de dedicar e reconhecer à vocês, minha imensa gratidão e amor sempre.

Aos meus irmãos Fernanda e Gustavo pelo carinho e paciência.

Ao meu noivo Enio pela paciência, atenção, apoio, confiança e companheirismo. Que além de me fazer feliz, ajudou-me, durante todo o percurso de minha vida acadêmica, compreendendo-me e ensinando-me para que eu conquistasse um lugar ao sol.

À minha amiga Marina Reis Oliveira pelo companheirismo nesta nossa caminhada, pelas orientações a que me foram prestadas, pelo carinho que tens para comigo, por ser esta pessoa tão verdadeira e amiga.

Ao meu orientador Prof. Dr. Rafael Tobias Moretti Neto pela dedicação e determinação, tornando possível a realização deste trabalho, me dando todo o suporte necessário para que eu pudesse executar as atividades da melhor forma possível. Todas as dúvidas, conversas, discussões e dificuldades foram fundamentais para meu crescimento e desenvolvimento como cirurgiã-dentista e como aluna de pós-graduação. Obrigada por me ouvir, por confiar em mim e por tudo o que me ensinou e fez para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos professores do Programa de Pós Graduação em Ciências Odontológicas, Prof. Dr. João Adolfo Costa Hanemann, Prof. Dr. Alessandro Antônio Costa Pereira, Prof. Dr. Alessandro Aparecido Pereira, Prof. Dr. Ronaldo Célio Mariano, Prof. Dr. Leandro Araújo Fernandes, Profa. Dra. Daniela Coelho de Lima, Profa. Dra. Vivien Thiemy Sakai, Profa. Dra. Ana Beatriz da Silveira Moretti por todos os ensinamentos transmitidos e pela contribuição no meu processo de aprendizado, sem vocês nada seria possível.

Aos funcionários do laboratório de prótese da Universidade Federal de Alfenas, Idelmo e Camila, pela ajuda na confecção dos corpos de prova.

À Fapemig, pelo auxílio financeiro concedido.

À todos vocês, meu muito obrigada.

Sua vontade determina seus limites!

(Raul Alex)

RESUMO

A higienização mecânica e química das próteses totais visa à prevenção de várias doenças, dentre estas a candidose. No entanto, a higienização química pode causar danos à estrutura destas próteses. Portanto, métodos de higienização mecânica e química devem ser priorizados. A utilização de métodos químicos pode vir a causar danos à estrutura dessa prótese, quando colocada em determinadas concentrações, com um grande tempo de imersão ou até mesmo pelo número de imersões que esta foi exposta. Portanto, este estudo avaliou através de testes de microdureza e rugosidade superficial, corpos de prova de resina acrílica VipiCril[®] (resina termopolimerizável) e Bosworth New Truliner[®] (resina autopolimerizável), antes e após, a imersão em soluções de digluconato de clorexidine a 0,12%, hipoclorito de sódio a 1%, Corega[®] Tabs e água (controle). Para isso foram confeccionados 60 corpos de prova da resina VipiCril (termopolimerizável) e 60 corpos de prova da resina Bosworth New Truliner[®] (autopolimerizável) com 16mm de diâmetro por 6mm de altura, estes foram divididos randomicamente em quatro grupos de 15 amostras cada, sendo submetidos a testes de microdureza Knoop (KHN) e rugosidade superficial (Ra), antes e após, ciclos de imersões em soluções de digluconato de clorexidine a 0,12%, hipoclorito de sódio a 1%, Corega Tabs[®] e água (controle). Onde verificou diminuição da microdureza nos grupos de clorexidine a 0,12%, Corega Tabs[®] e água nos corpos de prova de resina VipiCril e Bosworth, e ao observar a rugosidade superficial se pode notar um aumento de rugosidade na solução de clorexidine a 0,12%, podendo concluir que a solução de hipoclorito de sódio a 1% causou menor rugosidade a estrutura da prótese não causando diminuição da microdureza superficial, no entanto as soluções desinfetantes provocaram um aumento da rugosidade na resina VipiCril e somente a clorexidine a 0,12% provocou um aumento da rugosidade na resina Bosworth.

Palavras-chave: Prótese dentária. Desinfecção. Resinas acrílicas.

ABSTRACT

The mechanical and chemical hygienization of complete denture bases aims at preventing several diseases, such as candidiasis. However, chemical hygienization can damage the structure of denture bases. Therefore, mechanical and chemical hygienization methods should be prioritized. The use of chemicals can damage the structure of the denture base when immersed at certain concentrations, for a long immersion period or even if immersed many times. So, this study has assessed, by means of microhardness and superficial rugosity tests, specimens of acrylic resin VipiCril[®] (thermally polymerized resin) and Bosworth New Truliner[®] (self-polymerized resin), before and after the immersion in solutions of 0.12% chlorhexidine digluconate, 1% sodium hypochlorite, Corega[®] Tabs and water (control). For such purpose, 60 specimens of resin VipiCril (thermally polymerized) and 60 specimens of resin Bosworth New Truliner[®] (self-polymerized) measuring 16 mm of diameter and 6 mm of height were prepared and randomly divided into four groups of 15 specimens each, undergoing Knoop microhardness tests (KHN) and superficial rugosity (Ra) tests, before and after cycles of immersion in solutions of 0.12% chlorhexidine digluconate, 1% sodium hypochlorite, Corega Tabs[®] and water (control). It was noticed the decrease of microhardness in the groups of 0.12% chlorhexidine, Corega Tabs[®] and water in the specimens of resins VipiCril and Bosworth. Also, observing the superficial rugosity it is possible to notice the increased rugosity in the 0.12% chlorhexidine solution. It can be concluded that the 1% sodium hypochlorite solution caused least rugosity to the denture base structure, not resulting in decrease of the superficial microhardness. However, disinfecting solutions lead to increased rugosity of resin VipiCril, and only the 0.12% chlorhexidine solution resulted in increased rugosity of resin Bosworth.

Keywords: Dental Prosthesis. Disinfection. Acrylic resins.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Grupos de resinas e soluções utilizadas para a imersão com os seus respectivos ciclos.....	39
Tabela 2 - Número de ciclos e quantidade em horas que cada corpo de prova foi exposto nas soluções desinfetantes.....	50
Tabela 3 - Número de ciclos e quantidade em horas que cada corpo de prova foi exposto na água.....	52
Tabela 4 - Resultados dos testes de estatística descritiva dos valores médios e desvio padrão da microdureza (KHN) da resina termopolimerizável VipiCril, nas diferentes soluções, em cada intervalo de avaliação.....	54
Tabela 5 - Resultados dos testes de estatística descritiva dos valores médios e desvio padrão da rugosidade (μm) da resina termopolimerizável VipiCril, nas diferentes soluções, em cada intervalo de avaliação.....	56
Tabela 6 - Resultados dos testes de estatística descritiva dos valores médios e desvio padrão da microdureza (KHN) da resina autopolimerizável Bosworth, nas diferentes soluções, em cada intervalo de avaliação.....	57
Tabela 7- Resultados dos testes de estatística descritiva dos valores médios e desvio padrão da rugosidade (μm) da resina autopolimerizável Bosworth, nas diferentes soluções, em cada intervalo de avaliação.....	59

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Matriz de cano de PVC.....	40
Figura 2 -	Padrões de cera incluídos nas mufas.....	41
Figura 3 -	Molde de gesso.....	41
Figura 4 -	Mufas na panela.....	43
Figura 5 -	Matriz entre duas placas de vidro.....	44
Figura 6 -	Politriz metalográfica AROTEC.....	45
Figura 7 -	Microdurômetro HMV – 2000 Shimadzu.....	47
Figura 8 -	Rugosímetro Mitutoyo SJ-410.....	48
Figura 9 -	Ponta apalpadora esférica de diamante Mitutoyo SJ - 410.	49

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

KHN	-	número de dureza Knoop
%	-	Porcentagem
ml	-	Mililitro
PPR	-	prótese parcial removível
°C	-	graus centígrados
min.	-	Minutos
W	-	unidade de medida de potência de energia
ppm	-	parte por milhão
h	-	Hora
VHN	-	número de dureza Vickers
Kg	-	Quilograma
g	-	Grama
mm	-	Milímetro
Ra	-	Unidade
mm²	-	milímetro ao quadrado
nº	-	Número
PVC	-	policloreto de vinila
DP	-	desvio padrão
λs	-	comprimento de corte cut-off
λc	-	comprimento de amostragem cut-off
N	-	número de amostragem do comprimento
PMMA	-	poli metacrilato de metila
PAA	-	ácido peracético
Kgf	-	quilograma de força
cm²	-	centímetro ao quadrado
C	-	consoante aplicada na fórmula para cálculo da dureza Knoop
c	-	carga usada no microdurômetro
d	-	comprimento da diagonal maior de indentação
UV	-	ultra-violeta
®	-	marca registrada

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
2	REVISÃO DE LITERATURA	16
2.1	RESINAS ACRÍLICAS.....	16
2.2	CONTAMINAÇÃO.....	18
2.3	DESINFECÇÃO QUÍMICA.....	21
2.3.1	Digluconato de clorexidine	22
2.3.2	Hipoclorito de sódio	23
2.3.3	Glutaraldeído	24
2.3.4	Ácido acético	25
2.3.5	Ácido peracético	25
2.3.6	Perborato de sódio	26
2.3.7	Ácido clorídrico ou ácido fosfórico	28
2.4	OUTROS MÉTODOS DE DESINFECÇÃO.....	28
2.5	MICRODUREZA E RUGOSIDADE.....	30
3	PROPOSIÇÃO	38
4	MATERIAIS E MÉTODOS	39
4.1.	CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA DE RESINA TERMOPOLIMERIZÁVEL.....	39
4.1.1	Confecção dos padrões de cera nº7 para inclusão	39
4.1.2	Inclusão	40
4.1.3	Termopolimerização	42
4.1.4	Demuflagem	43
4.2	CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA DE RESINA AUTOPOLIMERIZÁVEL.....	43
4.2.1	Confecção do molde em cano PVC com dimensões adequadas para inclusão	43
4.2.2	Confecção dos corpos de prova das resinas autopolimerizáveis para reembasamento	44
4.3	PLANIFICAÇÃO E POLIMENTO DOS CORPOS DE PROVA.....	44
4.4	DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS.....	45
4.5	IDENTIFICAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA DENTRO DE CADA	

	GRUPO.....	46
4.6	TESTES INICIAIS.....	46
4.6.1	Análise da microdureza dos corpos de prova.....	46
4.6.2	Análise da rugosidade superficial dos corpos de prova.....	48
4.7	DESINFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA.....	50
4.8	ARMAZENAMENTO DOS CORPOS DE PROVA DO GRUPO CONTROLE.....	51
4.9	POLIMENTO FINAL E LEITURA DE RUGOSIDADE SUPERFICIAL FINAL.....	52
4.10	FORMA DE ANÁLISE DOS RESULTADOS.....	53
5	RESULTADOS	54
5.1	ANÁLISE DA RESINA TERMOPOLIMERIZÁVEL.....	54
5.1.1	Análise do teste de microdureza da resina Vipi Cril.....	54
5.1.2	Análise do teste de rugosidade superficial da resina VipiCril.....	55
5.2.	ANÁLISE DA RESINA AUTOPOLIMERIZÁVEL.....	57
5.2.1	Análise do teste de microdureza da resina Bosworth	57
5.2.2	Análise do teste de rugosidade da resina Bosworth.....	59
6	DISCUSSÃO.....	61
7	CONCLUSÃO.....	68
	REFERÊNCIAS.....	69

1 INTRODUÇÃO

A manutenção adequada de próteses removíveis para usuários de próteses totais torna-se necessário, para que se tenha uma estética agradável, aparelho livre de odores e uma boa saúde bucal. Problemas bucais relacionados com a higiene de próteses apoiam-se na necessidade de estabelecer um protocolo de desinfecção que seja eficaz, clinicamente viável, barata e fácil de cumprir (SARTORI et al., 2006).

Nas últimas décadas as condições de saúde bucal dos idosos ganhou grande importância nos países desenvolvidos e subdesenvolvidos devido ao aumento da expectativa de vida, o que elevou a procura de serviços odontológicos pelos idosos (KULAK-OZKAN; KAZAZOGLU; ARIKAN, 2002; EVREN et al., 2011).

A saúde dos idosos necessita de supervisão médica e odontológica, pois muitos se tornam incapazes de realizar simples ações, quando acometidos por doenças como artrite e artrose limitando seus movimentos. Os idosos e as pessoas que os assistem devem ser bem orientados, pois muitas vezes, as práticas de higiene bucal realizadas pelos idosos não são adequadas, devido a sua incapacidade física, destreza manual, motivação e percepção, cabendo à assistência disponível realizar adequadamente tal função (PARANHOS et al., 2007; EVREN et al., 2011).

Protocolos de higiene têm sido propostos como medidas adequadas para melhorar a saúde bucal do idoso e seu cuidado com a prótese total, propiciando através das pessoas maior sensibilização em relação aos problemas bucais dos idosos, ajudando-os na conservação e manutenção dessas próteses (EVREN et al., 2011; DAVI et al., 2012), pois o acúmulo de placa microbiana sobre a superfície das próteses é um cofator importante no desenvolvimento da candidose (BUDTZ-JORGENSEN, 1979; BARNABÉ et al., 2004). Dentre os protocolos de higiene podemos citar a limpeza mecânica que é um método eficaz que mantém a mucosa e as próteses limpas, porém a grande maioria dos pacientes idosos é incapaz de realizar um eficiente protocolo de higiene mecânica e, portanto, esta é a razão de complementar a limpeza com soluções de substâncias químicas (BARNABÉ et al., 2004; PINTO et al., 2010; ANDRADE et al., 2012), evitando, assim o desenvolvimento de *Candida albicans* que é uma infecção comum entre os imunodeprimidos e idosos, sendo capaz de causar alteração do sabor, queimação bucal e comprometimento nutricional (BARNABÉ et al., 2004; JOSE et al., 2010). O

aparecimento da candidose orofaríngea é multifatorial podendo estar associada com a diminuição do fluxo salivar, higiene inadequada das próteses, idade do material da base da prótese, traumas decorridos com o uso da prótese, uso permanente e tabagismo (JOSE et al., 2010).

Dentre os protocolos de higiene pode-se citar a desinfecção das próteses totais em soluções de substâncias químicas, como hipoclorito de sódio, glutaraldeído alcalino, formaldeído aquoso, solução de digluconato de clorexidine, soluções enzimáticas e soluções de perborato de sódio. Atualmente, um método alternativo e eficaz que está sendo utilizado é a irradiação de micro-ondas para o combate da colonização de *Candida albicans* (SARTORI et al., 2007; PARANHOS et al., 2007; PAVAN et al., 2007; CONSANI et al., 2008; MACHADO et al., 2009; ANDRADE et al., 2012).

Os métodos de desinfecção química disponíveis para próteses totais e parciais podem levar à alteração das propriedades físicas e mecânicas dos materiais utilizados na confecção destas próteses. Características clínicas como a rugosidade, a dureza, a estabilidade dimensional de cor e propriedades de flexão, podem ser alteradas após a imersão nestas soluções (PAVARINA et al., 2003; SARTORI et al., 2006; PAVAN et al., 2005). Como exemplo, soluções desinfetantes à base de álcool podem reduzir a resistência à flexão das resinas acrílicas das bases de próteses totais. A imersão em solução de digluconato de clorexidine pode alterar a superfície dessas resinas causando manchas, e a imersão em solução de hipoclorito de sódio pode causar o branqueamento das bases de resinas. A rugosidade superficial das bases de resinas acrílicas também pode ser modificada dependendo da qualidade da superfície inicial e procedimento de desinfecção utilizado. Já a energia de micro-ondas modificou a textura da superfície da base das próteses totais ocasionando mudanças significativas em sua rugosidade superficial (SARTORI et al., 2006; REGIS et al., 2009).

As diferenças de microdureza e rugosidade, muitas vezes, refletem no período em que a base de resina acrílica da prótese ficou imersa na substância e na capacidade de absorção e/ou solubilidade da resina acrílica utilizada para a confecção dessa prótese (SARTORI et al., 2007).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 RESINAS ACRÍLICAS

Em 1936, as resinas acrílicas foram introduzidas como uma alternativa para a substituição da borracha vulcanizada (na vulcanização a borracha é aquecida na presença de enxofre, agentes aceleradores e ativadores, que proporcionam a formação de ligações cruzadas nas moléculas do polímero individual, responsáveis pelo desenvolvimento de uma estrutura tridimensional rígida com resistência proporcional à quantidade destas ligações), e devido ao seu enorme sucesso, as resinas acrílicas têm sido muito utilizadas para a construção de bases das próteses removíveis completas e parciais (GOIATO et al., 2010; RAHAL et al., 2004). Elas são formadas por materiais compostos por um monômero (metacrilato de metila) e um polímero (polimetilmetacrilato, o PMMA), formando os polímeros de metacrilato, material barato com excelente estética, baixa absorção de água e solubilidade, baixa toxicidade e seu processamento utiliza técnicas relativamente simples usando energia térmica (SARTORI et al., 2007; GOIATO et al., 2010; IMIRZALIOGLU et al., 2010; BAHRANI et al., 2012).

As resinas acrílicas possuem ampla aceitação no mercado devido à sua estética e características clínicas desejáveis, tais como grande facilidade de manuseio, biocompatibilidade, possibilidade de serem reajustadas, baixo peso específico, baixo custo, boa condutividade térmica, baixa permeabilidade aos fluidos orais e estabilidade da cor, o que faz com que as próteses acrílicas apresentem excelente resistência ao ambiente oral, solventes e radiação UV (GOIATO et al., 2010; FARINA et al., 2012). No entanto, as resinas acrílicas podem apresentar algumas desvantagens: na sua polimerização ocorre um encolhimento, podendo causar uma alteração dimensional, comprometendo sua retenção e estabilidade; pode existir um risco de toxicidade e hipersensibilidade do material devido aos produtos de oxidação e outros componentes (GOIATO et al., 2010); possuem baixa condutibilidade térmica, presença de micro porosidades, baixa resistência à fratura e suscetibilidade à abrasão, e algumas propriedades destes materiais podem ser susceptíveis à alteração durante o procedimento clínico e manutenção, como limpeza e desinfecção (SARTORI et al., 2007).

As resinas flexíveis estão sendo amplamente introduzidas no mercado como uma alternativa ao uso de resinas acrílicas convencionais na construção de próteses removíveis completas e parciais (GOIATO et al., 2010). Sua flexibilidade faz com que as fraturas dessas próteses sejam minimizadas. As resinas flexíveis foram desenvolvidas para auxiliar na construção de próteses provisórias, tais como PPR (próteses parciais removíveis) imediata, estas não requerem a preparação do dente como as PPRs convencionais, promovem maior retenção anterior com uma estética considerável, pois possuem translucidez e uma aparência natural com pouco ou nenhum suporte metálico das estruturas ou elementos retentivos, o que as tornam mais leves e confortáveis (GOIATO et al., 2010).

Apesar das vantagens que estas resinas apresentam em termos de estética e conforto, estudos sobre as alterações de microdureza e rugosidades desses materiais ainda são escassos na literatura (GOIATO et al., 2010).

Dentre os tipos de resinas utilizadas para confecção de próteses temos a quimicamente ativada ou autopolimerizável que é menos utilizada para a confecção de próteses do que as resinas termoativadas, pois possui um maior teor de monômero de 3 a 5%, por conseguinte um maior calor ativado. As resinas termoativadas possuem uma polimerização mais completa do que as resinas autopolimerizáveis, resultando em propriedades mecânicas superiores sem comprometer a biocompatibilidade da base da prótese (BAHRANI et al., 2012).

A técnica de moldagem por compressão é um dos métodos convencionais para utilização da resina polimerizável, este método possui grandes vantagens como a facilidade de processamento e a não utilização de qualquer equipamento sofisticado e caro. Tem como desvantagem a possibilidade de causar alterações dimensionais e impressões no ajuste da base de prótese devido às altas tensões de processamento induzidas na resina durante a polimerização (BAHRANI et al., 2012).

Segundo Novais et al. (2009) a resina acrílica reembasadora autopolimerizável possui um maior teor de monômero residual em comparação com as resinas termopolimerizáveis, o que pode levar a mudanças nas propriedades físicas e mecânicas do material.

As resinas autopolimerizáveis apresentam maior solubilidade e estabilidade de cor inferior, quando comparadas às resinas termopolimerizáveis, isso devido à oxidação da amina aceleradora (BAHRANI et al., 2012).

As resinas acrílicas autopolimerizáveis (rígidas ou resilientes) utilizadas para o reembasamento de próteses totais permitem que o dentista possa ajustar estas próteses diretamente na boca do paciente. Esta técnica não requer procedimentos laboratoriais, no entanto, exige do dentista um maior tempo clínico. As resinas acrílicas resilientes podem ser utilizadas em pacientes que apresentem severa reabsorção alveolar e que apresentem uma mucosa inelástica, também podem ser utilizadas em casos em que o paciente apresente uma mucosa alveolar danificada, devido à utilização de próteses totais mal ajustadas, ou mesmo após a realização de cirurgias, ou para revestir temporariamente a prótese em fase de cicatrização, após a colocação de implantes (MACHADO et al., 2012).

A utilização da prótese convencional, fabricada a partir de resina acrílica rígida, requer um rebordo alveolar em excelentes condições, quando isso não ocorre, tem-se a necessidade da utilização de materiais mais resilientes para o melhor conforto do paciente, para isso utiliza-se a resina soft, no entanto estas tendem a um maior acúmulo de microrganismos devido à textura de sua superfície, propiciando maior ocorrência de absorção de água e difusão do material, atuando assim, como nutriente às espécies de *Candida* (MANTRI; PARKHEDKAR; MANTRI, 2012).

Como as resinas acrílicas são polímeros, elas são utilizadas para a fabricação de próteses dentárias, aparelhos e dispositivos intra oclusais. Elas se caracterizam como materiais termossensíveis não podendo ser submetidas a técnicas de alta temperatura de desinfecção, sendo necessária a utilização de desinfetantes químicos (STOPIGLIA et al., 2011).

2.2 CONTAMINAÇÃO

A cavidade oral aloja diversas espécies microbianas, sendo, a maioria, microrganismos responsáveis pela cárie (por exemplo, *Streptococcus mutans* e *Lactobacillus spp.*) e periodontite (por exemplo, *Actinobacillus actinomycetemcomitans* e *Porphyromonas gingivalis*), podendo estas bactérias somente sobreviver na boca quando aderidas a superfícies, por isso torna-se importante a realização de uma boa higienização oral (BOLLEN; LAMBRECHTS; QUIRYNEN, 1997).

Próteses confeccionadas com resinas acrílicas tem maior possibilidade de desenvolver o crescimento de microrganismos podendo estar relacionadas com doenças como a queilite angular, glossite rombóide mediana e candidose induzida por prótese. Esta infecção pode ser causada por trauma da prótese, saúde bucal deficiente, higiene pobre das próteses, próteses com uso contínuo, presença de *Candida albicans* e hipersensibilidade a materiais dentários (STOPIGLIA et al., 2011).

A superfície da prótese que encaixa no rebordo alveolar é o principal reservatório de *Candida albicans*, por isso o controle do biofilme deve ser realizado com uma correta higiene oral, evitando a adesão microbiana. Manchas e placas microbianas podem ser retidas em irregularidades e porosidades presentes na prótese, formando um nicho favorável ao acúmulo de microrganismos (DAVI et al., 2012).

A *Candida albicans* é um fungo comensal que coloniza a cavidade oral podendo estar presente em 30 a 70% dos indivíduos aparentemente saudáveis. Este fungo pode ser frequentemente encontrado na cavidade bucal, como um organismo comensal ou como agente patogênico e quando aderido à superfície de resina acrílica em próteses pode desenvolver biofilme, tanto em pacientes saudáveis como em pacientes com algum achado patológico (STOPIGLIA et al., 2011).

A *Candida albicans* ao se aderir em superfícies sólidas como a resina acrílica é um pré-requisito para o início da colonização bem sucedida deste fungo, isto após a formação da placa e o desenvolvimento do agente patógeno. O meio hidrofóbico (Forças de Van der Waal) e as forças eletrostáticas exercem importantes funções na aderência inicial das leveduras, fazendo com que o processo de adesão varie entre substratos e o ambiente (YILDIRIM et al., 2005).

Na cavidade oral, a prótese é revestida por película salivar que altera as propriedades das superfícies expostas, sendo composta por uma camada seletiva de componentes salivares adsorvidos que podem intervir na ligação dos microrganismos de forma específica (YILDIRIM et al., 2005).

Estudos realizados por Chau et al. (1995), apontam segundo dados obtidos com a realização de seus estudos para uma possível hipótese que próteses totais confeccionadas com resina acrílica quando estão contaminadas com bactérias na sua camada mais superficial podem também estar contaminadas em seu interior.

As próteses totais oferecem melhor conforto ao paciente quando possuem retenções, podendo ser classificadas como retenções físicas, mecânicas e de natureza biológica. A ação adesiva da película salivar promove melhor fixação da prótese aos tecidos circundantes, fazendo com que as características coesivas da saliva, que são as principais fontes de retenção física, promovam uma boa adaptação da prótese. Para uma adequada adesão da prótese aos tecidos subjacentes, a saliva deve fluir facilmente em toda a superfície para assegurar a sua umidade. Os polímeros acrílicos, especialmente poli metacrilato de metila (PMMA) são os materiais mais comumente utilizados como base de prótese, muitas tentativas têm sido feitas para melhorar a sua capacidade de umedecimento e com isso proporcionando melhor adesão (YILDIRIM et al., 2005).

Materiais utilizados para a confecção das bases de prótese total podem ser colonizados e infectados por microrganismos (MACHADO et al., 2009). Grande número de bactérias pode ser encontrado em laboratório de prótese dentária, principalmente quando relacionado com o uso de pedra-pomes, muitas vezes, não estando de acordo com práticas aceitáveis de higiene, esterilização e desinfecção. Estudos demonstram que alguns procedimentos operacionais nos laboratórios de prótese podem ser uma possível fonte de contaminação cruzada entre os pacientes, técnicos e dentistas (AZEVEDO et al., 2006; MIAN et al., 2013).

As próteses quando contaminadas proporcionam uma fonte de contaminação cruzada entre os pacientes (BARNABÉ et al., 2004; MACHADO et al., 2009). A placa, quando não removida da prótese, é um fator importante na etiologia que relaciona a prótese total com a presença de candidose, uma infecção oportunista comumente encontrada em usuários de prótese total. Além disso, a presença de microrganismos na cavidade bucal do idoso é um fator de risco para doenças respiratórias, devido à infecção do trato respiratório por aspiração (MACHADO et al., 2009).

Na candidose a mucosa sob a prótese total torna-se vermelha, inchada, dolorida, hiperêmica e causando uma sensação de queimação na boca. A *Candida albicans* aderidas em células hospedeiras ou em polímeros é um passo essencial para a colonização bem sucedida, e com isso o desenvolvimento da infecção. Vários estudos relatam que a ingestão contínua ou aspiração de microrganismos a partir da placa colonizada na prótese expõe o paciente ao risco de infecções inesperadas (MANTRI; PARKHEDKAR; MANTRI, 2012).

A candidose é uma doença que afeta de 10% a 67% dos usuários de prótese total (PINTO et al., 2010), podendo estar associada com a falta de higiene destas próteses, e isso demonstra a importância da higienização das mesmas por métodos mecânicos e / ou químicos (PINTO et al., 2008). Os métodos mais utilizados para a limpeza das próteses são os métodos mecânicos e químicos, sendo que o método mecânico ocorre através da escovação com dentífrico ou sabão neutro e a utilização de dispositivos ultrassônicos. E os métodos químicos envolvem a imersão da prótese em produtos químicos, tais como perborato de sódio, hipoclorito de sódio, ácido fosfórico, ácidos benzoicos, digluconato de clorexidina, e enzimas, como proteases e mutanases (SARTORI et al., 2007; PAVAN et al., 2007; CONSANI et al., 2008; PINTO et al., 2008; MACHADO et al., 2009).

A rugosidade das superfícies de resina acrílica possui grande importância, uma vez que a adesão de microrganismos a uma superfície é um pré-requisito para a colonização dos fungos nessa superfície (AZEVEDO et al., 2006; MACHADO et al., 2009).

Muitos estudos relatam a dificuldade sentida pelos usuários de prótese total quanto à diminuição da carga fúngica das suas próteses, para minimizar o aparecimento da candidose (JOSE et al., 2010).

O conhecimento sobre os fatores predisponentes associados com a candidíase e medidas preventivas são pontos obrigatórios na prática clínica, visando minimizar a colonização por *Candida*. Para isso são utilizados métodos mecânicos ou químicos de higiene para as próteses. Embora o ato de escovar seja amplamente utilizado como método mecânico, os pacientes com baixa destreza manual podem encontrar dificuldade na sua execução (MANTRI; PARKHEDKAR; MANTRI, 2012).

Higienizadores de próteses, como as soluções químicas comumente utilizadas são capazes de remover restos de comida, biofilme e manchas de tabaco localizadas nas superfícies das próteses, o que facilitaria a higienização das próteses pelos idosos (MANTRI; PARKHEDKAR; MANTRI, 2012).

Para a desinfecção da prótese, vários desinfetantes são sugeridos, porém os mais aceitos são os mais eficazes, sempre respeitando os requisitos de um agente ideal evitando causar qualquer alteração à estrutura da prótese (SILVA et al., 2008; MACHADO et al., 2012).

2.3 DESINFECÇÃO QUÍMICA

2.3.1 Digluconato de clorexidine

A clorexidine é uma substância amplamente utilizada em odontologia, sendo utilizada como um adjuvante no tratamento da candidose oral desde a década de 1970 (MANTRI; PARKHEDKAR; MANTRI, 2012; ANDRADE et al., 2012). Possui um amplo espectro de atividade antimicrobiana atuando como agente antisséptico contra *Candida* e outras leveduras (PAVARINA et al., 2003; MANTRI; PARKHEDKAR; MANTRI, 2012). Atua no controle de biofilme dental sendo eficaz para a prevenção da cárie dentária e gengivite, atuando também contra bactérias gram-positivas (SILVA et al., 2008).

Sua utilização é através de um composto chamado digluconato de clorexidine que possui pH fisiológico, é dissociável, permitindo a liberação da carga positiva da clorexidine que é atraída por cargas negativas das bactérias. A clorexidine em uma concentração de 0,2% é utilizada com sucesso como antisséptico na higienização oral em casos de estomatite protética. Na concentração de 0,12% é mais utilizada em casos de comprometimento periodontal. Na endodontia é utilizada na concentração de 2,0% em gel, alcançando excelentes resultados quanto à limpeza das paredes dentinárias, e nesta mesma concentração, mas agora utilizada como suspensão é utilizada como solução desinfetante de próteses totais imersas durante a noite (ANDRADE et al., 2012).

Desinfecção das próteses com digluconato de clorexidine tem demonstrado uma redução significativa na densidade de *Candida albicans*. Em 5 minutos, a clorexidine é capaz de se ligar à resina acrílica e a superfície porosa do revestimento. Esta é então liberada na saliva, fazendo com que a prótese atue como um reservatório para a clorexidine. A liberação de clorexidine é lenta, o que faz com que a atividade antifúngica seja prolongada promovendo uma aparente redução da concentração de leveduras (MANTRI; PARKHEDKAR; MANTRI, 2012).

Estudos têm observado que a imersão noturna das próteses em solução de digluconato de clorexidine a 0,2% tem impedido a recidiva da infecção, no entanto as leveduras não foram totalmente eliminadas da cavidade oral, foi verificada uma descoloração da base das próteses, o que torna esta substância inadequada para uma rotina de imersão diária, porém quando utilizado gel de clorexidine a 1% (Gel de Hibitane) não foi observado alto grau de descoloração (BUDTZ-JORGENSEN, 1979).

Segundo estudos realizados por Budtz-Jorgensen (1979) e Hiraishi et al. (2008), a clorexidina é um eficiente agente desinfetante, no entanto pode causar alteração na coloração e na dimensão da resina acrílica quando utilizada diariamente, pois estas resinas podem sofrer um processo de absorção e desta maneira aumentar suas dimensões.

Solução de digluconato de clorexidina a 1% ou 2% pode ser utilizada para a imersão de prótese total tendo ação desinfetante, sendo utilizada como um tratamento coadjuvante a ação de fármacos antimicóticos específicos no tratamento de estomatite protética induzida por *Candida albicans* (BUDTZ-JORGENSEN, 1979).

2.3.2 Hipoclorito de sódio

O hipoclorito de sódio é um produto que apresenta baixo custo, um largo espectro de atividade e um curto período de desinfecção (SILVA et al., 2008).

O hipoclorito de sódio é a solução mais utilizada em ambiente doméstico para a desinfecção de próteses totais, sendo preparada com uma colher de chá de cloro (hipoclorito de sódio 5,25%) diluído em um copo de água, tendo uma dose aproximada de 1000 ppm (partes por milhão) de cloro (0,1% de cloro ativo) com um tempo de imersão de 15 minutos (SARTORI et al., 2007).

A solução de hipoclorito é eficaz quando utilizada para imersão durante a noite, mas devido ao branqueamento que esta causa na base de resina acrílica das próteses ela deve ser utilizada de forma intermitente, por exemplo, uma vez por semana. O hipoclorito quando utilizado em próteses que possuem parte de metal formada de cobalto-cromo ou base de aço inoxidável pode danificar esta estrutura (BUDTZ-JORGENSEN, 1979).

Estudos realizados por Rudd et al. (1984) avaliaram a ação bactericida do hipoclorito de sódio 5,25% (sem diluição Clorox) para a esterilização de próteses e a determinação do tempo de imersão para que se conseguisse a completa esterilização, sendo observado que em um tempo de 5 minutos de imersão das próteses em Clorox não diluído a esterilização foi realizada contra uma variedade de microrganismos, incluindo as bactérias formadoras de esporos e *Candida albicans*.

Segundo Budtz-Jorgensen (1979), os hipocloritos são excelentes higienizadores de próteses, pois removem manchas, dissolvem mucinas e outras substâncias orgânicas, sendo excelentes bactericidas e fungicidas. O hipoclorito faz

com que ocorra a dissolução da estrutura do polímero atuando diretamente sobre a matriz orgânica da placa, porém não é capaz de inibir a formação de cálculo em próteses através dessa função.

Estudos realizados por Bell et al. (1989), observaram que o hipoclorito de sódio tem a capacidade de eliminar agentes patogênicos em 1 a 2 minutos, isso na presença de pouco material orgânico, porém sua eficácia na resina acrílica de base de prótese total não foi avaliada.

Segundo Azevedo et al. (2006) a utilização de desinfecção em soluções de hipoclorito de sódio a 1% e digluconato de clorexidine a 4% por imersão por 10 minutos provaram serem eficazes na redução do crescimento microbiano em próteses.

O hipoclorito de sódio apresenta algumas desvantagens como atividade corrosiva nas superfícies de metal (cromo-cobalto estruturas e os pinos banhados a ouro de níquel em porcelana dentes), o efeito irritante na pele e outras células, e destruição de tecidos (BUDTZ-JORGENSEN, 1979; SILVA et al., 2008).

2.3.3 Glutaraldeído

Glutaraldeído é um desinfetante frequentemente utilizado na odontologia desde os primeiros estudos realizados por Pimenta e Lieberman em 1962. A grande vantagem destes produtos é que quando em contato com materiais orgânicos, eles não são inativados, não são corrosivos, não degradam materiais plásticos ou de borracha, possuem alta atividade antimicrobiana e grande eficácia quando relacionada com o período de exposição, no entanto, deve ser manipulado com cuidado, devido ao alto potencial de toxicidade, o que pode levar a liberação de vapores tóxicos, irritantes e alergênicos, que causam irritação dos olhos, nariz, garganta, alergia, dermatite de contato, asma e rinite, portanto, alternativas mais eficazes são recomendadas (SILVA et al., 2008; STOPIGLIA et al., 2011; REIS et al., 2012).

Segundo Shen, Javid e Colaizzi (1989) nas resinas expostas em solução de glutaraldeído alcalino com um tampão fenólico durante 2 horas ou mais, observou-se uma superfície macia e à medida que aumentava o tempo de exposição parecia dissolver lentamente a fase de matriz do polímero. A superfície das bases de resinas não apresentou nenhuma mudança aparente quando colocadas em contato com a

formulação normal de glutaraldeído alcalino, porém quando adicionado um tampão fenólico a resina apresentou fissuras após 10 minutos de imersão, e após 2 horas amolecimento e inchaço da superfície.

Segundo Ma, Johnson e Gordon (1997), resultados semelhantes foram observados por eles. Eles observaram que o desinfetante fenólico foi a única solução, dentre as soluções de glutaraldeído ácido 2%, glutaraldeído alcalino 2%, hipoclorito de sódio a 5,25% e iodóforos, que danificou a superfície de cinco resinas (Repair material, Hyflo fluid resin, Perm reline e repair resin, Lucitone 199 e Triad VLC reline residual) após 30 minutos de imersão.

2.3.4 Ácido acético

O ácido acético é um componente do vinagre. Na área odontológica não é muito discutido, no entanto, na literatura médica e engenharia alimentar, esta solução é muito utilizada como desinfetante de artigos semicríticos, no controle de inflamação oral, infecções de garganta, antissepsia de feridas e em sua forma diluída, como um agente antifúngico e antiprotozoários, pois possui a grande vantagem de não ser tóxico, ter baixo custo e fácil disponibilidade (SILVA et al., 2008). O ácido acético quando diluído pode ser utilizado durante a noite para dissolver cálculos presentes nas próteses, quando estas são colocadas em imersão, mas devem ser colocadas semanalmente ou bissemanalmente, porque eles são corrosivos (BUDTZ-JORGENSEN, 1979).

2.3.5 Ácido peracético (PAA)

É um agente químico formado pela associação do peróxido de hidrogênio e ácido acético. Uma solução de ácido peracético contém água, ácido acético e oxigênio que agem como subprodutos sendo biodegradáveis e atóxicos. A solução de PAA possui ação eficaz como desinfetante e sua ação é semelhante ao peróxido de hidrogênio, promovendo desnaturação das proteínas, diminuição da permeabilidade da parede celular, oxidação de grupos sulfídricos e de ligações de enxofre em proteínas, enzimas e outros metabólitos. A ação do PAA é muito rápida e possui um largo espectro de atividade antimicrobiana, inativando bactérias gram-positivas, gram-negativas e fungos, sem afetar as propriedades físico-químicas da

resina acrílica e sem prejudicar a saúde do indivíduo que a utiliza (STOPIGLIA et al., 2011; REIS et al., 2012). Este ácido tem sido utilizado como desinfetante e esterilizante desde 1955 em indústria de alimentos, em fios de sutura, sendo utilizado também como desinfetante de isoladores de plástico e de equipamento médico e dentário (STOPIGLIA et al., 2011).

McDonell e Russell (1999) consideram o ácido peracético um excelente biocida com efeito superior ao peróxido de hidrogênio, e também possui a ação esporicidas, bactericidas, fungicidas e viricidas em concentrações baixas (<0,3%).

O ácido peracético promove a desnaturação das proteínas e enzimas, aumentando a permeabilidade da célula ao sulfato hidratado (-SH) e a ligações de enxofre (S-S) atuando, assim contra uma grande variedade de microrganismos, promovendo a oxidação de componentes vitais a sobrevivência de vírus, bactérias, fungos e esporos (REIS et al., 2012).

No estudo de Stopiglia et al. (2011), foi observada a eficácia do ácido peracético (PAA) para a desinfecção das resinas acrílicas Vipi Cril®, Vipi Wave®, Vipi Flash® contaminadas experimentalmente com *Candida albicans*, *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus* e *Pseudomonas aeruginosa* onde se pode constatar que a imersão em PAA 0,2% durante 5 minutos foi eficaz para a desinfecção dos três tipos de resinas acrílicas contaminadas com *Candida albicans*, comprovando os resultados de outro estudo, que confirmaram a eficácia da imersão em 0,2% PAA durante 5 minutos para a esterilização dos mesmos tipos de resinas, contaminados com *Bacillus subtilis* e *Bacillus stearothermophilus*, porém o mesmo tratamento desinfetante não foi eficaz para a inibição da *E. coli*, *S. aureus* e células de *P. aeruginosa*.

2.3.6 Perborato de sódio

Substância muito utilizada sendo associada à higienização mecânica das próteses. Esta substância se apresenta como pó ou comprimido, e quando dissolvida em água torna a solução alcalina, pois promove a liberação de peróxido de hidrogênio fazendo com que haja uma combinação de sua ação alcalina juntamente com a ação de detergência promovendo a diminuição da tensão

superficial, tornando assim esta solução, uma solução de peróxidos (BUDTZ-JORGENSEN, 1979; PARANHOS et al., 2007; DAVI et al., 2012).

A utilização da solução de peróxido alcalino para imersão diária das próteses durante a noite é um meio eficaz para a sua limpeza, não causando qualquer mudança na propriedade deste material, desde que utilizada corretamente com 15 a 30 minutos de imersão durante a noite, seguindo sempre as instruções dos fabricantes, sendo um meio eficaz e seguro na limpeza das próteses (BUDTZ-JORGENSEN, 1979).

Segundo Budtz-Jorgensen (1979), produtos de limpeza a base de peróxidos tendem a serem mais eficazes sobre a nova placa bacteriana e as manchas, quando comparado a soluções desinfetantes utilizadas para a imersão destas próteses, pois removem manchas sem ser necessário escovar. A utilização de produtos a base de peróxido de hidrogênio para imersão prolongada de materiais à base de resina acrílica não causam danos à superfície da resina. No entanto, há evidências de que quando utilizado rotineiramente pode causar o branqueamento da resina acrílica, como por exemplo, materiais macios ou resilientes são sensíveis aos efeitos nocivos de produtos a base de peróxido de hidrogênio.

No estudo realizado por Davi et al. (2012) pôde-se observar que a temperatura da água utilizada para preparar as soluções é um fator determinante para a conservação das próteses, pois se pôde notar que a utilização de água quente associada a substâncias desinfetantes causou o branqueamento da resina acrílica, portanto deve-se orientar corretamente os pacientes quanto à correta higienização das próteses e que seja sempre seguido às orientações do fabricante.

Pavarina et al. (2003) avaliaram a eficácia de soluções desinfetantes utilizadas para limpeza e desinfecção de próteses dentárias removíveis. Foram selecionadas 64 próteses que estavam em uso por 6 meses, elas foram retiradas diretamente da boca do paciente e tiveram a sua superfície vigorosamente esfregada com swap estéril, as amostras foram colocadas individualmente em meio de cultura em tioglicolato a 37° C na presença de bactérias anaeróbias, fungos e esporos, e também bactérias aeróbias, ocorrendo, assim o desenvolvimento microbiano. Após, para eliminar o material orgânico as próteses foram limpas e colocadas por um tempo de um minuto em solução de digluconato de clorexidina a 4%, escovada com escova de dente macia, e lavada em água estéril durante 1 minuto. Em seguida, as próteses foram divididas em quatro grupos com oito

amostras cada e colocadas por 10 minutos em sacos esterilizados "zip-lock" cheios com 200 mL de solução desinfetante, sendo estas: (A) digluconato de clorexidine a 4% ; (B) hipoclorito de sódio a 1%; (C) solução de biocida (iodóforos) e uma solução de perborato de sódio (Amosan). Depois disso, as próteses foram imersas em 200 mL de água estéril num saco fechado estéril durante 3 min para eliminar qualquer resíduo de solução desinfetante. Após, as próteses passaram por um novo esfregaço e os swaps incubados para determinar presença de crescimento microbiano após 24 h. Sendo observado que todas as próteses inferiores imersas em biocida apresentaram crescimento positivo, e as próteses superiores foram positivas para o crescimento em seis das oito dentaduras. A solução de digluconato de clorexidine a 4%, hipoclorito de sódio a 1% e soluções de Amosan mostraram serem eficazes para reduzir o crescimento dos microrganismos no período de imersão por 10 minutos.

2.3.7 Ácido clorídrico ou ácido fosfórico

Soluções desinfetantes a base de ácidos diluídos (ácido clorídrico ou ácido fosfórico) podem ser eficazes contra o cálculo e manchas nas próteses, porém podem provocar a corrosão dos componentes metálicos. A utilização deste produto exige atenção no manuseio e no armazenamento, pois pode ser prejudicial aos tecidos, olhos e pele (BUDTZ- JORGENSEN, 1979).

2.4. OUTROS MÉTODOS DE DESINFECÇÃO

Desde 1985, o uso das micro-ondas têm sido propostas como método alternativo de desinfecção de materiais dentários (RIZZATTI-BARBOSA; CURY; GARCIA, 2011), dentre estes materiais, as próteses totais, pois tem demonstrado eficácia na redução da colonização de *Candida albicans*, quando comparada à imersão em soluções de clorexidine ou de hipoclorito de sódio, promovendo alterações irreversíveis na morfologia celular da patogenicidade dos microrganismos (SARTORI et al., 2007).

Segundo Rizzatti; Cury; Garcia (2011), a exposição da energia das micro-ondas durante 10 minutos sobre um material, como por exemplo, a prótese total pode eliminar microrganismos nelas presentes.

Segundo Machado et al. (2012), a irradiação de micro-ondas durante 6 min em 650W foi eficaz na descontaminação das próteses totais.

É um método simples, eficaz e barato para desinfecção de próteses (MIMA et al., 2008), pois a utilização de alguns agentes químicos utilizados para a desinfecção pode levar a alteração na superfície da prótese e na sua estrutura, isto ocorre devido à solubilidade do polímero e da sorção (absorção e adsorção) de água a partir das soluções de imersão. A sorção, em um período de 24 horas, faz com que os espaços entre as moléculas de resina sejam preenchidos com água, fazendo com que a tensão criada possa ser libertada resultando no relaxamento intermolecular e possíveis alterações no formato da prótese. Após às 24 horas, a sorção entra em equilíbrio (SARTORI et al., 2007; PINTO et al., 2010).

Estudos relatam uma redução de resistência à flexão de resina, alteração de cor por um longo tempo de imersão e modificação da superfície com presença de rugosidades após a imersão em soluções de substâncias químicas por um período de 7 dias. Desta mesma forma, a utilização das micro-ondas para a desinfecção das próteses pode afetar de maneira negativa a estrutura do polímero, isto ocorre devido ao aquecimento do material durante a irradiação de próteses (SARTORI et al., 2007).

Segundo Sartori (2007), a desinfecção com o uso das micro-ondas utilizando diferentes configurações de potência e tempo pode quebrar as ligações pendentes das cadeias de polímero, isto é, acrilato ou grupos funcionais de metacrilato, mas a dureza não é modificada.

Segundo Rizzatti; Cury; Garcia (2011), a desinfecção da prótese total com energia de micro-ondas tem sido recomendada como um procedimento que visa à prevenção de contaminação cruzada entre os pacientes, buscando sempre a manutenção de uma mucosa bucal saudável.

A utilização da irradiação de micro-ondas para desinfecção de próteses totais tem sido sugerido por Webb et al., 1998; Pavarina et al., 2003; Gonçalves et al., 2006; Setlow, 2006.

Em meio a tantas soluções de desinfecção a imersão em solução de cloreto de sódio se apresenta como mais convencional e segura que o procedimento de irradiação de micro-ondas a 690 W por 6 minutos quando considerado a estabilidade dimensional e a dureza da superfície das próteses totais (SARTORI et al., 2007).

2.5 MICRODUREZA E RUGOSIDADE

Nos processos de desinfecção química das próteses têm-se observado algumas alterações, como a redução da microdureza da superfície das bases das próteses formadas por resinas acrílicas. Têm sido observadas alterações na dureza e rugosidade superficial de resinas acrílicas de base das próteses quando colocadas para desinfecção em substâncias químicas por imersão (MACHADO et al., 2009).

As propriedades mecânicas de rugosidade e dureza da resina acrílica podem sofrer alteração devido ao tipo de processamento utilizado para a confecção desta resina. A rugosidade do material utilizado para a confecção da base de próteses tem grande importância para a odontologia, pois esta tem um contato direto com a mucosa bucal. Microrganismos presentes no meio bucal pode se aderir à superfície da prótese e levar ao acúmulo de placa bacteriana, possibilitando a adesão de *Candida albicans* com maior facilidade (BAHRANI et al., 2012).

As medições de dureza em resinas acrílicas indicam a possibilidade de degradação da matriz polimérica, o qual poderá resultar na diminuição da dureza do acrílico, aumentando a possibilidade de fratura e diminuindo a longevidade da base da prótese. As medições de dureza possibilitam verificar se as resinas acrílicas utilizadas na confecção de bases de próteses são capazes de resistir às forças resultantes da oclusão, abrasão e limpeza mecânica, possibilitando maior longevidade das próteses sem comprometer a aparência estética (FARINA et al., 2012; BAHRANI et al., 2012).

A dureza de um material é descrita como a capacidade dele resistir às várias condições impostas, sob carga e abrasão constantes e pré-determinadas. O teste de microdureza é um teste laboratorial não destrutivo com finalidade de fornecer informações fundamentais sobre a característica do material a ser examinado (PEREIRA et al., 2007).

A dureza de um material pode ser medida utilizando uma variedade de forma de indentadores, como por exemplo, a Rockwell e dureza Vickers, sob uma carga pré-determinada (DEVLIN; KAUSHIK, 2005). A dureza pode ser medida através de diversas metodologias, como exemplo, penetração de um indentador composto por uma ponta de diamante que ao ser acionado sob uma carga e tempo fixo em uma profundidade medida, ou uma carga crescente penetrando a uma profundidade pré-determinada produz uma impressão microscópica que poderá ser avaliada através

de uma objetiva pré-determinada no microscópio (POSKUS; PLACIDO; CARDOSO, 2004; DEVLIN; KAUSHIK, 2005).

Para avaliar a dureza de alguns materiais utiliza-se a grandeza Vickers que é considerada uma ferramenta de grande importância para avaliar a propriedade viscoelástica e outras características rígidas dos polímeros, como o módulo de elasticidade e o desgaste *in vitro*. Este teste tem como finalidade verificar a capacidade da superfície do material em resistir à penetração por um ponto sob uma carga específica. (PAVARINA et al., 2003).

Para a realização do teste de dureza Vickers se utiliza um indentador com forma piramidal semelhante a um diamante produzindo uma impressão em forma de quadrado que possibilita a leitura e os valores médios de ambas diagonais (POSKUS; PLACIDO; CARDOSO, 2004).

Em materiais poliméricos o teste de dureza Knoop é o método mais utilizado, pois minimiza o efeito de recuperação elástica que frequentemente é observada para estes materiais. Na realização do teste de dureza Knoop é realizada uma marcação com um indentador em formato de diamante que possibilita a formação de uma figura semelhante a um losango, onde as medições são feitas em sua maior diagonal (POSKUS; PLACIDO; CARDOSO, 2004).

O teste de microdureza avalia a estabilidade dimensional e a dureza da superfície de alguns materiais, fornecendo informações sobre mudanças ocorridas em polímeros que passaram por alguns procedimentos, como exemplo, o procedimento de desinfecção. Este teste é um método indireto que determina o grau de conversão de polímeros, e quanto maior for este grau, melhores serão as propriedades mecânicas do material. Uma propriedade clínica relevante relaciona *in vitro* a dureza da base de polímeros de metacrilato com a resistência ao desgaste, desgaste este, ocorrido pelos ciclos de imersão das próteses totais em soluções de desinfecção e irradiação das micro-ondas como método alternativo para a desinfecção das próteses totais (SARTORI et al., 2007).

Alguns testes de dureza tem como limitação específica a medição microscópica dos recortes após a remoção do penetrador, podendo ser afetadas por limitações na resolução do sistema óptico, pela percepção do operador e pela recuperação elástica do material. Ao trabalhar com materiais à base de polímeros outros fatores poderão influenciar os valores de dureza, como por exemplo, o tempo e a velocidade de recuperação elástica. A possibilidade da deformação viscoelástica

pode resultar em aumento desconhecido na profundidade de impressão durante a indentação e uma quantidade de recuperação do recuo desconhecido quando o penetrador é removido, tendo com isso uma incerteza na medição do tamanho da impressão, podendo não haver correlação de valores de dureza quando indentadores de formas diferentes são comparados (ASSUNÇÃO et al., 2010).

A porosidade e rugosidade superficial propicia uma maior colonização da resina por microrganismos orais, pois porosidades e defeitos da superfície são favoráveis ao desenvolvimento de colônias microbianas (RIZZATTI-BARBOSA; RIBEIRO-DASILVA, 2009; MACHADO et al., 2012).

Quirynten et al. (1990); Bollen, Lambrechts e Quirynten (1997) realizaram estudos em que puderam observar que a rugosidade clinicamente aceitável na cavidade bucal não deve exceder 0,2 μm . A ausência da conversão de monômeros acrílicos em polímeros pode afetar negativamente a dureza e porosidade superficial.

A rugosidade de superfície das resinas acrílicas para confecção das bases de próteses é uma propriedade importante, pois quando estão em contato com os tecidos bucais a superfície áspera pode afetar a saúde dos tecidos devido à acumulação de microrganismos (RIZZATTI-BARBOSA et al., 2006).

A rugosidade da superfície dos materiais influencia diretamente a adesão inicial de microrganismos a superfícies propiciando o desenvolvimento de biofilme e colonização de espécie de *Candida* (YILDIRIM et al., 2005; MANTRI; PARKHEDKAR; MANTRI, 2012).

A rugosidade de uma superfície pode ser determinada pela presença de porosidade e outras irregularidades. A presença de rugosidade sobre a superfície de materiais restauradores e protéticos pode reduzir a durabilidade da resina acrílica interferindo significativamente nas propriedades do material (SILVA et al., 2008).

A rugosidade nas superfícies das próteses pode causar microtraumas nos tecidos orais e também favorecer a colonização de microrganismos, podendo agir indiretamente sobre a lesão do tecido (SILVA et al., 2008).

Para a desinfecção de próteses totais, protocolos são propostos, sendo os mais comuns à imersão de próteses em soluções de agentes químicos, como hipoclorito de sódio, glutaraldeído alcalino, formaldeído aquoso, solução de clorexidine, solução de perborato de sódio ou soluções enzimáticas e irradiação de micro-ondas (SARTORI et al., 2007; PAVAN et al., 2007; CONSANI et al., 2008; MACHADO et al., 2009).

No estudo realizado por Asad; Watkinson e Huggett (1992) avaliaram a dureza das resinas Trevalon e D 80 FC homopolymer quando imersas por 7 dias nas substâncias Cidex long life (glutaraldeído a 2%), Dermacol (álcool) e Aqueous (clorexidine a 0,5%) e observaram uma diminuição significativa na dureza.

No estudo realizado por Sartori et al. (2006) avaliaram o efeito de métodos de desinfecção química (imersão em solução clorada 100 ppm) e em micro-ondas (690 W por 6 min) na adaptação interna de bases de próteses totais e na rugosidade superficial da resina. Para a realização dos testes de adaptação foram confeccionadas 18 bases superiores com metil metacrilato, resina de base para dentadura Veracril, sendo estas, obtidas a partir de modelos de gesso duplicadas a partir de um modelo mestre metálico e submetidas aos seguintes tratamentos: 1) controle (sem desinfecção), 2) desinfecção química com água clorada 100 ppm por 24 h (500 ml de água destilada e um comprimido de desinfetante de cloro, Aquatabs Família Bayer, Medentech Ltd, Wexford, Irlanda) ou 3) desinfecção por micro-ondas. Os procedimentos de desinfecção foram realizados em duas etapas (T1, T2) com um intervalo de 7 dias entre eles. A adaptação interna foi medida no baseline (T0) e após T1 e T2 por pesagem de uma película de vinil polisiloxano reproduzindo o espaço entre a base de resina e o modelo mestre. Para a realização dos testes de rugosidade superficial, 60 espécimes retangulares (5x10x40 mm) de resina foram mecanicamente ou quimicamente polidos e em seguida, submetidos aos tratamentos de desinfecção. Rugosidade da superfície (R_a) foi registrada após o polimento (T0) e após T1 e T2. Sendo observado que as bases submetidas à desinfecção por micro-ondas tiveram aumento gradual de desadaptação, enquanto que as bases imersas em solução clorada não diferiram do grupo controle. Nos testes de rugosidade superficial observou um aumento nos grupos de polimento mecânico com desinfecção por micro-ondas e diminuiu nos grupos de polimento químico.

Segundo Azevedo et al. (2006) e Machado et al. (2009) tem sido utilizado testes com grandeza Vickers [Vickers número de dureza (VHN, kg/mm^2) e rugosidade (R_a , mm)]. O teste de dureza Vickers é um teste menos sensível do que outros métodos, como por exemplo, Wallace, ou ensaios de dureza com grandeza Knoop, mas é um instrumento confiável em que se avaliam mudanças na dureza, nas propriedades viscoelásticas, e outras alterações ocorridas nos polímeros das bases de próteses totais. Segundo Ma, Johnson e Gordon (1997), R_a é o valor

matemático referente à média dos valores absolutos da altura das irregularidades do comprimento medido, este comprimento foi medido a partir de um comprimento médio pré-estabelecido para o material.

O nível de desinfecção / esterilização tem grande influência nas estruturas das próteses quando são colocadas em diferentes concentrações da solução e / ou diferentes tempos de exposição (imersão) (SARTORI et al., 2007).

Em um estudo realizado por Von Fraunhofer e Suchatlampong (1975), observou a resistência durante a indentação de polímeros, utilizados para base de próteses totais, antes e após o armazenamento em água, sendo verificado que o armazenamento em água produzia um amolecimento da superfície de resinas acrílicas termicamente polimerizadas.

No estudo realizado por Asad, Watkinson e Huggett (1993), próteses imersas em glutaraldeído alcalino a 2%, digluconato de clorexidine 0,05%, e soluções à base de álcool desinfetante durante um período de até 24h, não apresentaram nenhuma mudança da resina em relação à microdureza e estabilidade dimensional, porém houve mudança altamente significativa em próteses totais colocadas imersas nessas soluções por 7 dias.

Pavarina et al. (2003) observaram a ação eficaz dos desinfetantes de digluconato de clorexidine a 4%, hipoclorito de sódio a 1%, biocida (iodóforos) e perborato de sódio (Amosan), verificando que alguns destes desinfetantes provocaram certo grau de rugosidade, sendo observado alteração da resina acrílica após imersão em solução de digluconato de clorexidine e hipoclorito de sódio, porém em imersões de perborato de sódio não foram observadas alterações.

Em um estudo realizado por Neppelenbroek et al. (2005), foi observado a dureza em trinta e dois corpos de prova (13 mm de diâmetro por 8 mm de espessura) confeccionados com resina Lucitone 550 e QC-20 que foram imersas em soluções desinfetantes de digluconato de clorexidine a 4%, hipoclorito de sódio a 1% e perborato de sódio a 3,78% por 10 minutos. Um grupo foi armazenado em água (controle) por 3 minutos. O ensaio de dureza foi realizado no corpo de prova por 12 vezes e sempre nos intervalos de 15, 30, 60, 90 e 120 dias, onde se pode constatar que as resinas Lucitone 550 e QC-20 apresentaram uma diminuição significativa da dureza quando imersas em soluções desinfetantes, no entanto, notou-se um aumento dos valores de dureza até 60 dias quando armazenados em água, porém após, nenhuma mudança significativa foi observada.

Azevedo et al. (2006) observou a rugosidade e dureza da superfície da base de resina acrílica de próteses totais em padrões de três tipos de diferentes resinas acrílicas como Kooliner (metacrilato de isobutila, resina autopolimerizável), Duraliner II (metacrilato de butila, resina autopolimerizável) e Lucitone 550 (metacrilato de metila, o mais convencional, o mais utilizado para a fabricação das bases de próteses totais, resina termopolimerizável) e observou que quando colocadas para desinfecção em soluções de hipoclorito de sódio a 1% e digluconato de clorexidine a 4% à uma temperatura de 37 ± 2 °C, pôde-se observar que as resinas Kooliner e Lucitone 500, não apresentaram nenhuma alteração significativa na dureza após a desinfecção por imersão em um período de 7 dias. Para o padrão de resina Duraliner II houve um pequeno aumento, mas significativo na dureza nos padrões de resina imersos nessas soluções desinfetantes no período de 7 dias. Em relação à rugosidade nenhuma resina (Kooliner, Duraliner II, Lucitone 550) mostrou mudança significativa após a desinfecção e armazenagem em água no período de 7 dias.

No estudo realizado por Sartori et al. (2007), foi realizada a imersão de prótese total confeccionada com resina termopolimerizável (Veracril[®] Heat Cure) em uma solução de cloro a 100 ppm (0,01% de cloro ativo) por 24 h, um tempo mais longo do que o normalmente utilizado por pacientes que é de 15 min a 1 h de imersão em solução diluída. No entanto, nenhuma diferença de redução da microdureza entre os grupos pesquisados foi observada, mostrando que o agente químico não tem qualquer efeito adicional relacionado com a microdureza.

Segundo Machado et al. (2009) padrões de resina acrílica compostos por resinas Kooliner, Duraliner II e Lucitone 550 foram submetidos a medições de dureza e rugosidade após a polimerização e imersão em água (37 ° C) durante 7 dias (controles), exposição repetida por imersão em perborato de sódio (Corega[®] Tabs) para desinfecção (50 °C/10 min) e irradiação de micro-ondas (650 W / 6 min). As resinas Kooliner e Duraliner II tiveram a dureza média aumentada pela desinfecção de micro-ondas e desinfecção química (perborato de sódio), enquanto Lucitone 500 permaneceu inalterado, no entanto este aumento de dureza é aceitável sendo considerada segura sua utilização pelos usuários de prótese total. Em relação à rugosidade, as resinas Kooliner e Duraliner II independentes do número de ciclos por imersão em perborato de sódio tiveram aumento de rugosidade em sua superfície, mas a resina Lucitone 550 apresentou aumento rugosidade somente após dois ciclos de desinfecção química. Com a desinfecção em micro-ondas houve

aumento de rugosidades somente nas superfícies das resinas reembasadoras (Kooliner e Duraliner).

No estudo realizado por Pinto et al. (2010) verificou a dureza knoop (HMV-2000, Shimadzu Corporation, Tóquio, Japão) e a rugosidade (Ra) em três tipos de resinas autopolimerizáveis, sendo elas Jet, Kooliner e Tokuyama Rebase II. Estas resinas foram imersas durante 30 ciclos em soluções desinfetantes, sendo elas, hipoclorito de sódio a 1%, por 10 minutos; hipoclorito de sódio a 2%, por 5 minutos; hipoclorito de sódio a 5,25%, por 5 minutos; glutaraldeído a 2%, por 10 minutos e clorexidine a 4%, por 10 minutos e em água. Foram realizadas quatro indentações diferentes em um mesmo corpo de prova para a estipulação de dureza sempre com 30g de carga em um tempo de 30 segundos e 4 medições de rugosidade para cada corpo de prova, sendo observado que independente da solução desinfetante utilizada ou mesmo a utilização da água, o procedimento promoveu diminuição significativa da microdureza ($p < 0,05$), antes e após 30 dias de repetidos ciclos para a realização do protocolo de desinfecção. A resina acrílica Jet apresentou, inicialmente, um valor de dureza média inicial superior ao das resinas Kooliner e Tokuyama. Após a realização do 30º ciclo de desinfecção simulada a resina acrílica Jet apresentou um valor de dureza mínima quando imersos em hipoclorito de sódio a 5,25%, Kooliner quando imerso em clorexidine a 4% e Tokuyama quando imerso em hipoclorito de sódio a 5,25%. Após a realização do 30º ciclo de desinfecção, a resina acrílica apresentou um aumento significativo da rugosidade nas soluções desinfetantes em que foram imersas como também na água (controle). A resina Kooliner apresentou diminuição significativa em todos os grupos, exceto hipoclorito de sódio a 1%. Na resina Tokuyama Rebase II os resultados não mostraram diferenças significativas entre as soluções desinfetantes, mas apresentou diferença estatística quando imersas em água deionizada. Na resina Kooliner foi observado que a rugosidade diminuiu após o 30º ciclo, no entanto, este grupo foi o que apresentou maior superfície rugosa inicial.

Machado et al. (2012), compararam a rugosidade das resinas Lucitone 550, Tokuyama Rebase II, Bosworth New Truliner, Ufi Gel Hard, Trusoft e Sofreliner. Cada material foi dividido em 5 grupos (N=50): no grupo CL2 cada espécie foi escovado com solução de clorexidine a 4% por 1 minuto, imersos na mesma solução por 10 minutos e em seguida, imersos em água; no grupo MW2 cada amostra foi imersa em 200 ml de água destilada exposta em micro-ondas a 650w por 6 minutos,

sendo realizado a desinfecção por 2 vezes. A rugosidade foi medida inicialmente e após o primeiro e segundo ciclo. No grupo CL7 e MW7 os espécimes foram submetidos a um total de sete ciclos, utilizando a solução de 4% de clorexidine ou irradiação de micro-ondas, respectivamente e foi realizada nova medida de rugosidade. O grupo W as amostras ficaram imersas em água por 7 dias. Após os ciclos, os grupos CL7, MW7 e W foram submetidos a medição de rugosidade, onde constatou-se que a resina Bosworth (autopolimerizável) apresentou maior aumento de rugosidade após os ciclos de desinfecção quando comparada com outras resinas.

3 PROPOSIÇÃO

Avaliar a microdureza e a rugosidade das resinas (auto e termopolimerizáveis) para base de próteses totais após os ciclos de desinfecção utilizando três substâncias químicas (digluconato de clorexidine a 0,12%, hipoclorito de sódio 1% e Corega Tabs[®]).

Testar a hipótese nula de que os enxagatórios bucais e substâncias químicas utilizadas na desinfecção de próteses removíveis não interferem na microdureza e rugosidade superficial, podendo assim, serem utilizados como coadjuvantes na higiene bucal de pacientes desdentados.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Este experimento foi realizado em duas etapas. A primeira etapa foi realizada através da confecção e polimento de 120 corpos de prova utilizados na pesquisa, sendo 60 corpos de prova de resina Vipi Cril (termopolimerizável) e 60 corpos de prova de resina Bosworth New Truliner[®] (autopolimerizável), bem como sua distribuição randomizada entre os grupos estudados. Na segunda etapa, os corpos de prova de cada grupo foram avaliados, inicialmente, submetidos aos testes de microdureza e rugosidade superficial. Quatro grupos foram testados, utilizando 3 soluções químicas e 1 grupo sendo armazenado em água deionizada. Os testes de microdureza e rugosidade superficial foram repetidos após a simulação de armazenamento em água e desinfecções diárias durante 1 mês, 3 e 6 meses, que correspondem ao intervalo de 1-30, 31-90 e 91-180 ciclos de imersão. O teste de rugosidade superficial também foi realizado após a imersão de todos os ciclos e a realização de um polimento final (TABELA 1).

Tabela 1 – Grupos de resinas e soluções utilizadas para a imersão com os seus respectivos ciclos

Vipi Cril e Bosworth				
Soluções desinfetantes	Água deionizada	Hipoclorito de sódio a 1%	Clorexidine a 0,12%	Corega Tabs [®]
Período de imersão diária	8 horas	10 minutos	10 minutos	10 minutos
Ciclos para leitura da microdureza	Inicial	1-30 ciclos	31-90 ciclos	91-180 ciclos
Ciclos para leitura da rugosidade	Inicial	1-30 ciclos	31-90 ciclos	91-180 ciclos Polimento final

Fonte: Da autora.

4.1 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA DA RESINA TERMOPOLIMERIZÁVEL

4.1.1 Confecção dos padrões de cera nº 7 para inclusão

Para a confecção dos corpos de prova utilizados neste experimento, inicialmente foram obtidos padrões confeccionados com cera nº 7 (Epoxyglass Ind. e Com. Produtos Químicos LTDA, Diadema-SP). Esses padrões foram confeccionados a partir de uma matriz plástica de cano PVC, de forma circular, medindo 16 mm de diâmetro e 6 mm de altura (FIGURA 1).

Figura 1 - Matriz de cano PVC



Fonte: Da autora.

A matriz foi isolada com vaselina sólida (LBS Laborasa Ind. Farm. LTDA, São Paulo-SP) preenchida com cera nº 7. A cera foi derretida em uma colher (Eberle 1430 Inox) com o auxílio de uma lamparina a álcool. Após seu derretimento foi colocada na matriz confeccionada com cano PVC.

4.1.2 Inclusão

Os padrões de cera nº7 foram retirados da matriz plástica e incluídos em muflas de latão polido com pino nº 6 (Mac Artigos odontológicos e prótese Ind. e Com. LTDA, São Paulo, SP), previamente isoladas com vaselina sólida (Iodontosul, Ind. Brasileira, Porto Alegre- RS) e preenchidas com gesso comum tipo II (Ind. Química, São Caetano do Sul- SP), manipulado e espatulado conforme orientações do fabricante, em cuba de borracha (OGP, Ind. Brasileira) com espátula para gesso (Indusbello Ind. de Instr. Odontológicos, Londrina, PR) (FIGURA 2).

Figura 2 – Padrões de cera incluídos nas muflas

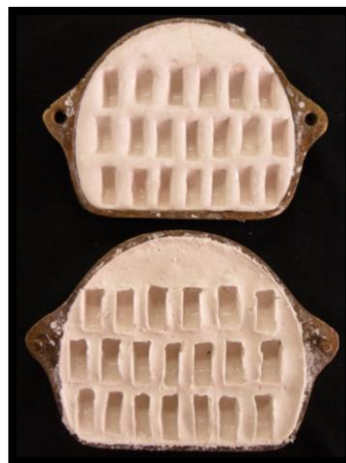


Fonte: Da autora.

Após a presa, o gesso e os padrões de cera foram isolados com vaselina (Iodontosul, Ind. Brasileira, Porto Alegre- RS). A contra mufla também recebeu uma camada de vaselina (Iodontosul, Ind. Brasileira, Porto Alegre- RS) nas suas superfícies internas, e posteriormente, foi posicionada na mufla e devidamente preenchida com gesso comum tipo II (Ind. Química, São Caetano do Sul- SP).

As muflas permaneceram na prensa hidráulica (City Máquinas, Ind. Brasileira, Guarulhos) com 200 Kgf/cm² de pressão, por 15 minutos, e em seguida, foram colocadas em água quente por 20 minutos, com isso a cera se liquefez e escorreu com a água jogada sobre ela. Após este procedimento foi realizado o exame do molde no gesso, a fim de verificar a presença de bolhas (FIGURA 3).

Figura 3 – Molde de gesso



Fonte: Da autora.

4.1.3 Termopolimerização

Para prensagem, foi utilizada a resina acrílica termopolimerizável Vipi Cril (Vipi Indústria, Comércio, Exportação de produtos Odontológicos Ltda., Pirassununga-SP, Brasil, Lotes: 98602 e 6877). A resina foi utilizada na proporção de 14g (19 ml) de pó para 6,5 ml de líquido, conforme orientações do fabricante, sendo, esta homogeneizada com auxílio de uma espátula de metal (S.S. White Art. Dentários LTDA, Rio de Janeiro, RJ) e aguardada a fase plástica, que ocorreu quando o material começou a se soltar das paredes do recipiente para iniciar a inclusão.

O interior dos moldes de gesso foi isolado ainda quente com isolante para resina acrílica (Isola-resina, Asfer Ind. Química, São Caetano do Sul – SP), com auxílio de um pincel de pêlo de marta (Condor, nº456, Condor S.A., São Bento do Sul, SC) e preenchido com a resina acrílica na fase plástica. A mufla foi fechada e levada para prensa hidráulica para ser prensada a 200 kgf/ cm² de pressão durante 10 minutos, tempo utilizado para aumentar a translucidez e evitar porosidades.

Decorrido esse período, a mufla foi colocada em uma prensa de cocção (grampo) e após foi realizado a polimerização convencional, em que a mufla foi colocada em uma panela com 3 litros de água fria. O fogão foi ligado com chama baixa, deixando atingir 70° C de temperatura e foi mantido nesta temperatura por 30 minutos (FIGURA 4). A chama foi aumentada para atingir 100° C, a fervura foi mantida por uma hora e meia e, em seguida, a chama foi desligada. O procedimento de demuflagem ocorreu após o completo resfriamento da água.

Figura 4 – Muflas na panela



Fonte: Da autora.

4.1.4 Demuflagem

Após o período de cocção das amostras, as muflas foram removidas da panela e deixadas sobre a bancada para resfriar, por um período de aproximadamente 5 horas. Dado o resfriamento completo, procedeu-se a demuflagem dos espécimes. Posteriormente a demuflagem, os excessos (rebarbas) de resina acrílica provenientes da prensagem, foram desgastados com o auxílio de uma broca de tungstênio Maxicut nº 79 (Vortex, São Paulo- SP) e com lixa d'água 3M Wetordry de granulação 180. Finalmente, os espécimes passaram pelo processo de acabamento e polimento utilizando uma politriz metalográfica Arotec (Arotec S. A. Ind. e Comércio, Cotia – SP, Brasil) com refrigeração à água.

4.2 CONFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA DE RESINA AUTOPOLIMERIZÁVEL

4.2.1 Confecção da matriz em cano de PVC com dimensões adequadas para inclusão

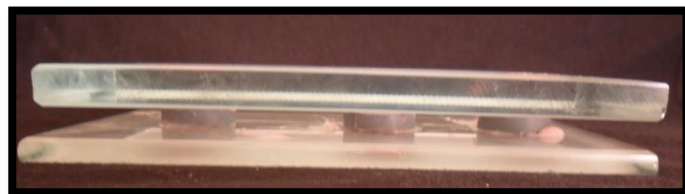
Para a confecção dos corpos de prova em resina autopolimerizável Bosworth New Truliner™ foi necessário criar um matriz em cano PVC com 16 mm de diâmetro e com 6 mm de altura o qual permitisse que a resina fosse devidamente colocada e comprimida entre duas placas de vidro (JON Com. de produtos odontológicos LTDA, São Paulo, SP) até completar seu tempo de presa.

4.2.2. Confeção dos corpos de prova da resina autopolimerizável para reembasamento

Todos os corpos de prova da resina autopolimerizável para reembasamento foram confeccionados a partir do molde fabricado com o cano de PVC explicado anteriormente.

A manipulação da resina Bosworth New Truliner[®] (DentalNew Com. Imp. e Exp. Ltda, Curitiba/PR, Lote: 1211-496), foi feita seguindo a recomendação do fabricante e utilizados os dosadores fornecidos na embalagem, em que se utilizava 6,7 g de pó para 5 ml do líquido da resina. Quando o material se apresentou com consistência viscosa, com o auxílio de uma espátula metálica preencheu-se os moldes confeccionados com cano de PVC. Este molde foi colocado entre duas placas de vidro (JON Com. de produtos odontológicos LTDA, São Paulo, SP) para que fosse comprimido com um peso de 1 Kg e mantido em posição por 20 minutos até a sua completa polimerização (FIGURA 5).

Figura 5 – Matriz entre duas placas de vidro



Fonte: Da autora

4.3 PLANIFICAÇÃO E POLIMENTO DOS CORPOS DE PROVA

Os corpos de prova foram polidos com auxílio de uma politriz metalográfica Arotec (Arotec S. A. Ind. e Comércio, Cotia – SP, Brasil). Os procedimentos de planificação e polimento das faces dos espécimes foram feitas com lixa d'água 3M Wetordry, iniciando-se pela lixa de granulação 220, acionando-se a politriz em alta velocidade, durante 3 minutos seguindo-se o polimento com as lixas de granulação 360, 400, 600 e 1200 (FIGURA 6).

Figura 6 – Politriz metalográfica AROTEC



Fonte: Da autora.

Para o polimento final, utilizou-se um feltro (AROTEC S/A Indústria e Comércio, Cotia, SP) umedecido com alumina concentrada, suspensão nº 3, com 0,3 micron, cor rosa, com adição de dispersante, (AROTEC S/A Indústria e Comércio, Cotia, SP) por 3 minutos em alta velocidade, com carga de 215 g, sem refrigeração.

Com o objetivo de impedir que os grãos das primeiras lixas interferissem na qualidade do polimento das seguintes, a cada troca de granulometria, os corpos de prova eram lavados em água, durante 2 minutos, com água deionizada e posteriormente eram secos com papel toalha.

4.4. DISTRIBUIÇÃO DOS GRUPOS

Para a realização do experimento, foram confeccionados 120 corpos de prova, sendo 60 de cada resina acrílica estudada (Resina acrílica termopolimerizável Vipi Cril e Bosworth New Truliner[®] resina autopolimerizável).

Após a confecção e polimento dos espécimes, os mesmos foram agrupados de acordo com o material utilizado para a sua confecção. Em seguida, realizou-se a distribuição randomizada dos 60 corpos de prova, em quatro grupos de 15 unidades, a fim de serem submetidos a cada uma das soluções empregadas neste estudo.

ÁGUA DEIONIZADA(CONTROLE): armazenamento em água deionizada, pelo período correspondente a 8 horas por dia, a fim de simular o tempo em que a prótese permanece imersa em água, fora da boca.

SOLUÇÃO HIPOCLORITO DE SÓDIO 1% - NaOCl - (H1%): desinfecção com solução de hipoclorito de sódio com concentração igual a 1% diluído em 200 ml de água destilada, (Asfer, Ind. Química Ltda, São Caetano do Sul, SP, Lote: 5023), durante 10 minutos por dia.

SOLUÇÃO DE DIGLUCONATO DE CLOREXIDINE 0,12% - $C_{22}H_{30}Cl_2N_{10}(C_6H_{12}O_7)_2$ - (GC0,12%): desinfecção com solução de digluconato de clorexidine com concentração igual a 0,12% (Musgo Farmácia de Manipulação, Alfenas, MG, Lote: 197660), durante 10 minutos por dia.

SOLUÇÃO COREGA TABS[®] (perborato de sódio): desinfecção com uma pastilha efervescente de Corega Tabs[®] (Glaxo Smith Kline, Brasil), adicionada em 200 ml de água destilada, durante 10 minutos por dia.

Cada grupo foi armazenado em recipientes plásticos tampados (Rossetti Plásticos, Pedreira, SP) com um volume de 200 ml da solução desinfetante, devidamente etiquetado para identificação dos espécimes. As soluções eram desprezadas após cada ciclo e uma nova solução era então colocada para a realização de novos ciclos de imersão.

4.5 IDENTIFICAÇÃO DOS CORPOS DE PROVA DENTRO DE CADA GRUPO

Com a intenção de efetuar comparações entre os diferentes intervalos de avaliação, os corpos de prova de cada grupo foram numerados. Para tanto, utilizou-se um marcador permanente (Faber-Castell, Ind. Brasileira) buscando numerar as laterais dos corpos de prova de 1 até 15, para cada grupo de resina estudada.

4.6 TESTES INICIAIS

Previamente à realização dos testes iniciais de microdureza, os corpos de prova foram armazenados em recipientes plásticos tampados, no interior de uma estufa de cultura microbiológica, por um período de 48h em água deionizada a 37°C, conforme as normas da ADA (American Dental Association, 1975) e ISO (International Organization for Standardization Specification 1567, 1988) para o teste supracitado, simulando um ambiente similar ao da cavidade bucal.

4.6.1 Análise da microdureza dos corpos de prova

Após o período de armazenamento em água, as mensurações de microdureza iniciais foram obtidas com a utilização do microdurômetro (HMV-2000/ Shimadzu Corporation, Japan), aparelho de alta especificidade que permite programar o peso da carga, o tempo de compressão em que o corpo de prova será submetido e a objetiva em que será realizada a leitura de microdureza. Portanto, para este experimento foi utilizado uma carga de 25g aplicada por 10 segundos, sendo a leitura da microdureza realizada com a objetiva de 10X. O aparelho é portador de uma ponta penetradora de diamante com forma piramidal e base losangular, na qual a maior diagonal permite a realização do cálculo de microdureza.

Figura 7 – Microdurômetro HMV-2000 Shimadzu



Fonte: Da autora.

Quando acionado, o penetrador realizou uma compressão na superfície do espécime, gerando uma figura geométrica em forma de losango, visualizada pelo contraste entre a impressão e a superfície.

O losango possibilitou a determinação da microdureza superficial do material a partir da mensuração de sua maior diagonal, cujo valor é aplicado em uma fórmula matemática para obtenção dos resultados. O microdurômetro usado no experimento realiza os cálculos automaticamente, a partir de duas marcas pontilhadas que surgem na tela do computador, sobrepostas aos vértices agudos do losango. Assim, o resultado da dureza Knoop aparece no monitor do microcomputador através do cálculo feito pelo software da seguinte equação: $KHN = C.c / d^2$.

Sendo:

KHN = valor de dureza Knoop

C (constante) = 14,230

c = 25 gramas

d = comprimento da maior diagonal da indentação

Foram realizadas quatro repetições por corpo de prova avaliado, sendo uma para cada quadrante. O valor da microdureza de cada espécime foi calculado pela média dos valores das compressões medidas entre os quatro quadrantes.

Os valores basais de microdureza foram feitos previamente aos protocolos de desinfecção, e em outras três ocasiões, referentes a 30, 90 e 180 ciclos de imersão dos corpos de prova.

4.6.2 Análise da rugosidade superficial dos corpos de prova

Para as leituras de rugosidade superficial foi utilizado o rugosímetro Mitutoyo SJ- 410 (China, cód. 178-039, série: 045430) (FIGURA 8). O rugosímetro é um aparelho de alta sensibilidade, portador de uma ponta apalpadora esférica de diamante (FIGURA 9), utilizada para medir rugosidade superficial quantitativamente. Para realizar a medida deste parâmetro, a ponta percorre a superfície do corpo de prova e acoplada a uma unidade que processa a informação o resultado é registrado imediatamente por meio de um software integrado no rugosímetro.

Figura 8 – Rugosímetro Mitutoyo SJ-410



Fonte: Da autora.

Figura 9 – Ponta apalpadora esférica de diamante Mitutoyo SJ-410



Fonte: Da autora.

As mensurações foram feitas aleatoriamente sobre a superfície de cada quadrante dos corpos de prova, totalizando, 4 leituras para cada espécime. O valor de rugosidade superficial de cada corpo de prova foi determinado pela média aritmética das leituras de cada um dos 4 quadrantes, sendo essa leitura realizada no início, antes das imersões com as soluções desinfetantes, após cada ciclo nas soluções desinfetantes e após a realização de um polimento final.

O parâmetro R_a (μm) foi determinado a fim de favorecer a comparação com estudos realizados por Azevedo et al. (2006) e Pinto et al. (2010), onde esta escala foi empregada, traduzindo o valor da média aritmética de todas as distâncias absolutas do perfil de rugosidade, dentro de extensão de medida l_m .

Os parâmetros escolhidos foram:

$\lambda_s = 2,5 \mu\text{m}$

$N = 1$

Parâmetro = 1 (R_a)

$\lambda_c = 0,8 \text{ mm}$

Norma ISSO 1997 (padrão de rugosidade)

Filtro Gauss

Sendo:

λ_s = comprimento de corte cut-off.

N = número da amostragem do comprimento.

λ_c = comprimento de amostragem cut-off.

4.7 DESINFECÇÃO DOS CORPOS DE PROVA

Após, a realização inicial dos testes de microdureza e rugosidade superficial, os corpos de prova foram imersos em soluções desinfetantes, cada grupo em sua respectiva solução, sendo realizada a simulação dos ciclos de imersões nas soluções desinfetantes para posteriormente serem realizados novos testes de microdureza e rugosidade superficial após cada ciclo de desinfecção (ciclo de 30, 90 e 180 dias). A simulação de armazenamento durante 30 dias (1-30 ciclos de imersão) correspondeu a 5 horas. Sendo realizados os testes de microdureza e rugosidade superficial após estas 5 horas para a avaliação de 30 dias (1-30 ciclos de imersão).

Seguindo o mesmo raciocínio, mas sabendo que os corpos de prova ficaram imersos por 5 horas no primeiro ciclo, no segundo ciclo referente a 3 meses (31-90 ciclos) ficaram somente 10 horas, contabilizando 15 horas geral, realizando posteriormente os testes de microdureza e rugosidade superficial. No ciclo de 6 meses (91-180 ciclos), como os corpos de prova ficaram imersos 15 horas em outros ciclos (30 ciclos e 90 ciclos), neste ficaram imersos na solução desinfetante somente 15 horas contabilizando 30 horas gerais para a realização dos testes finais (TABELA 2).

Tabela 2 – Número de ciclos e quantidade em horas que cada corpo de prova foi exposto nas soluções desinfetantes

Ciclos				
	Inicial – 30º	31º- 90º	91º - 180º	Total
1 mês	5			5 h
3 meses	5	10		15 h
6 meses	5	10	15	30 h

Fonte: Da autora.

A partir da constatação realizada em outros estudos, como exemplo o estudo realizado por Azevedo et al. (2006); Pavan et al. (2007); Machado et al. (2009); Senna et al. (2011), de que as desinfecções utilizando soluções químicas devem ser realizadas periodicamente, desenvolveu – se um protocolo de desinfecções sequenciais, visando simular os procedimentos de desinfecção realizados pelo paciente, diariamente.

A simulação de 1 mês de desinfecções, referente ao intervalo de 1-30 ciclos de imersão nos desinfetantes, foi dada da seguinte forma: os corpos de prova de cada grupo experimental foram colocados em um recipiente plástico contendo 200ml da solução desinfetante, referente ao grupo experimental em questão, e deixados em imersão durante o tempo estabelecido para cada uma das 3 soluções utilizadas neste estudo.

Decorrido o tempo de imersão no desinfetante, os corpos de prova foram retirados do recipiente de teste e deixados por 1 minuto em um recipiente com água deionizada para a remoção do excesso das soluções testadas. Após foram realizados os procedimentos de lavagem em outro recipiente contendo 200 ml de água deionizada e posteriormente lavados em água corrente e secos com ajuda de uma toalha de papel absorvente.

Dessa mesma forma, seguiram-se as simulações de 3 e 6 meses de desinfecções diárias, correspondendo ao intervalo de 31-90 e 91-180 ciclos de imersão nos desinfetantes, respectivamente.

Ao final da simulação de 1 mês de desinfecções (30° ciclo), os corpos de prova foram submetidos aos testes de rugosidade e microdureza superficial. A repetição dos testes também aconteceram ao final das simulações de desinfecção correspondentes a 3 e 6 meses (90° e 180° ciclo).

Durante todo o período em que os espécimes não estavam sendo submetidos aos processos de desinfecção e aos testes, os mesmos foram armazenados a seco, em recipientes plásticos, devidamente tampados, em temperatura ambiente.

4.8 ARMAZENAMENTOS DOS CORPOS DE PROVA DO GRUPO CONTROLE

Os corpos de prova correspondentes ao grupo controle foram armazenados em recipientes plásticos tampados, imersos em água deionizada.

Considerando que um paciente portador de próteses totais as retire da boca durante o sono, e as deixe imersas em água aproximadamente 8 horas por noite, calcula-se que, cada 8 horas de armazenamento em água deionizada, corresponderia a 1 dia do ciclo. Dessa forma, a simulação de armazenamento durante 30 dias (1-30 ciclos de imersão) correspondeu a 240 horas. O armazenamento para 90 dias (31-90 ciclos de imersão) correspondeu a 720 horas, mas 240 horas os corpos de prova já ficaram imersos no primeiro ciclo, portanto contabilizou somente 480 horas, correspondendo a 20 dias. No último ciclo (91-180 ciclos) como já foram contabilizadas 720 horas com o primeiro e segundo ciclo, no terceiro ficou imerso em água deionizada somente 720 horas, correspondendo a 30 dias, contabilizando no geral 1440 horas (180 dias) (TABELA 3).

Tabela 3 - Número de ciclos e quantidade em horas que cada corpo de prova foi exposto na água

	Ciclos			Total
	Inicial – 30º	31º- 90º	91º - 180º	
1 mês	240 h (10 dias)			240h
3 meses	240 h (10 dias)	480 h (20 dias)		720h
6 meses	240 h (10 dias)	480 h (20 dias)	720h (30 dias)	1440h

Fonte: Da autora.

No 10º dia foram realizados os testes de microdureza superficial e rugosidade superficial, para a avaliação de 1 mês (1-30 ciclos de imersão).

Seguindo o mesmo raciocínio, no 30º dia de armazenamento em água deionizada, foram realizados os testes correspondentes a 3 meses (31-90 ciclos), e no 60º dia, os testes relacionados a avaliação de 6 meses (91-180 ciclos de imersão).

4.9 POLIMENTO FINAL E LEITURA DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL FINAL

Após a realização de todos os ciclos (30, 60, 180) e todas as leituras de rugosidade e microdureza foi realizado um último polimento nos corpos de prova com um feltro (AROTEC S/A Indústria e Comércio, Cotia, SP) umedecido com alumina concentrada, suspensão nº 3, com 0,3 micron, cor rosa, com adição de

dispersante, (AROTEC S/A Indústria e Comércio, Cotia, SP) por 3 minutos em alta velocidade, com carga de 215 g, sem refrigeração, sendo que estes corpos de prova foram submetidos a uma nova leitura de rugosidade para verificar o comportamento da superfície dos corpos de prova frente a um novo polimento, após a realização dos ciclos de imersão, para observar se seria interessante a indicação de um novo polimento das próteses após certo tempo de uso das mesmas pelos pacientes.

4.10 FORMA DE ANÁLISE DOS RESULTADOS

Os experimentos para a avaliação da microdureza e rugosidade superficial, de cada resina acrílica, foram realizados em delineamento inteiramente casualizado (DIC) em um esquema fatorial 4 X 4, sendo quatro soluções utilizadas (água, hipoclorito de sódio a 1%, digluconato de clorexidine e CoregaTabs[®]) e quatro intervalos de avaliação (inicial, 1-30, 31-90 e 91- 180 ciclos de imersão). As médias dos dados obtidos foram submetidas à análise de variância (Anova) e comparadas pelo teste de Tukey a 5% utilizando-se o software BioEstat 5.0 (Aplicações estatísticas nas áreas das Ciências Biomédicas, Belém, Pará, Brasil, 2007).

5 RESULTADOS

Os ensaios de microdureza e rugosidade superficial foram importantes para a análise comparativa dessas propriedades, em cada um dos materiais testados, de acordo com as soluções utilizadas para imersão, sendo importante para comparar suas alterações ao longo dos intervalos de avaliação.

5.1 ANÁLISE DA RESINA TERMOPOLIMERIZÁVEL

5.1.1 Análise do teste de microdureza da resina VipiCril

Os valores médios de microdureza da resina termopolimerizável, para cada solução estudada, em cada intervalo de avaliação, estão representados abaixo (TABELA 4).

Tabela 4 - Resultados dos testes de estatística descritiva dos valores médios e desvio padrão da microdureza (KHN) da resina termopolimerizável VipiCril, nas diferentes soluções, em cada intervalo de avaliação

MATERIAL	SOLUÇÃO	INICIAL	1-30 CICLOS	31-90 CICLOS	91-180 CICLOS
VIPI CRIL	Água deionizada	19,0	19,4	17,6	17,5
		±	±	±	±
		3,14	2,00	1,66	1,22
	Hipoclorito de sódio a 1%	19,6	19,5	19,2	19,1
		±	±	±	±
		1,11	0,66	1,0	1,38
	Clorexidine a 0,12%	20,0	18,5	18,4	18,4
		±	±	±	±
		2,36	1,30	1,59	2,40
	Corega Tabs®	20,4	19,5	19,5	19,5
		±	±	±	±
		1,60	1,17	1,00	0,85

Fonte: Da autora.

Verifica-se que o grupo da água (controle) e as soluções hipoclorito de sódio a 1%, Clorexidine a 0,12% e Corega Tabs® apresentaram maiores valores médios de microdureza na avaliação inicial, diferindo estatisticamente dos demais intervalos de avaliação. Nestas soluções, ocorreu uma diminuição significativa dos valores médios de microdureza no intervalo entre a avaliação inicial e o 30º ciclo, sendo que, a partir deste período, não ocorreram diferenças estatisticamente significativas.

Para avaliação inicial de rugosidade e microdureza superficial, os corpos de prova foram distribuídos aleatoriamente em quatro grupos definidos de acordo com a solução desinfetante e no grupo controle. O maior valor médio de microdureza foi encontrado nos corpos de prova referente ao grupo em que ficaram imersos na solução de Corega Tabs® ($20,4 \pm 1,60$ KHN), diferindo estatisticamente dos demais grupos. Os valores médios de microdureza dos grupos que foram imersos em água deionizada, hipoclorito de sódio a 1% e clorexidine a 0,12% foram semelhantes entre si. O menor valor médio foi encontrado nos corpos de prova do grupo que ficaram imersos na água deionizada (controle) ($19,0 \pm 3,14$ KHN).

Quando avaliamos a microdureza da resina VipiCril, análise de variância mostrou interação significativa entre os intervalos de avaliação. Nos corpos de prova imersos em água deionizada observou-se pela análise de variância que houve diferença estatística relacionado com a microdureza entre os ciclos. O Teste de Tukey ($p < 0,05$) mostrou que essa diferença estatística ocorreu entre o 30º e o 90º ciclo. O Teste de Tukey também mostrou que existiu diferença estatisticamente significativa entre a leitura inicial e a final de microdureza. Houve diferença estatisticamente significativa quando se comparou as imersões em solução de clorexidine a 0,12% e solução de Corega Tabs®. O Teste de Tukey ($p < 0,05$) mostrou que essa diferença ocorreu entre a leitura inicial e o 30º ciclo, e entre a leitura inicial e a final.

Com solução de hipoclorito de sódio a 1% não foi observado diferença estatística entre os ciclos.

5.1.2 Análise do teste de rugosidade superficial da resina VipiCril

As médias dos valores de rugosidade superficial da resina termopolimerizável (VipiCril), nas diferentes soluções e intervalos de avaliação estão apresentadas na tabela 5.

Tabela 5 - Resultados dos testes de Estatística descritiva dos valores médios e desvio padrão da rugosidade (μm) da resina termopolimerizável VipiCril, nas diferentes soluções, em cada intervalo de avaliação

MATERIAL	SOLUÇÃO	INICIAL	1-30 CICLOS	31-90 CICLOS	91-180 CICLOS	APÓS NOVO POLIM.
VIPI CRIL	Água deionizada	0,26	0,12	0,03	0,03	0,04
		±	±	±	±	±
		0,33	0,07	0,02	0,01	0,01
	Hipoclorito de sódio a 1%	0,15	0,17	0,18	0,19	0,10
		±	±	±	±	±
		0,07	0,06	0,10	0,13	0,08
	Clorexidine a 0,12%	0,14	0,15	0,17	0,18	0,07
		±	±	±	±	±
		0,07	0,06	0,07	0,09	0,07
	Corega Tabs®	0,14	0,16	0,18	0,19	0,06
±		±	±	±	±	
0,07		0,05	0,08	0,11	0,02	

Fonte: Da autora.

Observou-se que a água apresentou maiores valores médio de rugosidade superficial na avaliação inicial, diferindo dos outros grupos (hipoclorito de sódio a 1%, clorexidine a 0,12% e Corega Tabs®) que apresentaram valores muito próximos.

O Teste de Tukey ($p < 0,05$) para o efeito de rugosidade superficial do grupo de amostras imersas na água mostrou diferença estatística entre 30° - 90°, entre 180° ciclo e o polimento final e entre a primeira leitura e a final, após a realização de todos os ciclos de imersão, já a solução de hipoclorito de sódio a 1%, mostrou diferença estatística entre a leitura inicial e o 30° ciclo, entre o 180° ciclo e o polimento final e entre a primeira leitura e a final.

A solução de clorexidine a 0,12% mostrou diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre os períodos de avaliação. Segundo o teste de Tukey estas diferenças foram observadas entre a leitura inicial e 30° ciclo, entre o 180° ciclo e o polimento final e entre a leitura inicial e final de rugosidade. Quando avaliamos a solução de

Corega Tabs® observamos que ocorreu uma diferença estatística significativa entre a leitura inicial de rugosidade e 30º ciclo, e entre 180º ciclo e o polimento final.

5.2 ANÁLISE DA RESINA AUTOPOLIMERIZÁVEL

5.2.1 Análise do teste de microdureza da resina Bosworth

As médias dos valores de microdureza da resina autopolimerizável Bosworth, para cada uma das soluções testadas, nos intervalos inicial, 1-30, 31-90 e 91-180 ciclos, estão apresentadas na tabela abaixo.

Tabela 6 - Resultados dos testes de estatística descritiva dos valores médios e desvio padrão da microdureza (KHN) da resina autopolimerizável Bosworth, nas diferentes soluções, em cada intervalo de avaliação

MATERIAL	SOLUÇÃO	INICIAL	1-30 CICLOS	31-90 CICLOS	91-180 CICLOS
Bosworth	Água deionizada	7,23	8,99	9,10	10,06
		± 0,78	± 0,88	± 0,90	± 1,69
	Hipoclorito de sódio a 1%	8,06	8,11	8,67	8,41
		± 0,94	± 0,81	± 0,51	± 0,83
Clorexidine a 0,12%	7,42	9,01	9,07	8,82	
	± 0,64	± 0,78	± 0,60	± 0,68	
Corega Tabs®	8,26	8,39	9,05	8,14	
	± 1,11	± 0,75	± 0,86	± 0,96	

Fonte: Da autora.

Analisando a Tabela 6, verificou-se que para a solução de água deionizada ocorreu um aumento significativo dos valores médios de microdureza entre a

avaliação inicial e os demais intervalos de avaliação. Os maiores valores médios de microdureza foram identificados na avaliação final quando comparado com os valores médios encontrados na avaliação inicial.

Na solução de água deionizada pôde ser observado, segunda a análise de variância, que houve diferença estatística, e pelo Teste de Tukey ($p < 0,05$) verificou-se que esta diferença ocorreu entre a leitura média inicial de microdureza e o 30º ciclo, entre o 90º e o 180º ciclo e entre a leitura inicial e final, após a realização de todos os ciclos de imersão. Na solução de hipoclorito de sódio a 1% verificou-se, diferenças significativas entre 30º e o 90º ciclo e para a solução de clorexidine a 0,12% as diferenças estatísticas ocorreram entre a leitura média inicial de microdureza e o 30º ciclo, entre o 30º e o 90º ciclo e entre a leitura inicial e final e para a solução de Corega Tabs® a diferença estatística ocorreu entre o 30º e o 90º ciclo e entre o 90º e o 180º ciclo.

5.2.2. Análise do teste de rugosidade da resina Bosworth

Na Tabela 7 estão apresentadas as médias dos valores de rugosidade superficial da resina autopolimerizável (Bosworth), nas diferentes soluções utilizadas e intervalos de avaliação.

Tabela 7 - Resultados dos testes de estatística descritiva dos valores médios e desvio padrão da rugosidade (μm) da resina autopolimerizável Bosworth, nas diferentes soluções, em cada intervalo de avaliação

MATERIAL	SOLUÇÃO	INICIAL	1-30 CICLOS	31-90 CICLOS	91-180 CICLOS	APÓS NOVO POLIM.
Bosworth	Água deionizada	0,36	0,36	0,34	0,32	0,15
		±	±	±	±	±
		0,09	0,10	0,10	0,06	0,04
	Hipoclorito de sódio a 1%	0,35	0,32	0,32	0,36	0,19
		±	±	±	±	±
		0,09	0,06	0,05	0,10	0,04
	Clorexidine a 0,12%	0,34	0,34	0,36	0,36	0,21
		±	±	±	±	±
		0,05	0,02	0,05	0,04	0,08
	Corega Tabs®	0,33	0,34	0,36	0,33	0,16
		±	±	±	±	±
		0,03	0,05	0,06	0,12	0,06

Fonte: Da autora.

Verificou-se que os valores médios iniciais da rugosidade superficial do grupo da água foram maiores, quando comparado aos outros ciclos. Observou-se que após a realização dos ciclos ocorreu uma diminuição gradual da rugosidade superficial, e após o último polimento, após todos os ciclos, ocorreu uma diminuição significativa da rugosidade superficial.

Na solução de água deionizada, observou-se diferença estatística pela aplicação de análise de variância, e segundo o Teste de Tukey ($p < 0,05$), somente

entre o 90° - 180° que não obteve diferença significativa. Para a solução de digluconato de clorexidine a 0,12%, verificou-se diferença estatística significativa em relação à rugosidade superficial, comprovada pelo Teste de Tukey ($p < 0,05$) entre os ciclos 30° - 90° ciclo e entre 180° ciclo e o polimento final, já a solução de hipoclorito de sódio a 1% e Corega Tabs® verificou-se diferença estatística significativa, e o Teste de Tukey ($p < 0,05$), mostrou diferença estatisticamente significativa entre 180° ciclo e o polimento final.

6 DISCUSSÃO

A utilização de soluções químicas e enxaguatórios bucais tem como função a desinfecção de próteses totais visando à remoção de biofilme e substâncias que possam causar danos à base de resina acrílica e a mucosa bucal do paciente. Alterações na superfície da base da resina acrílica, como aumento da rugosidade e alterações da microdureza podem causar a deterioração e enfraquecimento do material, podendo até mesmo levar ao aumento da quantidade de biofilme.

Ao analisar os valores de microdureza dos corpos de prova de resina termopolimerizável VipiCril imersos em soluções desinfetantes e água (controle) observou-se que o grupo da água deionizada apresentou um aumento inicial dos valores de microdureza (até 30º ciclo) e após ocorreu uma diminuição significativa no ciclo seguinte (entre o 30º- 90º) permanecendo desta forma após a última leitura (entre o 90º - 180º) não apresentando diferença estatisticamente significativa quando comparado ao ciclo anterior (30º - 90º). De acordo com nosso estudo, Von Fraunhofer e Suchatlampong (1975), observaram também em seu trabalho uma diminuição da dureza de resinas termopolimerizáveis utilizadas para base de próteses totais, fenômeno este apoiado no fato de que a imersão da base de resina de próteses totais em água propicia a difusão da água através da resina tornando-a saturada, o que resulta no amolecimento da superfície dessas resinas, diminuindo assim os valores de sua dureza. No entanto, Neppelenbroek et al. (2005) observou um aumento da dureza nas resinas Lucitone 550 e QC-20 quando imersas por um período de 15 dias em água, revertendo a diminuição da dureza resultante dos procedimentos de desinfecção (em soluções de digluconato de clorexidine a 4%, hipoclorito de sódio a 1% e perborato de sódio a 3,78%), estes achados, são baseados na liberação dos monômeros residuais e da polimerização adicional superaram os efeitos plastificantes da absorção de água e também os efeitos prejudiciais resultantes a partir dos procedimentos de desinfecção. Podendo notar que após a desinfecção, a dureza dos dois materiais aumentou gradualmente através de 60 dias de armazenamento em água. Não havendo diferenças significativas dos valores de dureza após 60, 90 e 120 dias de armazenamento de água.

Os valores de microdureza dos corpos de prova imersos na solução de hipoclorito de sódio a 1% diminuiram de um ciclo para o outro quando comparados

com o valor inicial, mas esta diminuição não foi estatisticamente significativa, no entanto, quando comparamos nosso trabalho com os achados de Neppelenbroek et al. (2005) vemos que as resinas acrílicas Lucitone 550 e QC-20 imersas em hipoclorito de sódio a 1% apresentaram diminuição de microdureza significativa, Neppelenbroek et al. (2005) atribuiu o resultado a maior penetração do sódio da solução de hipoclorito nas resinas resultando no amolecimento das mesmas. Embora não tenhamos encontrado uma diferença estatisticamente significativa em nosso trabalho, nossos resultados são apoiados pelos resultados da autora, pois também encontramos uma diminuição da microdureza após os ciclos de imersão.

Nos resultados da solução de clorexidine a 0,12% pode-se observar que houve uma diminuição significativa dos valores médios de microdureza entre a avaliação inicial e o 30º ciclo, e após 30º - 90º ciclo houve uma diminuição, no entanto não é significativa, e esta se manteve após o 180º ciclo, permanecendo o valor inalterado. Diferença estatística significativa também foi encontrada entre a leitura inicial e a final, sendo comprovado que a solução de clorexidine a 0,12% ocasionou uma diminuição da microdureza deste material, fato ocorrido também no estudo realizado por Neppelenbroek et al. (2005) onde confirmou a hipótese de que a dureza das resinas acrílicas Lucitone 550 e QC-20, pode ser afetada quando imersas em soluções de digluconato de clorexidine a 4%, no entanto ela atribuiu esta diminuição à alta concentração de digluconato de clorexidine a 4%. Asad; Watkinson; Huggett (1992) observaram uma diminuição significativa da dureza das resinas Trevalon e D80 FC homopolymer termopolimerizável quando imersas em solução de digluconato de clorexidine a 0,5% por um período de 7 dias, e segundo os autores, esta alteração está relacionada com a absorção lenta do produto químico de desinfecção, ocorrendo uma mudança estrutural do polímero.

Na solução de Corega Tabs® pode-se observar que houve uma diminuição dos valores da microdureza entre a avaliação inicial e o 30º ciclo, sendo que após para as leituras subsequentes os valores permaneceram inalterados. No entanto esta diminuição foi significativa entre a leitura inicial e final após a aplicação do Teste de Tukey. A diminuição significativa da microdureza da resina acrílica após imersão em solução de Corega Tabs® é corroborado pelos achados de Devlin e Kaushik (2005), no entanto eles utilizaram soluções de limpeza com água quente e tablet de peróxido alcalino para a desinfecção de resinas acrílicas o que não é indicado pelos fabricantes, pois estes orientam a desinfecção com água morna e o experimento

com água morna não foi realizado pelos autores. No entanto, no estudo realizado por Neppelenbroek et al. (2005) foi confirmado a hipótese que a dureza das resinas acrílicas Lucitone 550 e QC-20, pode ser afetada quando imersas em soluções perborato de sódio a 3,78% (Amosan) e atribuiu o resultado à presença de óleos essenciais e aromáticos presentes na fórmula do Amosan (perborato de sódio) para melhorar a fragrância, estes óleos atuam sobre a superfície da resina com uma ação de solvência no acrílico e nas resinas termoplásticas.

Os valores de microdureza da resina termopolimerizável, em cada solução estudada, foram semelhantes entre si no intervalo entre o 30°- 90° ciclo de avaliação para as soluções de hipoclorito de sódio a 1%, clorexidine a 0,12% e Corega Tabs[®], ocorrendo uma pequena diminuição em relação ao valor de microdureza inicial, mas a água neste ciclo diferiu das demais tendo um leve aumento. Nos demais ciclos não ocorreram diferenças significativas entre as soluções de água (controle), hipoclorito de sódio a 1%, clorexidine a 0,12% e Corega Tabs[®], apresentando todas as soluções uma diminuição gradativa dos valores de microdureza nos ciclos 31°- 90° e 91° - 180°. Estes achados, suportados pelos resultados de Asad, Watkinson e Huggett (1993) que também observaram diminuição da dureza de resinas de próteses imersas em glutaraldeído alcalino a 2%, digluconato de clorexidine 0,05%, e soluções à base de álcool, que quando imersas por um período de até 24h, não apresentaram nenhuma mudança na base de resina em relação à microdureza e estabilidade dimensional, apresentaram alterações significativas nas próteses totais colocadas imersas nessas soluções por 7 dias. Por outro lado, foi constatada redução da dureza da superfície das bases de resina das próteses totais depois de dois a quatro procedimentos de desinfecção por um tempo de 10 minutos de imersão em digluconato de clorexidine a 4%, perborato de sódio 3,78%, ou de hipoclorito de sódio a 1%.

Ao analisarmos a resina autopolimerizável Bosworth imersa nas soluções de hipoclorito de sódio a 1%, clorexidine a 0,12% e Corega Tabs[®] verificou-se que os valores de microdureza foram menores na avaliação inicial e após os ciclos de imersão ocorreu um aumento gradativo da microdureza até o 90° ciclo. Após o último ciclo de imersão ocorreu uma diminuição dos valores de microdureza, sendo essa diminuição significativa somente para a imersão em solução de Corega Tabs[®]. Na água se pode verificar que houve um aumento gradativo da microdureza sendo constante ao longo do experimento. Observando os valores das leituras iniciais e

finais, após a realização de todos os ciclos de imersão percebemos que as imersões em soluções de hipoclorito de sódio a 1% e Corega Tabs® não houve diferença estatística significativa, no entanto na água e na solução de digluconato de clorexidine a 0,12% houve diferença devido ao aumento da microdureza. Estes resultados são semelhantes ao encontrado por Azevedo et al. (2006), que observaram aumento da dureza da resina Duraliner II (resina reembasadora autopolimerizável) em seus experimentos quando imersas em solução de digluconato de clorexidine a 4% e hipoclorito de sódio a 1% por 7 dias, relacionando os fenômenos ocorridos à maior polimerização e liberação de monômero residual presente na reação, o que pôde ter superado o efeito plastificante da absorção de água. Na mesma linha de raciocínio, Machado et al. (2009) descartam a hipótese de que desinfecção de próteses totais por perborato de sódio poderia causar mudanças nas propriedades de dureza da base da prótese e materiais reembasadores, isto porque o aumento da dureza observado para as resinas Kooliner e Duraliner II pode ter ocorrido devido a presença de uma quantidade de monômero residual durante os procedimentos de desinfecção. O monômero residual é conhecido por ser um plastificante que reduz o efeito das forças de intercadeias do polímero fazendo com que a deformação ocorra mais facilmente durante a aplicação da carga nos testes de dureza. Neste estudo, a desinfecção com perborato de sódio foi realizada a 50°C, portanto a temperatura da água utilizada para a desinfecção das resinas pode ter reforçado a polimerização adicional aumentando a liberação de monômero residual. Tendo como consequência, o aumento da dureza nas resinas Kooliner e Duraliner II. Machado et al. (2009) também relata que diferenças na composição dos materiais avaliados pode ter sido parcialmente responsável para esses achados. Pinto et al. (2010) também observaram uma diminuição da dureza da resina Jet e Tokuyama Rebase II quando imersa em hipoclorito de sódio a 5,25% e da resina Kooliner quando imersa em digluconato de clorexidine a 4%, onde atribuíram o resultado à ação plastificante que as soluções desinfetantes exercem, sugerindo uma alteração na estrutura química destas resinas quando expostas a ciclos de desinfecção repetidos.

Com relação ao aumento da dureza da resina autopolimerizável quando imersa em água verificada em nosso estudo, resultados diferentes foi encontrado por Pinto et al. (2010), onde verificou uma diminuição da dureza das resinas Jet, Kooliner e Tokuyama Rebase II quando imersas em água, onde atribuíram este

resultado à saturação desta resina pela água, o que resultou no amolecimento da superfície dessas resinas autopolimerizáveis, diminuindo assim os valores de sua dureza.

Analisando a rugosidade no grupo da resina termopolimerizável VipiCril observou-se que no grupo da água o valor inicial de rugosidade superficial foi maior quando comparado aos valores obtidos após os ciclos de imersão (30°, 90° e 180°). Após os ciclos de imersão, realizou-se um polimento final e este procedimento permitiu um leve aumento da rugosidade superficial. Nas soluções de hipoclorito de sódio a 1%, clorexidine a 0,12% e Corega Tabs® observou-se um aumento gradativo da rugosidade superficial após os ciclos de imersão, somente após o polimento final observou-se que houve uma diminuição significativa da rugosidade superficial, chegando a ser menor que os resultados apresentados na primeira leitura. Ao observar a leitura inicial e final (após a realização de todos os ciclos de imersão) se pode notar que somente a solução de Corega Tabs® não provocou um aumento da rugosidade superficial quando comparada com as outras soluções (hipoclorito de sódio a 1% e clorexidine a 0,12%) que obtiveram um aumento da rugosidade superficial, no entanto este aumento não foi superior a 0,2 µm, valor considerado prejudicial ao paciente devido a um maior acúmulo de placa e posterior formação de colônias bacterianas, teoria esta, proposta por Quirynen et al. (1990); Bollen, Lambrechts e Quirynen (1997). Azevedo et al. (2006) analisou a rugosidade da resina termopolimerizável Lucitone 550 quando imersa em solução de hipoclorito de sódio a 1%, solução de digluconato de clorexidine a 4% e água por 7 dias, não observando alterações na rugosidade superficial dos materiais testados. Sartori et al. (2006) avaliou a rugosidade superficial da resina termopolimerizável Veracril após a imersão em solução clorada 100 ppm (Aquatabs Família Bayer, Medentech Ltd, Wexford, Irlanda) por 24 h e também não observou alteração na rugosidade superficial do material testado. No entanto, Machado et al. (2009) ao avaliar a rugosidade superficial da resina termopolimerizável Lucitone 550 imersa em perborato de sódio (Corega Tabs®) verificou um aumento da rugosidade superficial do material e Machado et al. (2012) utilizando a resina Lucitone 550 observou que ao imergí-la em solução de digluconato de clorexidine a 4% também apresentou um aumento da rugosidade superficial.

Quando foi utilizada a resina autopolimerizável Bosworth, observou-se no grupo da água deionizada uma diminuição da rugosidade superficial. Este

fenômeno, corroborado pelo estudo realizado por Machado et al. (2012), observou-se também uma diminuição da rugosidade superficial de algumas resinas (Lucitone 550, Tokuyama Rebase II, Bosworth New Truliner, Ufi Gel Hard, Trusoft e Sofreliner), após a imersão em água (grupo controle) por 7 dias. Em nosso trabalho, a água foi o único líquido, entre as soluções de hipoclorito de sódio, a clorexidine e o Corega Tabs® que apresentou diminuição gradativa da rugosidade superficial dos corpos de prova, no entanto na solução de Corega Tabs® foi observado um aumento até o 90º ciclo e após foi observado uma diminuição da rugosidade superficial dos corpos de prova.

Nas imersões em soluções com hipoclorito de sódio a 1% verificou-se que os valores iniciais de rugosidade superficial da resina autopolimerizável. Ao analisar a leitura inicial e final (após a realização de todos os ciclos de imersão) notou-se que o aumento da rugosidade superficial foi irrelevante não tendo resultados significativos quando comparado com a leitura inicial, porém a leitura inicial de rugosidade foi considerada clinicamente prejudicial tendo um valor superior que 0,2 µm, valor este considerado limite para rugosidade de próteses utilizadas no meio bucal indo de encontro com os resultados encontrados por Azevedo et al. (2006) que observou a ausência de rugosidade superficial das resinas como Kooliner e Duraliner após a imersão em solução de hipoclorito de sódio a 1% e contraditórios com os resultados encontrados por Pinto et al. (2010) que em seu trabalho houve um aumento da rugosidade superficial da resina autopolimerizável Kooliner ao ser imersa em ciclos de solução de hipoclorito a 1%.

Observou-se também que os valores iniciais da rugosidade superficial do grupo da clorexidine a 0,12% se apresentaram elevados, após o 30º ciclo manteve o mesmo valor e após o 90º ciclo houve um aumento, mantendo o mesmo valor após o 180º ciclo embora não apresentando diferenças estatísticas entre eles. No entanto, o valor inicial de rugosidade superficial foi superior a 0,2 µm, valor este considerado limítrofe com relação à rugosidade quando consideramos a qualidade das bases acrílicas de próteses totais. Valores acima de 0,2 µm possibilitam maior adesão bacteriana nas bases destas próteses. Azevedo et al. (2006) ao verificar a rugosidade superficial das resinas Duraliner e Kooliner após a imersão em clorexidine a 4% por 7 dias não observou nenhuma alteração da rugosidade superficial do material estudado, fato baseado na ausência da substância química

fenol nas soluções desinfetantes, o que não provocaria dano a superfície de resinas acrílicas das próteses.

Pinto et al. (2010) observou diminuição da rugosidade superficial da resina Kooliner ao ser imersa em solução de clorexidine a 4% e Machado et al. (2012) observou um aumento da rugosidade superficial das resinas estudadas (Lucitone 550, Tokuyama Rebase II, Bosworth New Truliner, Ufi Gel Hard, Trusoft e Sofreliner) após a imersão em solução de clorexidine a 4% e atribuiu o resultado do aumento da rugosidade na resina New Truliner à fatores como a elevada relação pó / líquido do material, resultando em uma maior quantidade de moléculas de monômeros residuais na resina após sofrer polimerização na presença de um plastificante (di-n-butyl ftalato – 8%) na sua composição, sendo que este material não possui ligação cruzada, sendo assim a liberação de resíduos de monômero e um plastificante para o meio ocorre com um processo de difusão, sendo facilitada pela presença de maior quantidade de espaços disponíveis, e ao avaliar a resina Ufi Gel Hard, observou que não houve diferenças estatísticas significativas nas condições experimentais avaliada, com exceção do primeiro ciclo da clorexidine que houve um aumento significativo da rugosidade superficial, no entanto este aumento foi atribuído à polimerização dos materiais. Segundo Novais et al. (2009) a resina acrílica reembasadora autopolimerizável possui um maior teor de monômero residual em comparação com as resinas termopolimerizáveis, o que pode levar a mudanças nas propriedades físicas e mecânicas do material, teoria também defendida por Beech (1974) que já relacionava o conteúdo monomérico residual com as mudanças das propriedades das resinas acrílicas.

No grupo que utilizou a solução de Corega Tabs® para a imersão dos corpos de prova observamos que os valores iniciais da rugosidade superficial se apresentaram menores após o 30º ciclo e após o 90º ciclo e após o último ciclo de imersão, a rugosidade destes corpos de prova retornaram a condição inicial. O polimento dos corpos de prova após o experimento nos mostrou uma melhora significativa nos parâmetros de rugosidade sendo de fundamental importância para a redução da adesividade bacteriana em pacientes que fazem uso diário destas soluções desinfetantes. Os nossos resultados são suportados pelos resultados de Pavarina et al. (2003) onde também não se verificou alteração da rugosidade superficial de resinas autopolimerizáveis imersas em solução de perborato de sódio.

7 CONCLUSÃO

Após a análise dos resultados podemos concluir que:

1. Nos corpos de prova confeccionados com a resina Vipi Cril[®], dos agentes químicos testados somente a de hipoclorito 1% diluído em água deionizada não interferiu na microdureza e todos promoveram alteração da rugosidade superficial;
2. Nos corpos de prova confeccionados com a resina Bosworth[®], os agentes químicos testados promoveram alteração na microdureza e diminuição da rugosidade superficial;
3. O polimento final após os testes colaborou para melhorar as características mecânicas do material.

REFERÊNCIAS

ANDRADE, I. M. et al. Effect of Chlorhexidine on Denture Biofilm Accumulation. **Journal of Prosthodontics**, v. 21, p. 2-6, 2012.

ASAD, T.; WATKINSON, A.C.; HUGGETT, R. The effects of various disinfectant solutions on the surface hardness of an acrylic resin denture base material. **The international Journal of Prosthodontics**, v. 6, p. 9–12, 1993.

ASSUNÇÃO, W. G. et al. Effect of storage in artificial saliva and thermal cycling on Knoop hardness of resin denture teeth. **Journal of Prosthodontic Research**, v. 54, p.123–127, 2010.

AZEVEDO, A. et al. Effect of disinfectants on the hardness and roughness of reline acrylic resins. **Journal of Prosthodontics**, v. 15, n. 4, p. 235-242, July/Aug. 2006.

BAHRANI, F. et al. Comparison of hardness and surface roughness of two denture bases polymerized by different methods. **World Journal of Dentistry**, n. 3, v. 2, p. 171-175, Apr./June. 2012.

BARNABÉ, W. et al. Efficacy of sodium hypochlorite and coconut soap used as disinfecting agents in the reduction of denture stomatitis, *Streptococcus mutans* and *Candida albicans*. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 31, p. 453–459, 2004.

BEECH, D.R. Molecular weight distribution of denture base acrylic. **Journal of Dentistry**, v. 3, n. 19, 1974.

BELL, J. A. et al. The effectiveness of two disinfectants on denture base acrylic resin with an organic load. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 61, n. 5, 1989.

BOLLEN; LAMBRECHTS; QUIRYNEN. Comparison of surface roughness of oral roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature. **Dental Materials**, v. 13, p. 258-269, July. 1997.

BRAUN, K. O. et al. Surface texture and some properties of acrylic resins submitted to chemical polishing. **Journal Oral Rehabilitation**, v. 30, p. 91-98, 2003.

BUDTZ - JORGENSEN, E. Materials and methods for cleaning dentures. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 42, n. 6, 1979.

CAMPANHA, N. H. et al. Effect of microwave sterilization and water storage on the Vickers hardness of acrylic resin denture teeth. **The Journal Prosthetic Dentistry**, v. 93, p. 483–487, 2005.

CHAU, V. B. et al. In-depth disinfection of acrylic resins. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v.74, p. 309-313, 1995.

CONSANI, R. L. X. et al. Effect of Microwave Disinfection on Physical and Mechanical Properties of Acrylic Resins. **Brazilian Dental Journal**, n. 19, v. 4, p 348-353, 2008.

DAVI, L. R. et al. Effect of Denture Cleansers on Metal Ion Release and Surface Roughness of Denture Base Materials. **Brazilian Dental Journal**, v. 23, n. 4, p. 387-393, 2012.

DEVLIN, H.; KAUSHIK, P. The Effect of Water Absorption on Acrylic Surface Properties. **Journal of Prosthodontics**, v. 14, n. 4, p 233-238, Dec. 2005.

EVREN, B.A. et al. The association between socioeconomic status, oral hygiene practice, denture stomatitis and oral status in elderly people living different residential homes. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 53 p. 252–257, 2011.

FARINA, A. P. et al. Evaluation of Vickers hardness of different types of acrylic denture base resins with and without glass fibre reinforcement . **Gerodontology**, n. 29, p. e155–e160, 2012.

GOIATO M. C. et al. Effect of accelerated aging on the microhardness and color stability of flexible resins for dentures. **Brazilian Oral Research**, v. 24, n. 1, p. 114-9, 2010.

GONÇALVES, A. R. et al. Linear dimensional changes of denture base and hard chair-side reline resins after disinfection. **Journal of Applied Polymer Science**, v. 102, p. 1821–1826, 2006.

HIRAIISHI, N. et al. Chlorhexidine release and water sorption characteristics of chlorhexidine-incorporated hydrophobic/hydrophilic resins. **Dental Materials**, n. 24, v.10, p.1391-9, 2008.

IMIRZALIOGLU, P. et al. Color stability of denture acrylic resins and a soft lining material against tea, coffee, and nicotine. **Journal of Prosthodontics**, v. 19, p. 118–124, 2010.

JOSE, A. et al. Reducing the Incidence of Denture Stomatitis: Are Denture Cleansers Sufficient? **Journal of Prosthodontics**, v. 19, p. 252–257, 2010.

KULAK-OZKAN, Y.; KAZAZOGLU, E.; ARIKAN, A. Oral hygiene habits, denture cleanliness, presence of yeasts and stomatitis in elderly people. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 29, p. 300-304, 2002.

MA, T.; JOHNSON, G. H.; GORDON, G. E. Effects of chemical disinfectants on the surface characteristics and color of denture resins. **The Journal of Prosthetics Dentistry**, v. 77, p. 197-204, 1997.

MACHADO, A. L. et al. Hardness and surface roughness of reline and denture base acrylic resins after repeated disinfection procedures. **The Journal of Prosthetics Dentistry**, v. 102, p. 115-122, 2009.

MACHADO, A. L. et al. Surface roughness of denture base and reline materials after disinfection by immersion in chlorhexidine or microwave irradiation. **Gerodontology**, v. 29, p. e375–e382, 2012.

MANTRI, S. S.; PARKHEDKAR, R. D.; MANTRI, S. P. Candida colonisation and the efficacy of chlorhexidine gluconate on soft silicone-lined dentures of diabetic and nondiabetic patients. **Gerodontology**, p. 1-8, 2012.

MCDONNELL, G., RUSSELL, A. D. Antiseptics and disinfectants: Activity, action, and resistance. **Clinical Microbiology Reviews**, n. 12, v. 1, p.147-79, 1999.

MIAN, H. et al. Shear bond strength of acrylic teeth to heat-curing denture base resin under different disinfectant methods. **International Journal Odontostomatology**, v. 7, n. 1, p. 99-105, 2013.

MIMA, E. G. O. et al. Effect of Different Exposure Times on Microwave Irradiation on the Disinfection of a Hard Chairside Reline Resin. **Journal of Prosthodontics**, v. 17, p. 312–317, 2008.

NEPPELENBROEK, K. H. et al. Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. **The Journal of Prosthetics Dentistry**, v. 93, p. 171-6, 2005.

NOVAIS, P.M.R. et al. The occurrence of porosity in reline acrylic resins. Effect of microwave disinfection. **Gerodontology**, v. 26, p. 65–71, 2009.

PARANHOS, H. F. O. et al. Effects of mechanical and chemical methods on denture biofilm accumulation. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 34, p. 606–612, 2007.

PAVAN, S. et al. Effect of microwave treatments on dimensional accuracy of maxillary acrylic resin denture base. **Brazilian Dental Journal**, v. 16, n. 2, p. 119-123, 2005.

PAVAN, S. et al. Effect of disinfection treatments on the hardness of soft denture liner materials. **Journal of Prosthodontics**, v. 16, n. 2, p.101-106, Mar/Apr. 2007.

PAVARINA, A. C. et al. The effect of disinfectant solutions on the hardness of acrylic resin denture teeth. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 30, p. 749–752, 2003.

PAVARINA, A. C. et al. An infection control protocol: effectiveness of immersion solutions to reduce the microbial growth on dental prostheses. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 30; p. 532–536, 2003.

PEREIRA, S. M. B. et al. Thermocycling effect on microhardness of laboratory composite resins. **Brazilian Journal of Oral Sciences**, v. 6, n. 22, p. 1372-1375, 2007.

PINTO, T. M. S. et al. Vinegar as an antimicrobial agent for control of *Cândida spp* In complete denture wearers. **Journal of Applied Oral Science**, v. 16, n. 6, p. 385-390, 2008.

PINTO, L. R. et al. Effect of repeated cycles of chemical disinfection on the roughness and hardness of hard reline acrylic resins. **Gerodontology**, v. 27, p. 147–153, 2010.

POSKUS, L. T.; PLACIDO, E.; CARDOSO, P. E. C. Influence of placement techniques on Vickers and Knoop hardness of class II composite resin restorations. **Dental Materials**, v. 20, p. 726–732, 2004.

QUIRYNEN, M. et al. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. **Journal Clinical Periodontology**, v. 17, p. 138–144, 1990.

RAHAL, J. S. et al. Influence of chemical and mechanical polishing on water sorption and solubility of denture base acrylic resins. **Brazilian Dental Journal**, v. 15, n. 3, p. 225-230, 2004.

REGIS, R. R. R. et al. Effects of ethanol on the surface and bulk properties of a microwave-processed PMMA denture base resin. **Journal of Prosthodontics**, v. 18, p. 489–495, 2009.

REIS, L. et al. Use of 0.25% and 0.025% peracetic acid as disinfectant agent for chemically activated acrylic resin: an in vitro study. **Revista Gaúcha Odontológica**, v. 60, n. 3, p. 315-320, 2012.

RIZZATTI-BARBOSA, C. M. Surface roughness of acrylic resins processed by microwave energy and polished by mechanical and chemical process. **Brazilian Journal of Oral Sciences**, n. 16, v. 5, p. 977-981, 2006.

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. **Journal of Prosthodontics**, v. 18, p. 503–506, 2009.

RIZZATTI-BARBOSA, C. M.; CURY, A. A. D. B.; GARCIA, R. C. M. The use of microwave energy in dental prosthesis. **Advances in induction and microwave heating of mineral and organic materials**, v. 19, p. 423-458, 2011. Disponível em: <www.intechopen.com.> Acesso: 24 jul.2013.

RUDD, R. W. et al. Sterilization of complete dentures with sodium hipoclorite. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 51, n. 3, Mar. 1984.

SARTORI, E. A. et al. Effect of microwave disinfection on denture base adaptation and resin surface roughness. **Brazilian Dental Journal**, v. 17, n. 3, p. 195-200, 2006.

SARTORI E. A. et al., Cumulative effect of disinfection procedures on microhardness and tridimensional stability of a poly (methyl methacrylate) denture base resin. **Wiley Inter Science**, 27 December 2007. Disponível em: <www.interscience.wiley.com.> Acesso em: 20 jun. 2012.

SENNA, P. M. et al. Influence of immersion time of denture cleansers on the surface roughness of resilient denture liners. **Revista Odonto Ciência**, n. 26, v.1, p. 35-39, 2011.

SETLOW, P. Spores of bacillus subtilis: their resistance to and killing by radiation, heat and chemicals. **Journal of Applied Microbiology**, v. 101, p. 514–525, 2006.

SHEN, C.; JAVID, N. S.; COLAIZZI, F.A. The effect of glutaraldehyde base disinfectants on denture base resins. **The Journal Prosthetics. Dentistry**, v. 61, p. 583-589, 1989.

SILVA, F. C. et al. Effectiveness of six different disinfectants on removing five microbial species and effects on the topographic characteristics of acrylic resin. **Journal of Prosthodontics**, v. 17, p. 627–633, 2008.

STOPIGLIA, C. D. O. et al. Microbiological evaluation of peracetic acid for disinfection of acrylic resins. **Revista Odonto Ciência**, n.26, v.3, p.238-241, 2011.

VON FRAUNHOFER J.A.; SUCHATLAMPONG, C. The surface characteristics of denture base polymers. **Journal of Dentistry**, v. 3, n. 105, 1975.

WEBB, B. C. et al. Effectiveness of two methods of denture sterilization. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 25, p. 416-423, 1998.

YILDIRIM, M.S. et al. Adherence of candida albicans to glow-discharge modified acrylic denture base polymers. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 32, p. 518–525, 2005.