UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE BAURU

FLORA FREITAS FERNADES TÁVORA

**Efeito de sucessivos ciclos de desinfecção por microondas sobre a
microdureza e rugosidade superficial de diferentes bases de
próteses totais. Estudo longitudinal.**

BAURU
2007

FLORA FREITAS FERNADES TÁVORA

**Efeito de sucessivos ciclos de desinfecção por microondas sobre a
microdureza e rugosidade superficial de diferentes bases de
próteses totais. Estudo longitudinal.**

Dissertação apresentada à Faculdade de
Odontologia de Bauru da Universidade de São
Paulo para a obtenção do título de Mestre em
Odontologia

Área de Concentração: Reabilitação Oral.

Orientador: Prof. Dr. Vinícius Carvalho Porto

BAURU
2007

Távora, Flora Freitas Fernandes

T198e Efeito de sucessivos ciclos de desinfecção por microondas sobre a microdureza e rugosidade superficial de diferentes bases de próteses totais. Estudo longitudinal. / Flora Freitas Fernandes Távora. -- Bauru, 2007.
148 p.: il.; 30cm

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

Orientador: Prof. Dr. Vinícius Carvalho Porto

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

Assinatura

DADOS CURRICULARES

FLORA FREITAS FERNANDES TÁVORA

Nascimento	18/05/1979 Fortaleza – Ceará
Filiação	José Francisco Alves Fernandes Távora Leonice Freitas Fernandes Távora
1997 – 2002	Graduação em Odontologia pela Fundação Edson Queiroz – Universidade de Fortaleza (UNIFOR)
1988	Monitoria na Disciplina de Anatomia Geral da Universidade de Fortaleza (UNIFOR)
2000-2002	Estágio clínico junto à Disciplina de Prótese Parcial Removível da Universidade de Fortaleza (UNIFOR)
2001-2002	Estágio clínico junto à Disciplina de Prótese Parcial Fixa da Universidade de Fortaleza (UNIFOR)
2002-2004	Especialização em Prótese Dentária pela Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo
2003	Estágio junto ao Departamento de Prótese da Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo
2003-2004	Aperfeiçoamento em Implante Odontológico - Parte Protética, pelo Instituto de Ensino Odontológico (IEO)
2005-2007	Pós Graduação em Reabilitação Oral em nível de Mestrado pela Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo (FOB-USP)

“Faça o melhor que puder, e faça-o de acordo com seu padrão interior próprio (ou consciência se assim preferir), não para o conhecimento e avaliação de seus atos pela sociedade. “Fazer o melhor” é apenas uma frase de poucas palavras, mas significa que, em todas as ocasiões de nossa vida diária, precisamos manter nossa mente sob controle, para mais tarde não nos arrependermos de nossos erros, mesmo que os outros nada saibam a respeito. Agindo assim, estaremos fazendo o melhor.”

Dalai-Lama

Dedicatória

Aos meus pais, José e Leonice.

Pai, obrigada por ser meu exemplo de força, segurança, inteligência e por ter sempre me mostrado que existem inúmeras coisas a serem aprendidas fora a Odontologia. Te amo muito!

Mãe, obrigada por ser essa mulher sensível, pura, inteligente e por estar sempre presente em todos os momentos da minha vida! Obrigada por ter acreditado em mim e incentivado para que eu seguisse em frente!! Você não é simplesmente minha mãe, é minha melhor amiga! Te amo muito!

À minha irmã Bia.

Irmã, obrigada por tudo! Sem a sua ajuda essa caminhada em Bauru não teria sido possível! Você é a responsável pelo começo de tudo! A você minha eterna gratidão! Te amo!

“Devemos ter feito algo de muito grave, para sentirmos tanta saudade...”

Trancar o dedo numa porta dói.

Bater com o queixo no chão dói.

Torcer o tornozelo dói.

Um tapa, um soco, pontapé, doem.

Dói bater a cabeça na quina da mesa, dói morder a língua, dói cólica, cárie e pedra no rim.

Mas, o que mais dói é a saudade.

Saudade de um irmão que mora longe.

Saudade do pai que morreu, do amigo imaginário que nunca existiu.

Saudade de uma cidade.

Saudade da gente mesmo, que o tempo não perdoa.

Doem essas saudades todas.

Mas a saudade mais dolorida é a saudade de quem se ama.

Saudade da presença, e até da ausência consentida.

Não saber o que fazer com os dias que ficaram mais compridos, não saber como encontrar tarefas que lhe cessem o pensamento, não saber como frear as lágrimas diante de uma música, não saber como vencer a dor de um silêncio que nada preenche.”

Agradecimento Especial

A Deus, por ter me dado força e saúde para atingir meus objetivos. O senhor esteve presente nos momentos mais difíceis, sempre me acompanhando e me indicando o melhor caminho;

*“Quando tiver em dificuldades
E pensar em desistir,
Lembre-se dos obstáculos
Que já superou: Olhe para trás
Se tropeçar e cair
Levante-se
Não fique prostrado
Esqueça o passado: Olhe para frente
Ao sentir-se orgulhoso, por alguma realização pessoal,
Sonde suas motivações: Olhe para dentro
Antes que o egoísmo o domine,
Enquanto seu coração é sensível,
Socorra aos que os cercam: Olhe para os lados
Na escalada rumo às altas posições. No afã de concretizar seus sonhos,
Observe se não está pisando
Em alguém: Olhe para baixo
Em todos os momentos da vida, seja qual for sua atividade
Busque a aprovação de Deus: Olhe para cima
Nunca se afaste de seus sonhos
Pois se eles se forem,
Você continuará vivendo, mas terá deixado de existir.”*

“Tudo na vida é propriedade do Todo-Poderoso. De nós mesmos, apenas dispomos da própria alma, que nos compete aprimorar para a vida eterna”.

(Emmanuel)

À minha querida avó **Leozanira**, por ser essa pessoa tão meiga e tão forte ao mesmo tempo! Você é um exemplo de pessoa que leva a vida de uma maneira deliciosamente leve! Te amo muito!

Aos meus irmãos **Bia, Davi e Levi**, obrigada pela família unida que somos! Além de irmãos vocês são meus melhores amigos! Amo vocês!

Aos meus pais, Leonice e José, por serem pessoas tão especiais e únicas!

*“Nasceste no lar que precisavas,
Vestiste o corpo físico que merecias,
Moras onde melhor Deus te proporcionou,
De acordo com teu adiantamento.
Possuis os recursos financeiros coerentes
Com as tuas necessidades, nem mais,
nem menos, mas o justo para as tuas lutas terrenas.
Teu ambiente de trabalho é o que elegeste
espontaneamente para a tua realização.
Teus parentes, amigos são as almas que atraíste,
com tua própria afinidade.
Portanto, teu destino está constantemente sob teu controle.
Tu escolhes, recolhes, eleges, atraís,
buscas, expulsas, modificas tudo aquilo
que te rodeia a existência.
Teus pensamentos e vontade são a chave de teus atos e atitudes...
São as fontes de atração e repulsão na tua jornada vivência
Não reclames nem te faças de vítima.
Antes de tudo, analisa e observa.
A mudança está em tuas mãos.
Reprograma tua meta,
Busca o bem e viverás melhor.
Embora ninguém possa voltar atrás e
fazer um novo começo,
Qualquer Um pode Começar agora e fazer um Novo Fim.”*
(Chico Xavier)

Ao **Prof. Dr. Vinícius Carvalho Porto**, meu orientador. Quero te agradecer pela atenção dedicada desde o primeiro momento em que cheguei a Bauru. Você despertou em mim o interesse pela pesquisa e, além disso, me mostrou o verdadeiro sentido de ser professor! Com sua atenção, disponibilidade e espírito inovador conquista o carinho de todos os alunos! Tenho certeza de que você está no caminho certo e que ainda colherá muitos frutos! Tudo o que você já conquistou até agora é um pequeno começo da carreira brilhante que você ainda traçará! Sinto-me orgulhosa por poder ajudar um pouco nesse processo! Além do mais, tomo a liberdade de dizer que ganhei um amigo em Bauru, e por isso te agradeço também pelos agradáveis momentos compartilhados entre conversas sobre a dissertação! A você a minha gratidão e admiração!

Agradecimentos

Ao **Prof. Dr. Ricardo Marins de Carvalho**, pela disposição em ajudar e pelos ensinamentos transmitidos.

Aos professores do Departamento de Prótese Dentária da FOB-USP, **Prof. Dr. Accácio Lins do Vale**, **Prof. Dr. Gerson Bonfante**, **Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro**, **Prof. Dr. José Henrique Rubo**, **Prof. Dr. Milton Carlos Salvador**, **Prof. Dr. Carlos dos Reis Pereira de Araújo**, **Prof. Dr. Paulo Martins Ferreira**, **Prof. Dr. Paulo César Rodrigues Conti**, **Prof. Dr. Pedro César Garcia de Oliveira**, **Prof. Dr. Wellington Cardoso Bonachela**, por todos os ensinamentos transmitidos e pela contribuição no meu processo de aprendizado.

*“Aprendi que se aprende errando
Que crescer não significa fazer aniversário
Que silêncio é a melhor resposta, quando se houve uma bobagem
Que amigos a gente conquista mostrando o que somos
Que os verdadeiros amigos sempre ficam com você até o fim
Que a maldade se esconde atrás de uma bela face
Que não se espera a felicidade chegar, mas se procura por ela
Que quando penso saber de tudo ainda não aprendi nada
Que amar significa se dar por inteiro
Que ouvir uma palavra de carinho faz bem à saúde
Que sonhar é preciso
Que julgamento alheio não é importante
O que realmente importa é a paz interior
E finalmente, aprendi que não se pode morrer, para se aprender a viver
Aprendi que diplomas na parede não me fazem mais respeitável ou mais sábio.”*
(Charles Chaplin)

Ao **Prof. Dr. José Roberto Lauris** pela colaboração na análise estatística desse trabalho e por estar sempre solícito ao esclarecimento das dúvidas.

À **Prof. Dra. Ana Paula Campanelli**, do Departamento de Microbiologia da FOB-USP, por toda atenção e colaboração para a realização deste trabalho.

Aos alunos de graduação **Guilherme e Larissa** e ao aluno de pós-graduação **Emílio**, por toda ajuda e compreensão. Vocês foram fundamentais para a realização desse trabalho.

Aos amigos que aqui fiz, **Fabiana, Dafna Geller, Angélica, Ronan, Vivi e Ismar** pela amizade e companheirismo durante todo o curso.

Às minhas grandes amigas de Fortaleza, **Karine Dantas, Fabíola, Renata Maia, Sarah, Danielle Moura e Roberta**. Obrigada pela amizade verdadeira e pelo incentivo para que realizasse meu sonho! Nossa amizade nunca mudou, apesar da distância! Amo vocês!

Aos meus amigos de curso **Ana Paula, Dudu, Luciana, Gabi, Rafael, Adriana, Daniel Bayardo, Valéria, Fernando, Paola, Daniel Castro, Buda, Romão e Thiago**, pela troca de conhecimento, experiência e convívio.

Agradeço especialmente à **Lu**, pelo apoio para o desenvolvimento deste trabalho.

Aos amigos do curso de Doutorado, **Andréa e Márcio** pela atenção e carinho.

Em especial, gostaria de agradecer aos meus queridos amigos de turma **Dudu, Romão e Buda**, por terem tornado o dia a dia na clínica tão prazeroso! Obrigada pelas risadas e pelo convívio maravilhoso! Adoro vocês! Buda, te agradeço ainda pela ajuda fundamental para a finalização desse trabalho! Sua prestatividade foi essencial.

*“Se seguirmos o exemplo do vôo dos gansos.
Se nos mantivermos um ao lado do outro apoiando-nos e acompanhando-nos
Se tornarmos realidade o espírito de equipe
Se apesar das diferenças pudermos formar um grupo humano para enfrentar todo tipo
de situação
Se entendermos o verdadeiro valor da amizade
Se formos conscientes do sentimento de compartilhar
A vida será mais simples e o vôo dos anos mais prazeroso.”*

Aos amigos de Fortaleza, **Fernando, Clá, Aline e Delano**. Obrigada por fazerem parte da minha vida aqui em Bauru. Com vocês compartilhei meus momentos mais especiais!

Em especial às minhas amigas **Ana Paula, Renata Louro e Valéria Simões**, que estiveram presentes nos momentos bons e ruins, vocês foram muito importantes nessa caminhada.

À minha grande amiga **Renata Cordeiro**. Nossa afinidade foi evidente logo que nos conhecemos. Obrigada pelos momentos maravilhosos que passamos juntas! Você é uma pessoa especial e quero ter o privilégio da sua convivência sempre! Te amo!

*Felizes os que possuem amigos...
Aqueles que os têm sem pedir!
Amigo não se pede, não se compra, nem se vende!
Amigo a gente sente!”*

À minha amiga-irmã **Gabi!** Amiga, você é uma pessoa especial que Deus colocou na minha vida, para que eu pudesse experimentar o verdadeiro sentido de uma amizade. Os momentos que compartilhamos durante esses 4 anos de convivência em Bauru ficarão guardados para sempre em minha memória! Você é uma daquelas raras amigas que aparecem como um presente em nossa vida! Te amo!

"O valor das coisas não está no tempo em que elas duram, mas na intensidade com que elas acontecem..."

Por isso existem momentos inesquecíveis, coisas inexplicáveis e pessoas incomparáveis..."

(Fernando Pessoa)

Agradecimentos Institucionais

À **CAPES e à FAPESP**, pelo auxílio financeiro concedido para a realização deste trabalho.

Às funcionárias da pós-graduação, **Giane, Letícia e Meg**.

Aos Funcionários da Biblioteca, **Valéria, Rita, Vera, Cybelle, César e Ademir**, pela disponibilidade de sempre.

Aos Funcionários do departamento de Prótese da FOB, **Déborah, Valquíria, Cláudia, Marcelo e Reivanildo**. Obrigada pela convivência prazerosa.

Às Funcionárias da clínica de pós-graduação, **Hebe e Cleusa**. Obrigada pela amizade e pela prestatividade.

Ao **Departamento de Bioquímica da FOB-USP**, representado pela **Profa. Dra. Marília Rabelo Buzalaf**, e ao **Centro Integrado de Pesquisa da FOB-USP**, representado pelo **Prof. Dr. Vinícius Carvalho Porto**, pelo empréstimo dos equipamentos para a realização deste trabalho.

Aos funcionários **Ovídio e Telma** (Departamento de Bioquímica), **André e Cláudia** (Departamento de Microbiologia), que zelaram de forma atenciosa para a realização deste trabalho e contribuíram com todo suporte técnico.

À **Faculdade de Odontologia de Bauru da Universidade de São Paulo**, na pessoa do seu Diretor, **Prof. Dr. Luiz Fernando Pegoraro**, pela formação de uma comunidade cujo objetivo comum é a excelência.

“Aprendi que um homem só tem direito de olhar um outro de cima para baixo para ajudá-lo a levantar-se...”

Aprendi que todo mundo que vive no cume da montanha, não sabe que a verdadeira felicidade está na forma de subir a escarpa”.

(Gabriel Garcia Marques)

RESUMO

Efeito de sucessivos ciclos de desinfecção por microondas sobre a microdureza e rugosidade superficial de diferentes bases de próteses totais. Estudo longitudinal.

O objetivo desse estudo foi investigar longitudinalmente, o efeito de sucessivos ciclos de desinfecção sobre as propriedades de microdureza e rugosidade superficial de 4 diferentes resinas acrílicas. Foram confeccionados 200 corpos de prova, utilizando um material para base de dentaduras (Lucitone 550) e três materiais rígidos para reembasamento (Jet, Kooliner e Tokuyama Rebase II Fast), os quais foram divididos, para cada resina, em cinco grupos: imersos em água (controle) e submetidos à irradiação por microondas em quatro combinações diferentes de potência-tempo. Esses grupos foram avaliados em relação à rugosidade superficial (R_a - μm) e microdureza Knoop (KHN) em um período anterior às desinfecções e após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção. Os dados foram submetidos à análise de variância, seguida por teste de Tukey a 5%. As principais alterações nos valores de microdureza (diminuição) e rugosidade superficial (aumento) ocorreram após 30 ciclos de desinfecção em microondas. Após esse período existiu uma tendência para a estabilização dos valores dessas propriedades, mesmo quando ciclos adicionais (90 e 180 ciclos) foram realizados. Os tratamentos empregados para os diferentes grupos experimentais (diferentes combinações de potência-tempo) não foram os principais fatores que tiveram influência sobre a propriedade de microdureza. É provável que a redução dos valores de microdureza tenha sido mais dependente da sorção de água do que da energia de microondas por si só. O principal efeito sobre a microdureza através da irradiação por microondas parece ser o efeito da água. A exposição da prótese a fluidos como água e saliva é uma condição que não pode ser evitada. Esse comportamento não foi observado para a rugosidade superficial. Os tratamentos empregados para os diferentes grupos experimentais (diferentes combinações de potência-tempo) tiveram influência sobre a propriedade de rugosidade superficial. De maneira geral observou-se que os valores de rugosidade superficial dos espécimes somente imersos em água foram menores do que os valores dos espécimes irradiados. Apesar da rugosidade de alguns espécimes ter ficado acima de 0.2 μm , isso não parece contra-indicar a desinfecção por microondas. As técnicas convencionais de

acabamento e polimento aplicadas para as outras superfícies dificilmente atingem níveis de rugosidade superficial inferiores a 0,2 μm . Dessa maneira parece ser prudente a afirmação de que a desinfecção através da energia de microondas pode ser utilizada para a desinfecção de próteses.

Palavras-chave: Resinas acrílicas. Desinfecção

ABSTRACT

Effect of successive microwave disinfection cycles on the hardness and roughness of different denture base resins. A longitudinal study

The objective of this study was to investigate the longitudinal effect of microwave disinfection on the hardness and roughness of one heat-polymerizing denture base acrylic resin and three hard chairside resins. A total of 200 specimens were fabricated using one denture base material (Lucitone 550; n=50) and three hard chairside reliners (Jet; n=50, Kooliner; n=50, Tokuyama Rebase II Fast; n=50), which were immersed in water (control), and submitted to microwave disinfection at four different arrangements of power and time. These specimens were tested for knoop hardness (KHN) and roughness (Ra- μm) for different times (before disinfection, after 30, 90 and 180 disinfection cycles). Data were analyzed by Variance Analysis which was followed by the Turkey's test at a level of 5%. The principal alterations on hardness (reduction) and on roughness (elevation) occurred after 30 disinfection cycles. Both of the properties remained stable after this period, even after 90 and 180 disinfection cycles. The different arrangements of power and time carried out for the experimental groups did not have influence on hardness. It is possible that this property was more affected from water sorption than microwave energy only. During its clinical use, the denture is exposed to water and saliva and it seems that this condition cannot be prevented. This fact was not observed for roughness. The different arrangements of power and time carried out for the experimental groups had influence on roughness. It was observed that the control group had lower roughness values when compared to the experimental groups. The roughness values of some specimens were greater than 0.2 μm . However, this fact does not compromise the indication of microwave disinfection. The finishing and polishing techniques commonly used for the other surfaces of the denture do not get roughness values below 0.2 μm . Therefore, it is very likely that microwave disinfection could be recommended for the disinfection of dentures.

Keywords: Acrylic resins. Disinfection

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

FIGURAS

Figura 1	Matriz de polietileno	73
Figura 2	Silicona no interior da matriz de polietileno	73
Figura 3	Prensagem do padrão de silicone	73
Figura 4	Prensagem do padrão de silicone.	74
Figura 5	Padrão de silicone pronto para ser incluído em mufla	74
Figura 6	Parte inferior da mufla isolada com vaselina	75
Figura 7	Parte inferior da mufla preenchida com gesso.	75
Figura 8	Posicionamento dos padrões de silicone sobre o gesso.	75
Figura 9	Fixação dos padrões de silicone à mufla.	75
Figura 10	Padrões de silicone fixados à mufla	75
Figura 11	Preenchimento da contra mufla com gesso	75
Figura 12	Muflas posicionadas na prensa	75
Figura 13	Abertura da mufla para remoção dos padrões de silicone	75
Figura 14	Exame das cavidades quanto à lisura.	76
Figura 15	Inserção da resina em fase plástica.	76
Figura 16	Mufla sob a prensa	76
Figura 17	Muflas fixadas às prensas de aço inoxidável.	77
Figura 18	Muflas imersas em água no interior da polimerizadora microprocessada digital.	77
Figura 19	Demuflagem dos corpos de prova em resina.	78
Figura 20	Parte inferior da mufla isolada com vaselina.	79
Figura 21	Parte inferior da mufla preenchida com gesso	79
Figura 22	Camada de vaselina sobre o gesso	79
Figura 23	Fixação dos padrões de silicone à mufla	80
Figura 24	Padrões de silicone fixados à mufla	80
Figura 25	Preenchimento da contra mufla com gesso.	80
Figura 26	Muflas posicionadas na prensa	80

Figura 27	Abertura da mufla	80
Figura 28	Obtenção do espaço para a matriz de silicona.	80
Figura 29	Ambas as partes receberam uma camada de vaselina	81
Figura 30	Posicionamento dos espécimes de resina sobre o gesso.	81
Figura 31	Preenchimento com silicona	81
Figura 32	Mufla sob a prensa	81
Figura 33	Após a abertura da mufla.	81
Figura 34	Após remoção dos excessos da matriz, mostrando-a em posição.	82
Figura 35	Matriz de silicona.	82
Figura 36	Após a abertura da mufla	82
Figura 37	Politriz metalográfica.	84
Figura 38	Corpo de prova após o polimento	84
Figura 39	Marcação do corpo de prova.	85
Figura 40	Quadrante 3 devidamente numerado.	85
Figura 41	Corpos de prova imersos em água deionizada	86
Figura 42	Rugosímetro	86
Figura 43	Microdurômetro	88
Figura 44	Imagem de uma compressão realizada para avaliação de microdureza em aumento de 10X	88
Figura 45	Microondas	90

GRÁFICOS

Gráfico 1	Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Jet analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	96
Gráfico 2	Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Jet analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	97
Gráfico 3	Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Lucitone 550 analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	98
Gráfico 4	Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Lucitone 550 analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	99
Gráfico 5	Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Kooliner analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	101
Gráfico 6	Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Kooliner analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	102
Gráfico 7	Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Tokuyama analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	103
Gráfico 8	Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Tokuyama analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	104

Gráfico 9	Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Jet analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	106
Gráfico 10	Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Jet analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	107
Gráfico 11	Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Lucitone 550 analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	108
Gráfico 12	Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Lucitone 550 analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	109
Gráfico 13	Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Kooliner analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	111
Gráfico 14	Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Kooliner analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	112
Gráfico 15	Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Tokuyama analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	113
Gráfico 16	Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Tokuyama analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção	114

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Média e desvio padrão dos resultados de microdureza de todos os grupos da resina Jet nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	95
Tabela 2	Média e desvio padrão dos resultados de microdureza de todos os grupos da resina Lucitone 550 nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	98
Tabela 3	Média e desvio padrão dos resultados de microdureza de todos os grupos da resina Kooliner nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	100
Tabela 4	Média e desvio padrão dos resultados de microdureza de todos os grupos da resina Tokuyama nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	103
Tabela 5	Média e desvio padrão dos resultados de rugosidade superficial (μm) de todos os grupos da resina Jet nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	106
Tabela 6	Média e desvio padrão dos resultados de rugosidade superficial (μm) de todos os grupos da resina Lucitone 550 nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	108
Tabela 7	Média e desvio padrão dos resultados de rugosidade superficial (μm) de todos os grupos da resina Kooliner nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	110
Tabela 8	Média e desvio padrão dos resultados de rugosidade superficial (μm) de todos os grupos da resina Tokuyama nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.	113

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

mm = milímetro

kg = kilograma

kgf = kilograma-força

g = grama

ml = mililitro

μm = micrometro

Hz = hertz

n° = número

% = porcentagem

h = hora

°C = graus centígrados

KHN = número de dureza Knoop

C = consoante aplicada na fórmula para cálculo da dureza Knoop

c = carga usada no microdurômetro

d = comprimento da diagonal maior de edentação

Ra = unidade de medida de rugosidade superficial

T = tolerância

Lt = limite de tracejamento

Lm = limite de medição

Lc = cut off

p = nível de significância

ns = não significativo

min= minuto

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO E SÍNTESE BIBLIOGRÁFICA	25
1.1	PRÓTESES REMOVÍVEIS – BASES DE RESINA ACRÍLICA.	30
1.2	HIGIENIZAÇÃO DAS PRÓTESES	31
1.3	CANDIDOSE ORAL	33
1.4	CONTROLE DE INFECÇÃO CRUZADA	37
1.5	DESINFECÇÃO POR IRRADIAÇÃO MICROONDAS	38
1.6	EFEITO DA AÇÃO DAS MICROONDAS SOBRE A BASE ACRÍLICA DAS RESINAS PARA DENTADURAS	44
1.7	PROPRIEDADES DAS RESINAS ACRÍLICAS	46
1.8	MONÔMERO RESIDUAL	47
1.9	SORPÇÃO DE ÁGUA	52
1.10	RUGOSIDADE SUPERFICIAL	54
1.11	MICRODUREZA	58
2	PROPOSIÇÃO	63
3	MATERIAL E MÉTODOS	67
3.1	MATERIAIS	69
3.2	INSTRUMENTOS	70
3.3	EQUIPAMENTOS	70
3.4	MÉTODOS	71
3.4.1	Resina acrílica termopolimerizável-obtenção dos corpos de prova	72
3.4.1.1	Obtenção da matriz de polietileno	72
3.4.1.2	Confecção dos padrões de silicona	73
3.4.1.3	Inclusão dos padrões de silicona	74
3.4.1.4	Manipulação e inserção da resina acrílica.	76
3.4.1.5	Termopolimerização	77
3.4.1.6	Demuflagem	78

3.4.1.7	Planificação dos corpos de prova	78
3.4.2	Resinas acrílicas autopolimerizáveis - obtenção dos corpos de prova	78
3.4.2.1	Obtenção da matriz de polietileno	78
3.4.2.2	Confecção dos padrões de silicona.	79
3.4.2.3	Inclusão dos padrões de silicona	79
3.4.2.4	Confecção da matriz de silicona	80
3.4.2.5	Manipulação e inserção da resina acrílica	82
3.4.2.6	Planificação dos corpos de prova	83
3.4.3	Resinas acrílicas autopolimerizáveis e termopolimerizável	83
3.4.3.1	Polimento dos corpos de prova	83
3.4.3.2	Distribuição dos grupos	84
3.4.3.3	Identificação dos corpos de prova dentro de cada grupo	85
3.4.3.4	Ensaio de rugosidade superficial antes das desinfecções	86
3.4.3.5	Ensaio de microdureza Knoop antes das desinfecções	87
3.4.3.6	Protocolo de desinfecção	89
3.4.3.7	Desinfecção por microondas.	90
3.4.3.8	Ensaio de rugosidade superficial e microdureza finais	91
3.4.3.9	Forma de análise dos resultados	92
4	RESULTADOS	93
4.1	MICRODUREZA	95
4.2	RUGOSIDADE SUPERFICIAL	105
5	DISCUSSÃO	117
6	CONCLUSÃO	133
	REFERÊNCIAS	137

1 - INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO E SÍNTESE BIBLIOGRÁFICA

Apesar de toda a preocupação dos cirurgiões-dentistas em manter a saúde oral dos pacientes através da preservação dos dentes remanescentes e das diversas técnicas restauradoras existentes na Odontologia, ainda é consideravelmente grande o número de usuários de próteses removíveis. Esses aparelhos constituem-se de dentes de resina acrílica, os quais são fixados a uma base do mesmo material. São responsáveis pela manutenção da estética, fonética, função mastigatória, recuperação da dimensão vertical e relação cêntrica perdidas.

O método mais comum para limpeza das próteses removíveis é a escovação com água corrente e sabão ou dentífrico (LATIMER; MATSEN, 1977). O sabão de coco é um produto natural e biodegradável que pode ser utilizado na escovação das próteses. Além da ação antimicrobiana, o sabão de coco atua desengordurando as superfícies das próteses, o que facilita a remoção da placa pela escovação com dentífrico (BARNABE et al., 2004).

A limpeza da dentadura é geralmente pobre e parece ser negligenciada tanto pelos pacientes como pelos dentistas, já que freqüentemente ambos desconhecem um protocolo bem definido de desinfecção. Esse fato é preocupante, pois a superfície da prótese geralmente apresenta microporosidades que facilitam o acúmulo de microorganismos difíceis de serem removidos através de métodos mecânicos, podendo levar ao desenvolvimento de infecções, dentre elas a Candidose oral (BAYSAN; WHILEY; WRIGHT, 1998, BUDTZ-JORGENSEN, 1979).

Uma segunda dificuldade decorrente do desconhecimento de um protocolo bem definido de desinfecção das próteses é o controle de infecção cruzada dentro do consultório e entre esse e o laboratório. A prevalência aumentada de algumas doenças infecciosas como hepatite B e AIDS alertou a opinião pública para o controle de infecção durante o atendimento odontológico. Uma prática comum para evitar a contaminação cruzada é a esterilização de todos os itens contaminados direta ou indiretamente com sangue ou saliva. Esse cuidado pode ser facilmente realizado em outras disciplinas da odontologia, mas na prótese dificuldades são encontradas. Moldes, moldeiras, modelos e próteses

são todos fontes potenciais de contaminação cruzada para os pacientes, equipe clínica e técnicos de laboratório (POLYZOIS; ZISSIS; YANNIKAKIS, 1995).

Um terceiro problema é o descuido com a biossegurança em cirurgias para a instalação de próteses totais imediatas. Essas próteses são instaladas após as exodontias, favorecem a cicatrização dos tecidos e diminuem a sensibilidade dolorosa pós-operatória. Percebe-se a atenção voltada para a biossegurança dos procedimentos cirúrgicos em contraste com o descuido em relação à biossegurança da prótese total imediata, que será posicionada sobre as feridas cirúrgicas.

Em virtude da inviabilidade de esterilização por meio de calor seco ou úmido das próteses totais e tendo como objetivo definir um adequado protocolo de desinfecção, alguns autores (BANTING; HILL, 2001, BAYSAN; WHILEY; WRIGHT, 1998, BURNS et al., 1990, DIXON; BREEDING; FALER, 1999, GRIFFITH et al., 1993, HUME; MAKINSON, 1978, LATIMER; MATSEN, 1977, NAJDOVSKI; DRAGAS; KOTNIK, 1991, POLYZOIS; ZISSIS; YANNIKAKIS, 1995, ROHRER; BULARD, 1985, ROSASPINA; ANZANEL; SALVATORELLI, 1993, THOMAS; WEBB, 1995, WEBB et al., 1998, YOUNG et al., 1985) têm estudado um método alternativo de desinfecção através de ondas eletromagnéticas ou microondas. Pretende-se que a energia de microondas seja uma alternativa aos tradicionais métodos de desinfecção e esterilização. Diversos estudos (BANTING; HILL, 2001, BAYSAN; WHILEY; WRIGHT, 1998, DIXON; BREEDING; FALER, 1999, POLYZOIS; ZISSIS; YANNIKAKIS, 1995, ROHRER; BULARD, 1985, THOMAS; WEBB, 1995, WEBB et al., 1998, YOUNG et al., 1985) afirmam que a exposição de itens contaminados às microondas é letal para uma variedade de microorganismos.

O microorganismo mais comumente associado às bases de dentaduras é a *Candida albicans*. A composição da microbiota presente no biofilme da dentadura se assemelha ao biofilme dental, com um número maior de microorganismos do gênero *Candida*. A continuada deglutição ou aspiração dos microorganismos presentes no biofilme sobre as dentaduras expõe os pacientes, particularmente os imunossuprimidos ou que estão sob medicação, aos riscos de infecções inesperadas. Assim, atenção deve ser dada à importância do

controle do biofilme sobre a dentadura (NIKAWA; HAMADA; YAMAMOTO, 1998).

Na tentativa de eliminação deste microorganismo e outros associados à estomatite por uso de dentadura é que a energia de microondas por intermédio de potências e tem pos variados tem alcançado resultados significativos. A possibilidade real de desinfecção por meio da energia de microondas fez surgir entre os pesquisadores questionamentos a respeito das alterações físico-mecânicas provenientes desse método de redução de microorganismos. De acordo com Zissis et al. (2000) dentre as propriedades requeridas para os materiais utilizados na confecção de dentaduras, aquelas relacionadas com a superfície, rugosidade, tensão superficial, interações eletrostáticas e microdureza são de importância clínica, já que podem causar acúmulo de placa e manchamento.

Em particular, a rugosidade de superfície provoca adesão e retenção de *Candida albicans*, a qual é de importância específica na indução de estomatites. As medidas para a dureza de superfície de uma resina para base de dentadura indicam o quanto as forças aplicadas durante a mastigação podem ser resistidas (VON FRAUNHOFER; SUCHATLAMPONG, 1975). A propriedade de microdureza pode prever o desempenho de um material ao seu desgaste por um outro material ou estrutura dentária (SAMUEL; SELISTRE, 2000). As resinas acrílicas podem ser riscadas facilmente devido a um baixo valor de dureza Knoop (SMITH; POWERS; LADD, 1992).

O número de vezes que a prótese pode ser colocada, de forma segura, no forno de microondas, ainda está sendo motivo de estudo. Até o momento, não se sabe quais os efeitos clínicos, em longo prazo, das microondas sobre as resinas para bases de próteses. A constatação da presença ou ausência dessas alterações é de extrema importância para que se possa verificar se os procedimentos de desinfecção são seguros. Idealmente, as propriedades físicas e mecânicas das resinas para bases de dentaduras e de dentes artificiais deveriam permanecer inalteradas após o procedimento de desinfecção.

O trabalho proposto tem grande significância clínico-científica, tendo em vista poder auxiliar os profissionais ambulatoriais e técnicos em prótese dentária quanto aos métodos seguros de desinfecção para próteses totais imediatas, bem

como desinfecção diária para controle de biofilme microbiano em pacientes com estomatite protética e nos casos onde a prótese já instalada necessite voltar ao laboratório para a realização de reparos e reembasamentos.

1.1 PRÓTESES REMOVÍVEIS – BASES DE RESINA ACRÍLICA.

A resina acrílica é utilizada para a fabricação de várias próteses dentais. As bases de resina acrílica de próteses parciais ou de dentaduras completas e de overdentures suportadas por dentes ou implanto-retidas são utilizadas para conferir suporte, estabilidade, retenção e distribuição das forças mastigatórias ao rebordo subjacente (KUHAR; FUNDUK, 2005).

A reabsorção óssea alveolar é uma condição progressiva, a qual é uma consequência inevitável da perda dentária. Essa reabsorção pode fazer com que a dentadura fique menos estável. Portanto, a dentadura e os rebordos devem ser examinados periodicamente para detectar essas mudanças, corrigir as bases através de reembasamento se necessário e, portanto restabelecer uma adaptação e suporte apropriados para a dentadura (GARCIA et al., 2003, LELES et al., 2001). Clinicamente, o reembasamento das dentaduras é o tratamento de escolha em muitos casos com estomatites induzidas por dentaduras e a redução da aderência de fungos a polímeros de base de dentaduras, recém polimerizados, pode exercer um papel positivo na cicatrização (WALTIMO; VALLITTU; HAAPASALO, 2001).

O reembasamento direto das bases das dentaduras na boca pode ser realizado com resinas acrílicas autopolimerizáveis. Esse método possui um custo mais acessível, sua execução é mais rápida e é menos complexo do que os sistemas de reembasamento processados em laboratório. Em adição, o paciente não necessita ficar sem a prótese durante o tempo necessário para realizar os procedimentos laboratoriais. Contudo, as resinas acrílicas autopolimerizáveis possuem desvantagens, como um odor desagradável, gosto e irritação dos tecidos macios da boca, o que é causado pelo monômero e uma alta elevação da temperatura durante a polimerização. Dessa forma, algumas resinas acrílicas autopolimerizáveis têm sido desenvolvidas para a realização do reembasamento do tipo imediato, proporcionando vantagens em relação ao

método convencional. O uso de resinas rígidas de consultório para reembasamento das bases de dentaduras poderia eliminar essas desvantagens (LELES et al., 2001).

As resinas Kooliner e Tokuyama são algumas das resinas desenvolvidas especificamente como resinas rígidas para reembasamento em consultório (RIBEIRO, 2004). Arima, Murata e Hamada (1995) avaliaram a composição química, a temperatura de transição vítrea, o peso molecular e a distribuição do tamanho das partículas do pó de seis materiais reembasadores. Pelos resultados foi verificado que o pó das resinas Kooliner e Tokuyama contém polietil metacrilato (PEMA). O líquido da resina Kooliner é composto por isobutil metacrilato (IBMA) e não apresenta agentes de ligação cruzada ou plastificantes. O líquido da resina Tokuyama apresenta dois monômeros 1,6- hexanediol dimetacrilato (HDMA, principalmente) e metacrilóiloietil propionato. A análise a laser da distribuição dos tamanhos das partículas demonstrou que o pó da resina Kooliner contém partículas que variam de 50 a 100 µm e a resina Tokuyama apresenta partículas com tamanhos de 20 a 50 µm. O pó da resina Lucitone 550 contém polimetil metacrilato e o líquido é composto por metil metacrilato.

Tem sido demonstrado, ainda, que os materiais reembasadores são facilmente colonizados e profundamente infectados por microorganismos, uma vez que apresentam maior porosidade quando comparados com as resinas termopolimerizáveis convencionais (BUNCH; JOHNSON; BRUDVIK, 1987).

1.2 HIGIENIZAÇÃO DAS PRÓTESES

Apesar de ser importante a manutenção de uma higiene apropriada da dentadura, diversas pesquisas indicam que a maioria da população usuária de dentaduras falha em manter suas próteses limpas (BUDTZ-JORGENSEN; STENDERUP; GRABOWSKI, 1975, COLLIS; STAFFORD, 1994, HOAD-REDDICK; GRANT; GRIFFITHS, 1990). A efetividade da escovação, isoladamente, é considerada um dos métodos menos eficientes (CHAN et al., 1991, KULAK; ARIKAN; KAZAZOGLU, 1997). Provavelmente a remoção mecânica dos microorganismos pela escovação é dificultada pelas

irregularidades presentes na resina acrílica (DAVENPORT, 1972, KULAK; ARIKAN; KAZAZOGLU, 1997). Outro fator agravante é que os pacientes mais idosos frequentemente apresentam capacidade visual reduzida e destreza manual limitada, o que resulta em uma higienização menos eficiente (BUDTZ-JORGENSEN, 1974, HOAD-REDDICK; GRANT; GRIFFITHS, 1990).

Além das preocupações estéticas, a manutenção de uma boa higiene da dentadura exerce um papel essencial na prevenção da estomatite por dentadura (COLLIS; STAFFORD, 1994). O biofilme microbiano sobre as dentaduras pode causar infecção e, portanto, é recomendado que os usuários de dentaduras devam ser instruídos e motivados a escovar suas próteses (COLLIS; STAFFORD, 1994, HOAD-REDDICK; GRANT; GRIFFITHS, 1990, NEILL, 1968).

Os dentistas e os pacientes deveriam compreender que o biofilme microbiano sobre as dentaduras pode ser prejudicial tanto para a mucosa oral quanto para a saúde geral do paciente. É responsabilidade do paciente manter a higiene oral através de uma rotina de cuidado caseiro diário. É obrigação do dentista motivar e instruir o paciente e promover meios e métodos para o controle de placa (BUDTZ-JORGENSEN, 1979).

No estudo de Neppelenbroek (2003) alguns pacientes foram instruídos a escovarem suas próteses com sabão de coco e dentifrício e a não utilizá-las no período noturno. Os resultados demonstraram que todos os pacientes desse grupo não apresentaram melhora dos sinais clínicos da estomatite protética. Foi também observado que esse tratamento não eliminou as formas miceliais nem reduziu o número de colônias de *Candida* spp. nas superfícies avaliadas (palato e prótese). Esses resultados estão de acordo com os obtidos por Barnabé (BARNABE et al., 2004), que observaram que os números de colônias viáveis de *S. mutans* e *C. albicans* presentes nas próteses totais superiores de 60 pacientes não foram significativamente reduzidos após 15 dias de escovação com sabão de coco, independentemente da associação desse método à imersão em hipoclorito de sódio a 0,5%. A remoção efetiva do biofilme microbiano presente nas próteses pela escovação requer certo grau de destreza manual, que é comumente comprometida em idosos.(BUDTZ-JORGENSEN, 1974).

As irregularidades e as porosidades presentes na superfície da resina acrílica também podem favorecer a penetração de microorganismos nas próteses, dificultando a limpeza pela escovação (CHAU et al., 1995,

DAVENPORT, 1972, KULAK; ARIKAN; KAZAZOGLU, 1997). Sem remoção efetiva do biofilme microbiano, a mucosa de suporte é sempre reinfectada via prótese (DAVENPORT, 1970, DAVENPORT, 1972). No entanto, é importante ressaltar que os profissionais devem orientar seus pacientes a escovarem adequadamente as próteses, tendo em vista que esse procedimento reduz consideravelmente o biofilme microbiano e previne a aderência de microorganismos por meio da remoção de detritos alimentares (BARNABE et al., 2004, PIRES et al., 2002). Todos os pacientes devem ser também orientados a remover suas próteses no período noturno. Esses cuidados são importantes para a prevenção da estomatite protética, embora não suficientes para seu tratamento.

1.3 CANDIDOSE ORAL

A estomatite por dentadura, a patologia mais comumente encontrada na mucosa oral de pacientes usuários de próteses, tem uma prevalência bem alta e a sua patogênese é de natureza multifatorial (ARENDORF; WALKER, 1979, COELHO; SOUSA; DARE, 2004, IACOPINO; WATHEN, 1992). Dentre os fatores etiológicos, trauma por dentaduras mal adaptadas e infecção microbiana são considerados os principais e está bem estabelecido que a colonização microbiana é promovida na superfície tecidual e em áreas não polidas de uma dentadura (ARENDORF; WALKER, 1979).

Essa infecção é geralmente causada por fungos, com maior presença da espécie *Candida albicans* (BAYSAN; WHILEY; WRIGHT, 1998, WENZEL; PFALLER, 1991) e afeta as membranas mucosas da cavidade oral, principalmente as superfícies da língua, palato, bochechas e lábios (ARKELL; SHINNICK, 2003). As pessoas mais idosas apresentam um risco maior para essa doença, pois, além de estarem mais suscetíveis a alterações sistêmicas e conseqüente uso de medicamentos que podem alterar a função das glândulas salivares, com distúrbio do equilíbrio da microbiota oral, elas também possuem maior probabilidade para o uso de dentaduras (BUDTZ-JORGENSEN et al., 1996).

A prevalência da estomatite relacionada à dentadura entre os usuários de próteses tem sido relatada entre 9% e 97% (BAYSAN; WHILEY; WRIGHT, 1998). O acrílico das dentaduras promove um excelente meio no qual a *Candida albicans* pode proliferar (DIXON; BREEDING; FALER, 1999, HEDDERWICK et al., 1997, SHAY; TRUHLAR; RENNER, 1997, THEILADE; BUDTZ-JORGENSEN; THEILADE, 1983). A não remoção das dentaduras à noite ou uma pobre higiene oral contribuem para o desenvolvimento da Candidose (ARKELL; SHINNICK, 2003, DIXON; BREEDING; FALER, 1999).

Para prevenção dessa infecção, as dentaduras deveriam estar bem adaptadas e serem removidas para limpeza diária por um período de pelo menos seis horas, preferencialmente à noite. Assim, os tecidos macios da boca e língua também deveriam ser limpos através de uma escova macia (STAFFORD; ARENDORF; HUGGETT, 1986).

As próteses removíveis podem ser consideradas como reservatórios de microorganismos, principalmente *Candida* spp. (DAVENPORT, 1970) e existe a necessidade de remoção desses microorganismos para a prevenção e o tratamento da estomatite protética.

Apesar da infecção por *Candida* spp. ser considerada o principal fator etiológico da estomatite protética, a presença de outros microorganismos também pode estar secundariamente envolvida com a patogenia dessa lesão (BAENA-MONROY et al., 2005, KULAK et al., 1997, LAMFON et al., 2005, SATO et al., 1997). O biofilme microbiano presente nas próteses com base de resina acrílica é considerada um biofilme complexo, formado por leveduras, bactérias e células epiteliais descamativas (SATO et al., 1997). As formas mais comuns de bactérias isoladas de biofilmes presentes nas próteses são os bacilos e os cocos, especialmente as espécies de *Streptococcus*, *Staphylococcus*, *Neisseria*, *Lactobacillus* e *Actinomyces* (BAENA-MONROY et al., 2005, SATO et al., 1997). Tem sido sugerido que, na estomatite protética, as bactérias possivelmente favorecem a adesão de blastóporos (comensais) às superfícies internas das próteses por coagregação (SATO et al., 1997) o que é ainda mais significativo na presença de dieta rica em carboidratos (NIKAWA et al., 1997). Tendo em vista que certas espécies de bactérias podem estar envolvidas na patogenia da estomatite protética, tem sido sugerido que o

tratamento dessa patologia deve, ao mesmo tempo, eliminar as formas miceliais de *Candida* spp. e inibir o crescimento bacteriano nas superfícies internas das próteses (KULAK et al., 1997).

De acordo com Budtz-Jørgensen (1990), o tratamento para a estomatite protética deveria envolver cuidados com a higiene das próteses, remoção das mesmas da cavidade bucal durante a noite, imersão em clorexidina e terapia antifúngica tópica com nistatina, anfotericina B ou miconazol. A terapia com antifúngico sistêmico (fluconazol) deveria ser indicada apenas para os pacientes com imunossupressão.

O objetivo da revisão de literatura realizada por Lombardi e Budtz-Jørgensen (1993), foi discutir os principais procedimentos adotados para o tratamento da estomatite protética. Segundo os autores, o controle de biofilme microbiano na superfície interna das próteses removíveis, parciais ou totais, deve ser sempre indicado, independentemente da terapia adotada. A higienização inadequada das próteses é considerada um dos fatores etiológicos locais da estomatite protética. O uso contínuo das próteses também favorece o desenvolvimento da patologia, uma vez que prolonga o trauma local sobre a mucosa de contato. As próteses antigas também podem traumatizar a mucosa bucal em decorrência da falta de suporte promovida pela reabsorção do rebordo alveolar. As próteses com condições inadequadas de suporte e estabilidade devem ser periodicamente reembasadas até que possam ser substituídas. As próteses novas devem ser somente confeccionadas quando a mucosa de suporte estiver saudável e o paciente apresentar boas condições de higiene bucal. Os pacientes devem ser instruídos a remover suas próteses durante a noite e higienizá-las após cada refeição.

As próteses removíveis, parciais e totais, são consideradas como agentes catalisadores na iniciação da estomatite protética, uma vez que podem bloquear o fluxo de anticorpos da saliva e a ação mecânica de limpeza da língua (SHIP; PILLEMER; BAUM, 2002). Com a redução do fluxo salivar e a diminuição dos níveis de pH bucal, desenvolve-se um ambiente propício para a sobrevivência de microorganismos e a formação de biofilmes (BUDTZ-JORGENSEN, 1974, MAHONEN; VIRTANEN; LARMAS, 1998, NIKAWA et al., 2003, SHIP; PILLEMER; BAUM, 2002). Além disso, a utilização da prótese pode alterar a microbiota bucal, facilitando a proliferação de formas patogênicas (miceliais) de

Candida spp (ARENDORF; WALKER, 1979, BUDTZ-JORGENSEN, 1990) o que leva ao desenvolvimento de intensa reação imunológica e subsequente invasão tecidual (BUDTZ-JORGENSEN, 1990). Assim, a utilização da prótese, principalmente do tipo total superior, pode promover o desenvolvimento da estomatite protética, mesmo na ausência de outros fatores predisponentes (BUDTZ-JORGENSEN, 1974). As células de *Candida* spp. apresentam capacidade de adesão não apenas às células epiteliais da mucosa bucal, mas também à resina acrílica da base das próteses (BUDTZ-JORGENSEN, 1974, BUDTZ-JORGENSEN, 1990). Vários estudos têm demonstrado que as colônias de *Candida* spp. são mais frequentemente isoladas da superfície interna das próteses totais do que da mucosa correspondente (ARENDORF; WALKER, 1979, BANTING; HILL, 2001, DAVENPORT, 1970, MAHONEN; VIRTANEN; LARMAS, 1998). Isso sugere que o tratamento para a estomatite protética deve ser direcionado primariamente à prótese (DAVENPORT, 1970), uma vez que as colônias de *Candida* spp, presentes nas superfícies de resina acrílica podem causar reinfecção da mucosa do paciente (DAVENPORT, 1972).

Um aspecto importante a ser analisado na terapia com antifúngicos tópicos ou sistêmicos se refere à resistência que as espécies de *Candida*, sobretudo a *C. albicans*, podem desenvolver a esses medicamentos. A resistência fúngica é considerada a principal causa das falhas na terapia com antifúngicos (CHANDRA et al., 2001, LAMFON et al., 2005). Chandra (2001) demonstraram que as cepas de *C. albicans* associadas a um modelo de biofilme em prótese apresentaram resistência a antifúngicos tópicos (nistatina, clorexidina) e sistêmicos (anfotericina B, fluconazol) frequentemente utilizados para o tratamento da estomatite protética. Com a resistência da *C. albicans* aos antifúngicos, a incidência de outras espécies de *Candida* como *C. krusei*, *C. tropicalis* e *C. glabrata*, tem aumentado progressivamente (LAMFON et al., 2005, PIRES et al., 2002). Outro problema associado à terapia antifúngica, freqüente logo após sua suspensão, é a recorrência da estomatite protética (BANTING; HILL, 2001). A reinfecção da mucosa bucal tratada pode ocorrer em até duas semanas após o tratamento, sendo atribuída à sobrevivência de *Candida* spp. devido a uma concentração insuficiente do antifúngico nas superfícies das próteses (BUDTZ-JORGENSEN; HOLMSTRUP; KROGH, 1988).

Assim, para o tratamento de estomatite protética, torna-se fundamental adotar métodos que reduzam ou, preferencialmente, eliminem os microorganismos das superfícies das próteses, sobretudo as espécies de *Candida*.

1.4 CONTROLE DE INFECÇÃO CRUZADA

Foi dada uma pequena atenção a essa área de controle de infecção antes de 1985, quando a “American Dental Association” (ADA) publicou “As diretrizes para o controle de infecção dentro do consultório odontológico e no laboratório protético.” (ASSOCIATION, 1985, MERCHANT, 1993) Essas diretrizes recomendam que a prótese dental seja desinfetada antes de ser enviada ao laboratório e antes de ser entregue ao paciente (COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, 1988). Métodos não danosos de esterilização das próteses não estão sempre disponíveis (MA; JOHNSON; GORDON, 1997).

A esterilização das dentaduras também é um problema. Frequentemente, os pacientes que possuem candidose crônica são reinfetados a partir de suas dentaduras. A colonização das dentaduras também pode contribuir para a halitose. Próteses retornadas de laboratórios dentais podem estar contaminadas (ROHRER; BULARD, 1985).

Segundo Brace e Plummer (1993) e Powell et al. (1990) as próteses trazidas das clínicas para os laboratórios para ajustes e reparos contêm bactérias, vírus e fungos, colocando em risco a saúde dos técnicos em prótese dental se não forem corretamente desinfetadas. Em outro estudo, Powell et al. (1990) constataram que 67% de todos os materiais enviados ao laboratório de prótese estavam infectados com vários graus de bactérias patógeno-opportunistas. A contaminação cruzada entre pacientes e a equipe odontológica pode ocorrer não somente através de dentaduras contaminadas, mas também através do agente de polimento. Os técnicos que trabalham em um laboratório dental podem estar em risco pelo aerossol criado durante os procedimentos de polimento, mesmo que eles não manipulem a prótese. O uso da mesma escova do torno e pedra pomes para polir dentaduras novas e velhas pode contaminar as novas dentaduras (ASAD; WATKINSON; HUGGETT, 1993, WILLIAMS et al.,

1985). Assim, muitos microorganismos orais e não orais associados a doenças locais e sistêmicas têm sido cultivados a partir de próteses contaminadas e de materiais e instrumentais de laboratório, tais como escovas de polimento, discos de feltro, brocas e pedras montadas (DEPAOLA et al., 1990, WAKEFIELD, 1980, WILLIAMS et al., 1985).

Portanto, para reduzir as chances de contaminação cruzada, as novas dentaduras deveriam ser desinfetadas e esterilizadas antes de serem entregues ao paciente (ASAD; WATKINSON; HUGGETT, 1993). As mesmas condições se aplicam a uma dentadura que chega à área do laboratório para reparo ou ajuste. Muitas precauções têm sido sugeridas; isso inclui a esterilização da pedra pomes, reposição da pedra pomes e escova após cada uso, adição de agente desinfetante à pedra pomes, utilização de solução desinfetante para umedecer a pedra pomes e utilização de um limpador ultrasônico para aumentar a atividade de um desinfetante (ASAD; WATKINSON; HUGGETT, 1993).

1.5 DESINFECÇÃO POR IRRADIAÇÃO MICROONDAS

A higiene da dentadura é essencial para manter a dentadura em serviço e a energia microondas tem sido sugerida para a desinfecção de próteses. As microondas são ondas de radiofrequência que são próximas em frequência às transmissões de televisão e radar de avião. A maioria dos fornos de microondas opera a 2450 MHz. Os campos das microondas possuem diferentes propriedades quando eles contêm certos tipos de materiais. Os metais são refletivos às microondas e não aquecem. Alguns materiais como resinas acrílicas para bases de dentaduras são transparentes às microondas; elas nem absorvem e nem refletem os campos das microondas, como também não aquecem. Um material como a água é absorvente das microondas e aquece dentro do campo das microondas (ROHRER; BULARD, 1985).

O mecanismo pelo qual a energia de microondas atua sobre os microorganismos ainda não foi completamente esclarecido. Alguns investigadores acreditam que é o resultado de um efeito térmico (ROHRER; BULARD, 1985). No entanto, vários estudos sugerem que, além do calor gerado ao redor dos microorganismos, existem outros mecanismos resultantes

diretamente da interação do campo eletromagnético (ROHRER et al., 1986) ocasionando mudanças intracelulares específicas induzidas pelas microondas (ROHRER; BULARD, 1985). Os efeitos térmicos são aqueles induzidos por um movimento cinético associado ao aumento de temperatura, não sendo diretamente causados pelo campo eletromagnético das microondas. Diversos mecanismos têm sido sugeridos para explicar a natureza da chamada teoria não-térmica. Dependendo da composição química dos microorganismos e de seu meio circundante, as células microbianas podem ser aquecidas seletivamente pelas microondas (NEPPELENBROEK, 2005). Dessa forma, determinada frequência de energia de microondas pode ser absorvida por certas moléculas biológicas importantes, como os ácidos nucleicos (ROHRER; BULARD, 1985). Além disso, o nível de resposta molecular do sistema biológico à quantidade de energia térmica pode também explicar o efeito não térmico das microondas. As mudanças estruturais na camada mais periférica ao redor das macromoléculas biológicas podem alterar sua estabilidade e função, e, conseqüentemente, essas moléculas podem ser desnaturadas de forma irreversível. Outras possíveis explicações incluem fenômenos na parede da membrana celular que podem envolver alteração na permeabilidade seletiva e ressonância molecular, o que resulta em clivagem. Existe consenso na literatura com relação à presença ou não de efeitos não-térmicos, entretanto há forte indicação de que a presença de água, tanto no meio circundante quanto no interior das células, influencia as alterações celulares produzidas pelas microondas (NEPPELENBROEK, 2005).

Comparado com os métodos de penetração de calor, a irradiação por microondas permite um aquecimento à temperatura desejada em um tempo muito curto (SASAKI et al., 1998) e, portanto é apropriada para a esterilização de produtos instáveis à temperatura (TATE et al., 1995). Por isso o aquecimento através das microondas pode ser efetivamente utilizado para aumentar a garantia da esterilização de próteses, as quais não podem ser esterilizadas por métodos térmicos convencionais (SASAKI et al., 1998).

Um importante conceito no processo das microondas é que o aquecimento através delas é a conversão de energia e não um aquecimento como em um forno convencional. Um material absorvente das microondas, exposto ao campo das microondas, converte essa energia em calor dentro dele

mesmo. Três problemas principais devem ser superados antes que as microondas possam ser utilizadas para a esterilização. A intensidade do campo não é uniforme e não é homogênea dentro do forno de microondas, criando “pontos frios”. Durante a operação, quase toda a energia não absorvida será refletida de volta para a fonte de energia. O magnetron não pode sobreviver muito tempo se uma quantidade significativa é refletida de volta para ele, o qual, portanto, deve ser protegido dessa situação (ROHRER; BULARD, 1985).

Devido à presença dos pontos frios, a mesa giratória bidimensional não é adequada para assegurar que todas as superfícies sejam adequadamente expostas às microondas (ROHRER; BULARD, 1985). Por esse motivo, alguns autores sugerem que, para a desinfecção-esterilização através das microondas, dever-se-ia utilizar um dispositivo que promovesse uma rotação tridimensional para compensar o efeito dos “pontos frios” que possuem ausência de energia microondas (ROHRER et al., 1986). Outros problemas relacionados com a esterilização dentro de um forno de microondas são a utilização de um forno “vazio” e a colocação de objetos de metal dentro do forno. Se nenhum material absorvente é colocado dentro do forno, o magnetron deve ser protegido das microondas refletidas que não são absorvidas. Isso pode destruir potencialmente o magnetron. O problema causado pelo metal é chamado de “arcing”. A reflexão e o potencial “arcing” que pode resultar em dano ao tubo do microondas podem ser reduzidos de duas maneiras. Um material absorvente das microondas pode ser utilizado como uma carga paralela. O item a ser esterilizado pode ser isolado com um material transparente às microondas, mas eletricamente isolante. A utilização de um material absorvente da radiação permite a operação de um forno “vazio”, o que é a situação quando materiais não absorventes estão sendo esterilizados (ROHRER; BULARD, 1985).

O princípio de aquecimento através das microondas é que elas fazem com que moléculas polares tais como a água, gordura, aminoácidos e proteínas (KINDLE et al., 1996) oscilem, porque as moléculas são eletricamente desequilibradas. A vibração molecular produz calor, uma elevação na temperatura, e possivelmente alguma degradação das moléculas afetadas. O processo é rápido e não afeta moléculas não polares, tais como as dos metais. Os microorganismos contêm moléculas polares, as quais quando excitadas em alta frequência, podem causar desagregação da estrutura microbiana (HUME;

MAKINSON, 1978). Moléculas polares como a água e o monômero da resina acrílica vibram bilhões de ciclos por segundo quando expostas ao campo elétrico das microondas (MELOTO et al., 2006).

Tem sido mostrado que a esterilização de objetos pode ser alcançada pelas microondas sem elevação da temperatura do objeto, se ele é transparente ou refletivo. às microondas (ROHRER et al., 1986).

O tratamento por microondas tem se mostrado mais eficiente do que a desinfecção de dentaduras por imersão em solução de clorexidina (BANTING; HILL, 2001) e hipoclorito de sódio a 0.02% ou 0.0125% (WEBB et al., 1998). Alguns componentes das soluções químicas podem penetrar nas porosidades do material e não serem completamente eliminados através da lavagem, podendo assim, serem introduzidos à cavidade oral de maneira não intencional (DIXON; BREEDING; FALER, 1999). É necessário um método para a desinfecção da prótese que seja simples, seguro e barato

Muitos protocolos de desinfecção através das microondas, a maioria realizada em condições secas, têm sido testados e recomendados (BAYSAN; WHILEY; WRIGHT, 1998, ROHRER; BULARD, 1985, WEBB et al., 1998). A colocação dos espécimes em água durante a exposição às microondas promove um aquecimento uniforme dos espécimes (DIXON; BREEDING; FALER, 1999). Esse procedimento tem sido considerado como adequado para destruir os microorganismos mesmo dentro dos poros dos materiais. Consequentemente, outros estudos também sugeriram a imersão dos materiais em água antes da irradiação microondas para obter uma desinfecção mais efetiva, superando o problema dos pontos frios (NEPPELENBROEK et al., 2003).

As resinas acrílicas para base de dentadura são transparentes à energia microondas e o uso continuado de qualquer forno de microondas sem uma carga para absorver a energia gerada resulta em dano ao gerador do microondas (magnetron) (ROHRER; BULARD, 1985). Portanto, diversos autores (BAYSAN; WHILEY; WRIGHT, 1998, BURNS et al., 1990, GRIFFITH et al., 1993, ROHRER; BULARD, 1985, THOMAS; WEBB, 1995) concordam que se deve utilizar uma carga correspondente para absorção da energia. Quando o procedimento de desinfecção é realizado a seco, um recipiente com água deve ser colocado ao lado do recipiente que contém os espécimes, protegendo o magnetron.

A irradiação por microondas tem sido considerada efetiva para a redução e/ou a eliminação de microorganismos presentes em alimentos (CARROL; LOPEZ, 1969, CULKIN; FUNG, 1975, OLSEN, 1965), instrumentos médicos e laboratoriais (LATIMER; MATSEN, 1977, ROSASPINA et al., 1994, SANBORN; WAN; BULARD, 1982), lentes de contato (SANBORN; WAN; BULARD, 1982), objetos de uso doméstico (IKAWA; ROSSEN, 1999) e roupas íntimas (FRIEDRICH; PHILLIPS, 1988). Em odontologia, esse procedimento tem sido utilizado como método alternativo para a desinfecção de fresas (ROHRER; BULARD, 1985), peças de mão (HUME; MAKINSON, 1978), próteses removíveis parciais (ROHRER; BULARD, 1985) e totais (BANTING; HILL, 2001), materiais reembasadores temporários (BAYSAN; WHILEY; WRIGHT, 1998, DIXON; BREEDING; FALER, 1999), resinas autopolimerizáveis para reembasamento imediato (NEPPELENBROEK et al., 2003) e resinas termopolimerizáveis para bases de próteses (DIXON; BREEDING; FALER, 1999).

Rosaspina, Anzanel e Salvatorelli (1993) descreveram um novo método que torna possível tratar materiais metálicos com microondas. Em consequência, lâminas de bisturi bem como lamínulas contaminadas com quatro espécies de bactérias (*Salmonella typhi*, *Proteus mirabilis*, *Escherichia coli* e *Pseudomonas aeruginosa*) foram esterilizadas. Com esse método a esterilização pode ser alcançada rapidamente, com um tempo de 1.5-2 minutos a 600 W. Esterilização completa de todos os microorganismos foi alcançada a 2 minutos. Microscopia eletrônica de varredura revelou uma alteração progressiva na morfologia dos microorganismos e isso provou ser proporcional ao tempo de exposição às microondas. Não foram identificadas mudanças somente no *Proteus mirabilis*, mesmo após longos períodos de exposição às microondas.

Dentaduras de acrílico, inoculadas com *C. albicans* e *Streptococcus gordonii* tornaram-se estéreis após 6 minutos de irradiação a seco em microondas a 350 Watts (WEBB et al., 1998). Em 1985, Rohrer e Bulard estudaram a esterilização por microondas de vários instrumentos odontológicos e de dentaduras de resina acrílica. Eles utilizaram um forno de microondas modificado e constataram que exposição por 8 minutos a 720 Watts esterilizou dentaduras contaminadas por *C. albicans* e que 10 minutos a 720 Watts foi suficiente para esterilizar dentaduras contaminadas por uma suspensão de

bactérias aeróbicas e *C. albicans*, sem a ocorrência de alterações dimensionais. Observaram ainda que microorganismos aeróbios em forma de esporo, os mais resistentes à esterilização, poderiam ser eliminados em exposições superiores a 15 minutos. Esses autores também enfatizaram que uma esterilização consistente somente seria alcançada se as dentaduras fossem rotacionadas em três dimensões dentro do forno de microondas.

Banting e Hill (2001) elevaram a potência do microondas para 850 Watts por 1 minuto (3 ciclos de desinfecção) e verificaram ser este método de desinfecção para dentaduras superior à imersão em digluconato de clorexidina a 0.2% durante a noite por 14 dias.

A energia por microondas também tem mostrado resultados expressivos na erradicação de microorganismos presentes na superfície de bases macias (BAYSAN; WHILEY; WRIGHT, 1998, DIXON; BREEDING; FALER, 1999) e rígidas de próteses (DIXON; BREEDING; FALER, 1999) ora com potência de 650 Watts durante 5 minutos (BAYSAN; WHILEY; WRIGHT, 1998), ora com potência de 600 Watts em intervalos de 5, 10 e 15 minutos (DIXON; BREEDING; FALER, 1999). Em ambos os estudos há uma tendência na diminuição de cultura microbiana quando os espécimes são irradiados a seco (BAYSAN; WHILEY; WRIGHT, 1998) ou imersos em água (DIXON; BREEDING; FALER, 1999).

Neppelenbroek, et al. (2003) avaliaram a esterilização de três reembasadores rígidos (Kooliner, Tokuyama e Ufi Gel hard) contaminados com *C. albicans*, *S. aureus*, *B. subtilis* e *P. aeruginosa*. Os espécimes de cada material foram imersos em 200 mL de água e submetidos à irradiação por microondas a 650 W por 6 minutos. Constatou-se que irradiação microondas de todos os espécimes imersos a 650 Watts por 5 minutos promoveu esterilização. A análise em MEV dos espécimes irradiados indicou uma alteração na morfologia celular dos microorganismos irradiados. A irradiação microondas produz uma progressiva série de alterações que são proporcionais ao tempo de exposição. A irradiação microondas removeu alguns microorganismos não viáveis das superfícies das resinas. Como a água começou a ferver após aproximadamente 1.5 minutos de irradiação, o movimento da água provavelmente removeu as células microbianas das resinas.

O estudo realizado por Silva (2005) teve por objetivo avaliar a efetividade da irradiação por microondas na esterilização de próteses totais. As próteses foram individualmente inoculadas (10^7 org/mL) com caldo de cultura tryptic soy contendo um dos seguintes microorganismos: *C. albicans*, *S. aureus*, *B. subtilis* e *P. aeruginosa*. As próteses foram imersas em 200 mL de água destilada estéril e irradiadas a 650 W por 6 minutos. Quarenta próteses não irradiadas foram utilizadas como controle. Os autores concluíram que a irradiação por microondas por 6 minutos a 650 W promoveu a esterilização das próteses totais contaminadas com *C. albicans* e *S. aureus* e desinfecção daquelas contaminadas com *P. aeruginosa* e *B. subtilis*.

A esterilização através das microondas é mostrada no estudo por Griffith, et al. (1993). Os autores utilizaram um modelo de forno de microondas doméstico para esterilizar catéteres de polietileno em uma potência alta (650 W) por 2, 4, 6 e 8 minutos, com a esterilização sendo alcançada em 6 minutos. Enfatizaram que somente fornos de microondas com pratos giratórios deveriam ser utilizados para evitar áreas frias, onde o efeito bactericida não é alcançado e recomendaram a utilização de uma pequena quantidade de água dentro do forno para prevenir um superaquecimento.

1.6 EFEITO DA AÇÃO DAS MICROONDAS SOBRE A BASE ACRÍLICA DAS RESINAS PARA DENTADURAS

Ao mesmo tempo que é inquestionável a capacidade de desinfecção por meio da energia de microondas, o efeito desse procedimento sobre a superfície acrílica também necessita ser investigado.

Burns (1990) submeteram três tipos diferentes de resinas acrílicas para bases de dentaduras à esterilização a 650 Watts por 15 minutos. Os espécimes foram irradiados a secos e os três materiais mantiveram excelente estabilidade dimensional.

Apesar de Rohrer e Bulard (1985) não encontrarem alterações dimensionais nas dentaduras expostas às microondas por mais de 16 minutos a 720 Watts, e outro estudo por Polyzois, Zissis e Yannikakis (1995) mostrarem que a irradiação a seco por microondas de espécimes de resina acrílica

termopolimerizável a 500 Watts, por 3 e 15 min, produziu alterações dimensionais sem importância clínica, Thomas e Webb (1995) encontraram que 15 exposições à irradiação microondas de dentaduras de acrílico a seco a 604 Watts por 10 minutos, em um forno de microondas doméstico não modificado, provocou alterações dimensionais inaceitáveis. Contudo, nessa investigação, alterações desprezíveis foram encontradas após 15 exposições com 6 minutos a 350 Watts, onde esse nível de irradiação seria inofensivo em longo prazo.

Em outro estudo Perez et al. (2002), foi avaliado o efeito da desinfecção em microondas (650 W durante 6 minutos) sobre a estabilidade dimensional linear das resinas Kooliner e Ufi Gel Hard C em dois momentos diferentes: logo após dois ciclos de desinfecção e depois de sete ciclos. Os autores observaram que o procedimento de desinfecção promoveu contração nos materiais testados.

Pavarina et al. (2005) investigaram o efeito da desinfecção por microondas (650 W/ 6 minutos) sobre a resistência à flexão de cinco resinas reembasadoras rígidas (Kooliner, Tokuyama, Ufi Gel hard, New truliner e Duraliner) e de uma resina para base de prótese (Lucitone 550). O ensaio de flexão foi realizado após a polimerização (G1); após dois ciclos de desinfecção por microondas (G2); após sete dias de armazenagem em água (G3) e após sete ciclos de desinfecção (G4). Os corpos de prova do G4 foram submetidos a um ciclo de desinfecção diário, sendo imersos em água entre as irradiações. Os resultados demonstraram que a resistência à flexão das resinas acrílicas Kooliner e Lucitone 550 aumentou significativamente após dois ciclos de desinfecção por microondas. Após sete ciclos, as resinas Kooliner e New Truliner apresentaram aumento significativo nos valores de flexão. A resistência à flexão do material Tokuyama não foi significativamente alterada por dois ou sete ciclos de desinfecção. Os valores de flexão do material Ufi Gel hard foram significativamente reduzidos pela desinfecção por microondas. Com base nos resultados obtidos, os autores concluíram que a desinfecção em microondas não promoveu efeitos deletérios à resistência à flexão dos materiais avaliados, com exceção do material Ufi Gel hard.

Novaes (2005) avaliou o efeito da irradiação por microondas na porosidade superficial de quatro materiais reembasadores rígidos (Kooliner, New Truliner, Tokuyama e Ufi Gel hard, e Duraliner) e uma resina para base de prótese (Lucitone 550). Os espécimes foram igualmente divididas em quatro

grupos: G1- sem tratamento (controle); G2- amostras imersas em 200 mL de água destilada e submetidas a dois ciclos de irradiação por microondas (650 W/ 6 minutos); G3- amostras submetidas a um ciclo diário de irradiação por sete dias, armazenadas em água destilada a 37°C entre as irradiações; G4- amostras imersas em água destilada a 37°C por 7 dias. Todas as amostras foram fotografadas em MEV, e o número e a área total de poros foram analisados nas fotomicrografias por um analisador de imagem Leica Qwin. Não houve diferença significativa entre o número e a área de poros observados na região central e na periferia das amostras. A avaliação entre os grupos experimentais demonstrou que a porosidade do Kooliner foi significativamente aumentada após sete ciclos de irradiação por microondas. Nenhuma diferença significativa foi observada para os materiais New Truliner e Lucitone 550 em todas as condições avaliadas. Quando comparada ao grupo controle, a porosidade dos materiais Tokuyama e Ufi Gel hard foi significativamente reduzida após sete ciclos de irradiação. Foi concluído que a irradiação por microondas não promoveu efeitos deletérios à porosidade dos materiais avaliados, com exceção do material Kooliner.

O tratamento com microondas é mais barato (o custo é exclusivo para a aquisição do equipamento), mais conveniente e necessita de um esforço consideravelmente menor por parte do paciente, quando comparado com o procedimento em imersão nas soluções químicas. Por todos esses motivos deve ser considerado para o controle de infecção cruzada e como auxiliar à prevenção e tratamento da candidose oral.

1.7 PROPRIEDADES DAS RESINAS ACRÍLICAS

Dentre as propriedades desejadas para os materiais utilizados para a confecção da dentadura, aqueles relacionados à superfície, como por exemplo rugosidade, energia livre de superfície, tensão superficial, hidrofobicidade, interações eletrostáticas e microdureza são de importância clínica, já que elas podem afetar o acúmulo de placa e a pigmentação (QUIRYNEN; BOLLEN, 1995, QUIRYNEN et al., 1990).

Nosso estudo verificou duas propriedades de particular importância que são a rugosidade superficial e a microdureza. Para que se possa compreender um pouco mais sobre as mesmas é interessante observar alguns fenômenos que ocorrem com as resinas acrílicas, dentre eles a sorpção de água e a liberação de monômero residual.

1.8 MONÔMERO RESIDUAL

A polimerização das resinas acrílicas depende da junção entre o monômero e o radical livre do polímero. Já que a quantidade de monômero é reduzida como um resultado da polimerização, se torna mais difícil fazer com que o monômero e o radical livre fiquem juntos e ao final do ciclo de polimerização alguma quantidade de monômero livre é deixada na resina (DECLERCK, 1987). Tem sido mostrado que radicais livres continuam presentes na resina acrílica após a finalização da polimerização e é demonstrado que o monômero residual em uma resina acrílica autopolimerizável pode ser reduzido por uma polimerização posterior nesses locais (LAMB; ELLIS; PRIESTLEY, 1983). A redução no conteúdo de monômero residual pode ocorrer por polimerização adicional ou difusão do monômero em água (GARCIA, RIBEIRO, 2004).

Comparações entre resinas polidas mecanicamente mostraram que o material termopolimerizável libera uma menor quantidade de monômero residual do que a resina autopolimerizável. Isso está de acordo com Bombonatti et al. (1975) que encontraram níveis maiores de monômero residual em resinas acrílicas autopolimerizáveis, em comparação com os materiais termopolimerizáveis. O alto grau de polimerização dos materiais de resina acrílica termopolimerizável (VON FRAUNHOFER; SUCHATLAMPONG, 1975) poderia explicar tal fenômeno. Em adição, uma proporção elevada de pó-líquido poderia levar a um aumento na concentração de monômero residual na resina acrílica polimerizada (KEDJARUNE; CHAROENWORALUK; KOONTONGKAEW, 1999). Um maior conteúdo de monômero age como irritante tecidual e atua como um plastificador, reduzindo as propriedades mecânicas das resinas acrílicas (RIBEIRO, 2004).

Monômeros residuais monofuncionais como o metil metacrilato (MMA) podem ser liberados do polímero e a grande maioria dos monômeros residuais é liberada durante o primeiro e segundo dia de armazenamento do polímero da base de dentadura em água (CAMPANHA et al., 2005, VALLITTU, 1996). A liberação baseada em difusão de monômeros residuais ocorre simultaneamente com a sorção de água dentro dos espaços entre as cadeias poliméricas (MA; JOHNSON; GORDON, 1997). Os monômeros MMA liberados são oxidados para formaldeído. A liberação de monômeros residuais e seus produtos de oxidação podem influenciar a adesão de fungos aos polímeros das bases de dentaduras (WALTIMO; VALLITTU; HAAPASALO, 2001).

De acordo com Arab, Newton e Lloyd (1989) o monômero residual possui um efeito plastificante, que diminui as forças intermoleculares e favorece a deformação do material durante os ensaios mecânicos.

Smith e Brains em 1956, realizaram uma pesquisa para avaliar a concentração de monômero residual nas resinas para bases de prótese. De acordo com os autores, a presença do monômero após a polimerização pode comprometer as propriedades mecânicas da prótese, além de causar irritação à mucosa do paciente. Assim, a presença de monômero residual em resinas para bases de prótese foi analisada quantitativa e qualitativamente, por meio de métodos químicos e físicos. Apesar do monômero residual ser rapidamente liberado durante a imersão da resina em água, uma parte desse monômero permanece retido no interior do material. O monômero liberado na água estaria localizado na superfície do material, supondo-se que mais no interior, seria obtida uma polimerização mais efetiva em função da temperatura exotérmica de polimerização. Sendo assim, moléculas de monômero residual permaneceriam retidas no interior do material, ao longo das cadeias poliméricas formadas durante o processo de polimerização e dificilmente seriam eliminadas. Altas concentrações de monômero também foram observadas nas amostras polimerizadas a temperaturas mais baixas.

O trabalho de Douglas e Bates (1978) teve como objetivo estabelecer a técnica mais adequada para verificar a quantidade de monômero residual presente em resinas acrílicas de diferentes formulações. O conteúdo de monômero residual de resinas termopolimerizável, fluida e autopolimerizável foi avaliado por meio da cromatografia a gás e pela espectrofotometria por

infravermelho. Evidenciaram-se menores concentrações de monômero residual para resinas termicamente ativadas e concentrações muito altas (2,32% a 5,01%) para as resinas fluidas após a polimerização. Isso pode ser atribuído à maior proporção pó-líquido desses materiais bem como aos diferentes ciclos de polimerização utilizados. As resinas quimicamente ativadas também apresentam níveis de monômero residual mais elevados (81,79%) quando comparados aos níveis das resinas termicamente ativadas (0,17%). No entanto, após 24 horas de imersão em água, houve redução de 21% de monômero residual independente do sistema de ativação de polimerização. O armazenamento dos corpos de prova em água possibilita a difusão do monômero e a absorção de água para o interior da resina, ocasionando o efeito plastificante, tornando a resina mais flexível e resiliente. Quanto maior a concentração inicial de monômero residual, maior será a absorção de água e mais flexível ficará o material. Observaram ainda que uma alta temperatura de polimerização é fundamental para produzir uma polimerização quase que completa da resina.

Em 1999, Shim e Watts avaliaram o efeito de um ciclo adicional de polimerização sobre a concentração de monômero residual de duas resinas acrílicas para base de prótese (Lucitone 199 e Trevalon). Os corpos de prova (50 mm x 3 mm) foram polimerizados pelo ciclo de polimerização curto (90 minutos a 73°C seguido de 30 minutos a 100°C) ou longo (9 horas a 73°C). Após 24 horas da polimerização, metade dos corpos de prova foi submetida a um ciclo de polimerização adicional em água a 100° C por 2 horas. Este ciclo, sugerido pelo fabricante de uma resina reembasadora resiliente (Molloplast B), foi realizado com o objetivo de avaliar o efeito desse tratamento empregado no reembasamento de próteses sobre a concentração de monômero residual das resinas testadas. Os demais corpos de prova não foram submetidos ao ciclo de polimerização adicional, sendo utilizados como controle. O ciclo adicional em água a 100°C por 2 horas promoveu uma redução significativa na concentração de monômero residual nas duas resinas avaliadas. A concentração de monômero residual mais elevada foi observada quando o ciclo longo foi utilizado sem a aplicação do ciclo de polimerização adicional.

Lamb, Ellis e Priestley (1982) relataram que ao armazenar as amostras de uma resina autopolimerizável em água a 37°C durante 7 dias, foi verificada uma liberação de monômero de 99% e também para as amostras armazenadas a 22°

C, durante 14 dias. Com relação à espessura, as amostras mais finas apresentaram difusão mais rápida do monômero quando comparadas às amostras de espessura semelhante àquela das próteses. Foi observada também a presença de radicais livres por um período acima de 50 dias após a polimerização. A concentração de monômero pôde ser reduzida por meio de dois fenômenos: difusão do polímero e a indução de polimerização complementar devido à presença de radicais livres.

Lamb, Ellis e Priestley (1983) analisaram a concentração de monômero residual de uma resina autopolimerizável durante os primeiros 40 dias após a polimerização inicial, alterando a proporção pó-líquido da mistura, temperatura de polimerização e armazenamento, além de estudar o papel do oxigênio molecular. Corpos de prova foram polimerizados sob pressão, utilizando duas temperaturas de polimerização (22°C e 55°C). Todas as amostras foram armazenadas a 22° C, 37° C e 50°C. Foi observado, imediatamente após a polimerização, maiores níveis de monômero residual e radicais livres para corpos de prova polimerizados à temperatura de 22°C em comparação aos polimerizados a 55°C. Pelo fato de apresentarem maior concentração de radicais livres, as amostras polimerizadas a 22°C apresentaram maior velocidade na redução dos níveis de monômero residual devido à progressão de polimerização. A quantidade de monômero diminuiu em função do tempo de armazenamento, sendo que a maior diminuição ocorreu nos primeiros dias. As amostras polimerizadas a 22°C e posteriormente armazenadas a 55°C produziram menores níveis de monômero residual. A elevação da temperatura possibilita condições mais favoráveis para a difusão de moléculas de monômero em direção aos radicais livres, resultando em polimerização adicional. Também foi demonstrado que as resinas manipuladas com alta proporção de pó e mesma quantidade de líquido apresentaram níveis de monômero residual menores em relação às preparadas utilizando menores proporções de pó. A menor concentração de monômero residual em amostras polimerizadas sem a presença de oxigênio, concluindo que esse elemento inibe a polimerização dos corpos de prova.

O estudo longitudinal de Sadamori, Kotani e Hamada em 1992, verificou os níveis de monômero residual em 24 próteses totais superiores por um período entre 1 e 17 anos. Menores níveis de monômero residual foram observados em

próteses utilizadas por um longo tempo. Porém, foi observada maior velocidade na redução do conteúdo de monômero residual nos primeiros 5 anos de utilização das próteses. As variações no conteúdo de monômero residual podem estar relacionadas ao tempo que o paciente usa a prótese, se a prótese fica armazenada em água quando o paciente não está usando, aos métodos de polimerização e ao tipo de resina utilizada para a base.

O objetivo do estudo de Lee, Lai e Hsu em 2002, foi verificar o efeito das condições de polimerização sobre a liberação de monômero residual e microdureza de uma resina autopolimerizável. Uma resina termopolimerizável foi incluída no estudo como parâmetro de comparação. A leitura de dureza foi obtida 1 hora após a obtenção dos corpos de prova e a análise da liberação de monômero residual foi realizada após os corpos de prova serem imersos em água durante 7 dias. Valores de dureza para a resina autopolimerizável foram significativamente menores do que a resina termopolimerizável, e também maior liberação de monômero residual. Quando a polimerização da resina ocorreu com os corpos de prova imersos em água aquecida a 50°C por 15 minutos, houve redução significativa do conteúdo de monômero residual e aumento da dureza em relação aos corpos de prova polimerizados à temperatura ambiente. A elevação da temperatura acarretou aumento na mobilidade das moléculas de monômero e radicais livres, possibilitando maior grau de conversão de monômero em polímero. No entanto, a redução de monômero residual e o aumento na dureza não foram verificados quando o material foi polimerizado à mesma temperatura, porém em contato direto com o ar. Provavelmente isso ocorreu porque o oxigênio presente no ar compete com as moléculas de monômero, reagindo com os radicais livres e, portanto, inibindo a reação de polimerização. A imersão em água proporcionou condições mais favoráveis para a reação de polimerização, pois a quantidade de oxigênio é reduzida. Além disso, durante o período de polimerização (15 minutos), o ar aquecido ocasionou menor aquecimento dos corpos de prova em relação à água, que estaria agindo como condutor térmico.

1.9 SORPÇÃO DE ÁGUA

As moléculas de água podem interferir com o emaranhado das cadeias poliméricas e, portanto mudar as características físicas do polímero resultante (PAVARINA et al., 2003). Isso permite um relaxamento dos estresses gerados durante a polimerização. O estudo de Von Fraunhofer e Suchatlampong (1975) sobre resistência à endentação de polímeros para bases de dentaduras, antes e após a imersão em água, mostrou que o armazenamento em água produziu um amaciamento da superfície em resinas acrílicas termopolimerizadas.

Durante o uso clínico, os materiais reembasadores ou até a própria resina acrílica são imersos em saliva e quando não estão em uso, podem ser imersos em água ou agentes de limpeza. Quando imersos em tais soluções, plasticizadores e outros componentes solúveis podem ser liberados em períodos prolongados, enquanto a água ou a saliva é absorvida (DIXON; BREEDING; FALER, 1999, LEON; DEL BEL CURY; RODRIGUES GARCIA, 2005). A água é um possível fator que pode interferir com as propriedades mecânicas dos polímeros através da produção de um efeito plasticizador sobre o material polimerizado (ARIMA; MURATA; HAMADA, 1995, VON FRAUNHOFER; SUCHATLAMPONG, 1975).

Baixos valores de sorpção de água podem indicar uma alta qualidade de polimerização, na qual existe uma maior quantidade de cadeias cruzadas entre as cadeias interpoliméricas (TAKAHASHI; CHAI; KAWAGUCHI, 1998) ou uma maior quantidade de monômero residual na massa polimerizada (MELOTO et al., 2006). Foi sugerido por Dixon, Breeding e Ekstrand (1992) que o monômero remanescente deixado em uma resina acrílica processada com um ciclo de polimerização curto diminui a absorção de água. No lugar da água, o monômero ocupa os espaços na massa polimerizada, o que poderia explicar as médias mais baixas de sorpção de água.

A sorpção de água está diretamente relacionada às propriedades polares das moléculas de resina, ao processo físico de difusão de água através do espaço intermolecular e à quantidade de monômero residual na massa

polimerizada. Portanto, o grau de polimerização é diretamente relacionado à capacidade da resina em absorver água (MELOTO et al., 2006).

A solubilidade das resinas acrílicas representa a quantidade de ingredientes solúveis em água, monômeros não reagidos, plasticizadores e iniciadores que são liberados durante o período em que a resina fica imersa em água. Resinas acrílicas autopolimerizáveis exibem níveis de monômeros residuais mais elevados do que as resinas acrílicas termopolimerizáveis. Esses conteúdos mais elevados de monômero residual podem estar relacionados aos níveis de solubilidade mais elevados das resinas acrílicas autopolimerizáveis. Os resultados do estudo de Cucci et al. (1998) não mostraram diferenças estatisticamente significativas na solubilidade média entre as resinas acrílicas autopolimerizáveis Duraliner II e Kooliner e a resina acrílica termopolimerizável Lucitone 550, apesar de as autopolimerizáveis terem sido mais solúveis que a termopolimerizável, mesmo que de maneira não estatisticamente significativa. Esses resultados favoráveis para as resinas acrílicas Duraliner II e Kooliner somente poderiam ser explicados através de uma especulação. A resina acrílica Kooliner contém um monômero monofuncional metacrilato (isobutl metacrilato) como o principal ingrediente do líquido. Para a resina acrílica Duraliner II, o principal ingrediente para o líquido, é o butil metacrilato. Esses ingredientes, que estão contidos no líquido das resinas acrílicas Duraliner II e Kooliner podem ser responsáveis pelo seu comportamento nesse estudo. Monômeros de isobutil metacrilato e butil metacrilato podem ser menos solúveis em água do que o monômero de metil metacrilato, o qual é o principal ingrediente do líquido da maioria das resinas acrílicas autopolimerizáveis.

É desejável que a esterilização por microondas não provoque nenhuma mudança física, mecânica ou química nas bases de resina das dentaduras (CAMPANHA et al., 2005). O efeito do aquecimento através das microondas sobre as propriedades físicas e mecânicas dos materiais das bases de dentadura necessita de investigação (NEPPELENBROEK et al., 2003).

1.10 RUGOSIDADE SUPERFICIAL

A adesão microbiana às superfícies internas das dentaduras representa um grande problema. Essas superfícies não são polidas para manter uma adaptação apropriada da dentadura. Sem dúvida, existem diferenças importantes entre o microambiente na superfície de adaptação e as condições das superfícies externas das dentaduras. Como na área subgengival, a superfície interna da dentadura aproxima-se de um sistema que favorece a adesão microbiana e a colonização (QUIRYNEN; BOLLEN, 1995). Abaixo de uma dentadura, bactérias e fungos colonizam a superfície interna da base da dentadura e a superfície epitelial da mucosa. Essas colônias podem vagar livremente em uma fina camada de saliva ou penetrar nos tecidos macios e através de poros, mais profundamente na base da resina acrílica (NIKAWA; HAMADA; YAMAMOTO, 1998, RADFORD; CHALLACOMBE; WALTER, 1999).

Tem sido mostrado que superfícies altamente polidas acumulam uma menor quantidade de placa. A rugosidade superficial ainda é considerada um fator bastante importante na determinação da quantidade de acúmulo do biofilme microbiano. Sabe-se que a rugosidade superficial é um fator para a retenção de microorganismos nas superfícies e sua proteção para as forças de cisalhamento. Sugere-se que a rugosidade superficial é um fator mais proeminente do que a energia livre de superfície na determinação da formação de placa e composição (QUIRYNEN et al., 1990).

Supõe-se que a adesão bacteriana inicial passa por uma fase com uma união fraca e reversível antes que uma união irreversível seja estabelecida. Parece aceitável que essa mudança ocorra preferencialmente nos nichos das irregularidades superficiais onde os microorganismos são protegidos contra um cisalhamento mecânico, em contraste a uma superfície lisa onde eles têm que resistir constantemente a forças de remoção. Uma segunda explicação para o crescimento aumentado do biofilme microbiano em superfícies rugosas é simplesmente o fato de que devido à rugosidade, a área de superfície disponível aumenta, o que pode facilitar a adesão bacteriana. Porque a recolonização bacteriana em superfícies rugosas é facilitada, o estabelecimento de um biofilme

mais maduro em tais superfícies pode ocorrer mais rapidamente (QUIRYNEN et al., 1990).

Em um estudo de Verran e Maryan (1997), células de fungo foram retidas em superfícies rugosas em um maior número quando comparado às superfícies lisas. Células foram observadas dentro das irregularidades superficiais após o processo de lavagem.

Bollen, Lambrechts e Quirynen (1997) afirmam que um valor Ra de 0.2 um pode ser considerado como limiar de rugosidade superficial para a retenção de placa bacteriana. Quirynen et al. (1990) encontraram que espécimes de resina com valores de rugosidade superficial acima de 0.2 um tiveram um aumento na colonização bacteriana de suas superfícies em comparação com espécimes menos rugosos (Ra=0.12 um).

Resultados de diversos estudos têm indicado que a rugosidade superficial da resina acrílica polida com pastas profiláticas, vários polidores a base de borracha, pedras abrasivas e pedra-pomes ainda excedem o limiar de Ra de 0.2 μm . Níveis menores de rugosidade superficial são alcançáveis através do polimento da resina acrílica com uma pasta de polimento a base de óxido de alumínio (KUHAR; FUNDUK, 2005).

Os valores de Ra muito baixos (0.02 μm) relatados por Murray (1986) para a resina acrílica termopolimerizável Trevalon pode ser por causa do acabamento minucioso dos espécimes utilizados nesse estudo. Da mesma maneira, os mesmos valores baixos de Ra (0.02 μm a 0.16 μm) relatados por Ma, Johnson e Gordon (1997) para resinas termopolimerizáveis e autopolimerizáveis pode ser porque as medidas foram tomadas através da superfície reproduzida através do processamento contra uma placa de vidro.

Diferenças na topografia da superfície (QUIRYNEN; BOLLEN, 1995) e na hidrofobicidade do substrato afetam a fixação de microorganismos à superfície, com um maior número de células retidas em superfícies mais rugosas após um procedimento de lavagem. A dentadura pode funcionar como um reservatório de infecção (DAVENPORT, 1970) e irregularidades superficiais iriam aumentar a probabilidade de microorganismos permanecerem na superfície após a prótese ter sido limpa.

In vivo, alguns defeitos de superfície como retenções e irregularidades promovem uma área protetora ideal para os microorganismos e o potencial para um crescimento e infecção. Na região interna das dentaduras, onde existe maior rugosidade superficial, a colonização fúngica é ainda mais favorecida, o que pode levar à infecção da mucosa de suporte (VERRAN; MARYAN, 1997).

No estudo de Kaplan et al. (1996), os valores de Ra para as resinas acrílicas variaram entre 0.58 e 0.96 μm . Na opinião dos autores, a qualidade superficial adquirida pode ser considerada clinicamente satisfatória.

Outro estudo avaliou os efeitos de duas técnicas de acabamento e polimento com pedra-pomes sobre a rugosidade superficial de oito materiais provisórios diferentes. Todos os valores de rugosidade foram superiores a 0.2 μm . Segundo o autor, um dos métodos principais para avaliação da rugosidade superficial in vitro para a aplicação clínica é a utilização de um profilômetro (MAALHAGH-FARD et al., 2003).

Radford et al. (1997) verificaram a aderência in vitro da *Candida albicans* a materiais rígidos e macios termopolimerizáveis para bases de dentaduras, com rugosidades superficiais variadas. Observaram ainda o efeito da película salivar sobre a adesão da *Candida albicans* a essas superfícies. Foi observado que ocorreu uma adesão significativamente maior da *C. albicans* a superfícies rugosas, em comparação a superfícies menos rugosas. Superfícies rugosas dos materiais para bases de dentaduras promovem a adesão de *C. albicans* in vitro. Contudo, a saliva reduz a adesão da *C. albicans* e, portanto diminui o efeito das diferenças de rugosidade superficial e energia livre de superfície dos materiais. Houve uma menor adesão à resina acrílica do que aos materiais reembasadores macios. A adesão foi reduzida consideravelmente na presença de uma película salivar

Busscher et al. (1984) afirmaram que o polimento da resina acrílica leva a uma rugosidade superficial abaixo do limiar Ra, dependendo da granulação utilizada para o polimento (de 0.03 μm a 0.75 μm). Vários outros estudos encontraram um aumento na rugosidade após os procedimentos de polimento. mostrou que o tratamento da resina com diferentes procedimentos leva a um aumento na rugosidade superficial. Outros encontraram um aumento na rugosidade quando uma lixa número 400 foi utilizada (VERRAN; MARYAN, 1997). De maneira similar aos compósitos, a compressão de resina acrílica

contra o vidro resulta em um valor de Ra muito baixo ($0.10\ \mu\text{m}$) (RADFORD et al., 1998).

O polimento químico da resina acrílica foi introduzido primeiramente por Gotusso (1969) o qual sugeriu a imersão de dispositivos de resina acrílica em monômero aquecido (108°C) por 60 segundos. Atualmente, a técnica emprega diferentes variações de tempo/temperatura e um líquido especial. As vantagens do polimento químico sobre o polimento mecânico convencional são a sua limpeza, rapidez e facilidade, bem como a possibilidade de tornar menos rugosa a superfície interna da dentadura.

As propriedades de superfície dos materiais dentários são de importância clínica já que elas podem afetar o acúmulo de placa e a pigmentação. O estudo in vitro de Zissis et al. (2000) investigou a rugosidade quatro resinas para bases de dentaduras, nove materiais reembasadores rígidos e sete materiais reembasadores macios foram avaliados para a rugosidade. As medidas de rugosidade foram feitas utilizando-se um Mitutoyo Surftest SV-400, e os valores da média aritmética de rugosidade (Ra) obtidos foram utilizados para as comparações. Todos os valores de Ra variaram de 0.7 a $7.6\ \mu\text{m}$. O grupo dos materiais para bases de dentaduras exibiram valores de Ra de 3.4 a $7.6\ \mu\text{m}$, enquanto os reembasadores rígidos foram de 0.7 a $4.4\ \mu\text{m}$. Os reembasadores macios autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis apresentaram valores de Ra de 0.7 a $3.5\ \mu\text{m}$, enquanto os reembasadores macios termopolimerizáveis variaram de 3.5 a $4.0\ \mu\text{m}$. A rugosidade exibida por todos os materiais testados (Valores de Ra maiores do que $0.7\ \mu\text{m}$) indica que existe uma possibilidade para o acúmulo de placa, já que $0.2\ \mu\text{m}$ é considerado o limiar abaixo do qual uma aderência bacteriana adicional não pode ser esperada. Os espécimes desse estudo não receberam nenhum tipo de acabamento e polimento.

O efeito da irradiação por microondas sobre as propriedades físicas dos materiais para bases de dentaduras necessita ser estudado. A rugosidade superficial de um material utilizado para a prótese removível é de importância já que ela afeta, diretamente ou indiretamente, retenção, resistência à pigmentação, acúmulo de placa, saúde dos tecidos orais e conforto do paciente (BAYSAN; WHILEY; WRIGHT, 1998, VERES; WOLFAARDT; BECKER, 1990). Em particular, a rugosidade superficial provoca a adesão e retenção da *Candida albicans*, a qual é de importância na patogênese da estomatite por dentadura.

Idealmente, portanto, um material deveria possuir uma superfície lisa, polida de maneira que o acúmulo de placa seja minimizado ou evitado (ZISSIS et al., 2000).

1.11 MICRODUREZA

Deve ser observado se a propriedade mecânica da dureza é alterada pelo procedimento de desinfecção através das microondas. A dureza do material traz informações complementares como ductilidade, maleabilidade e resistência ao corte e à abrasão, refletindo as condições da superfície do material (ANUSAVICE, 1998).

Anusavice relatou que o conceito mais aceito para a dureza é o de resistência à endentação, a qual é produzida na superfície de um material a partir de uma carga aplicada (ANUSAVICE, 1998).

O teste de microdureza é baseado na capacidade da superfície do material em resistir à penetração por uma ponta sob uma carga específica (PAVARINA et al., 2003). Entre as propriedades que estão relacionadas à dureza de um material são módulo de elasticidade e desgaste in vitro (MAHONEY et al., 2000). Muitos métodos para medida de dureza têm sido utilizados, mas a abordagem mais realista para verificação da dureza de um material é através da medida de sua resistência à endentação. Portanto, uma definição lógica sobre a dureza poderia ser “a resistência de um material à endentação” e, portanto, uma maior endentação indica um material mais macio (ASAD; WATKINSON; HUGGETT, 1993).

A maioria dos estudos sobre dureza tem empregado técnicas de microendentação. Isso inclui os endentadores Brinell, Rockwell, Knoop e Vickers, dentre os quais os endentadores Vickers e Knoop são os mais utilizados. Todos esses testes empregam um pequeno endentador simétrico que penetra na superfície da resina em uma dada carga conhecida. A dureza é determinada a partir da carga aplicada dividida pela área projetada da endentação. Os métodos de microendentação são úteis quando o tamanho do espécime é limitado. Métodos convencionais para testar a dureza necessitam de uma imagem direta, normalmente uma medição visual, da largura ou área das

endentações, para obter a dureza. Grandes erros são introduzidos com tais testes, particularmente com a medida do comprimento das diagonais em uma pequena escala já que existem dificuldades em focar em ambas as terminações da diagonal. Outros problemas existentes incluem o erro da carga, a proporção da carga aplicada, período de duração do contato e o impacto (MAHONEY et al., 2000).

Quando as resinas são mecanicamente polidas, o material termopolimerizável é mais duro do que a resina autopolimerizável (VON FRAUNHOFER; SUCHATLAMPONG, 1975). Esses mesmos autores afirmaram também que o armazenamento em água de amostras mecanicamente polidas diminuiu a dureza do material termopolimerizável, o que foi provavelmente por causa do fenômeno de sorpção de água. Por outro lado, uma dureza aumentada foi observada para o material autopolimerizável após armazenamento em água, o que poderia ser explicado pela polimerização adicional do material que substancialmente superou o efeito negativo da sorpção de água (MESQUITA).

Um aumento na temperatura acelera a taxa de sorpção de água para os polímeros. A combinação de água e temperatura elevada durante a esterilização por microondas pode, em teoria, afetar a dureza VHN de dentes artificiais de resina acrílica. Portanto, é necessário saber o efeito da esterilização por microondas sobre a dureza de diferentes marcas de dentes artificiais de resina acrílica. Campanha et al. (2005) investigaram o efeito da esterilização por microondas (650 W por 6 minutos) e a imersão em água sobre a dureza Vickers (VHN) de seis marcas de dentes artificiais de resina acrílica. Testes de dureza foram realizados após o polimento (grupo controle, C), após o polimento seguido de dois ciclos de irradiação microondas (Grupo MwS), após o polimento seguido de 90 dias de imersão em água (grupo 90 dias Wim) e após o polimento seguido de 90 dias de armazenamento em água e 2 ciclos de esterilização em microondas (grupo 90 dias Wim + MwS). A esterilização microondas dos espécimes diminuiu de maneira significativa ($P < .001$) a dureza de todos os dentes artificiais de resina acrílica testados, com exceção do Dentron. Para todos os dentes artificiais de resina acrílica, diferenças significativas para dureza não foram encontradas entre os grupos MwS, Wim 90 dias e Wim 90 dias + MwS, com exceção do grupo da marca comercial Artiplus. Para os espécimes imersos em água por 90 dias, 2 ciclos de esterilização por microondas não

tiveram efeito sobre a dureza da maioria dos dentes artificiais de resina acrílica. Esse estudo afirma que a esterilização microondas de dentes artificiais de resina acrílica a 650 W por 6 minutos pode ser utilizada sem efeitos prejudiciais sobre a dureza de dentes artificiais de resina acrílica imersos em um ambiente úmido por 90 dias.

Uma possível explicação para a diminuição da dureza resultante da imersão em água pode ser o efeito plasticizador da água. A água, como pequenas moléculas, podem agir como um plasticizador, seguindo difusão para dentro do polímero, assim progressivamente relaxando as cadeias poliméricas e posteriormente diminuindo a dureza do dente artificial de resina acrílica (ARIMA; MURATA; HAMADA, 1995). As microondas fazem com que as moléculas de água vibrem de 2 a 3 bilhões de vezes por segundo, portanto produzindo uma fricção que resulta em aquecimento da água (DE CLERCK, 1987). As altas temperaturas associadas com os movimentos das moléculas provavelmente fazem com que as moléculas de água difundam mais rapidamente para dentro do polímero. Esse processo de absorção facilita o movimento das cadeias poliméricas sob carga, portanto diminuindo a dureza do polímero (CAMPANHA et al., 2005).

Pavarina et al. (2003) encontraram que um período de imersão em água durante 90 dias diminuiu a dureza Vickers (VHN) de marcas estudadas de dentes artificiais de resina acrílica. Foi observado que as superfícies de ambos os dentes de resina acrílica amaciaram (diminuíram a dureza) após a imersão em água. Um estudo de von Fraunhofer e Suchatlampong (1975) sobre a resistência à endentação de polímeros de bases de dentaduras, antes e após a imersão em água, mostrou que o armazenamento em água produziu um amaciamento da superfície em resinas acrílicas termopolimerizadas.

Machado, Breeding e Puckett (2005) avaliaram o efeito do tempo de armazenamento em água e da desinfecção em microondas (650 W por 6 minutos) sobre a dureza e resistência de união de 2 materiais reembasadores resilientes a base de silicone à uma resina acrílica termopolimerizável (Lucitone 199). Espécimes de resina acrílica (Lucitone 199 foram armazenados em água a 37 °C (2 ou 30 dias) antes da união. Os materiais reembasadores resilientes (GC Reline Extra Soft e Dentusil) foram unidos à base da dentadura e divididos dentro dos 4 grupos seguintes: Os testes foram realizados imediatamente após a

união (controle); espécimes imersos em água (200 mL) e irradiados 2 vezes; espécimes irradiados diariamente em um total de 7 ciclos por desinfecção; espécimes imersos em água (37° C) por 7 dias. A adesão dos reembasadores não foi adversamente afetada pelo tempo de armazenamento em água da Lucitone 199 ou pela desinfecção em microondas. A desinfecção por microondas não comprometeu a dureza de ambos os reembasadores resilientes ou a sua adesão à resina Lucitone 199 da base de dentadura. Apesar das diferenças observadas entre os valores de dureza obtidos antes e após a desinfecção por microondas ou em armazenamento na água a 37°C por 7 dias terem sido estatisticamente significativas, é provável que essas mudanças não sejam clinicamente significativas. Parece que a irradiação microondas pode ser um método útil para a desinfecção porque não ocorreram efeitos adversos sobre a dureza ou a resistência de união dos materiais reembasadores resilientes estudados. O efeito insignificante do tempo de armazenamento em água para a resina acrílica antes da aplicação dos reembasadores resilientes, pode estar relacionado ao preparo da superfície de união da resina acrílica da base da dentadura com a lixa de silicone. O fato de ter tornado rugosa a superfície da base da dentadura pode ter diminuído algum efeito da água absorvida, já que a camada superficial foi removida.

Dixon, Breeding e Faler (1999) avaliaram o efeito de 5 exposições às irradiações microondas (650 W por 5 minutos, com os espécimes imersos em água) como um método de desinfecção para dentaduras sobre a dureza de uma resina para base de dentadura e 2 materiais reembasadores resilientes. Os autores observaram que as mudanças eram pequenas e clinicamente insignificantes.

A desinfecção de dentaduras de resina acrílica termopolimerizável expostas a seco à irradiação microondas a 500 Watts por 3 e 15 minutos resultou em espécimes com microdureza aumentada, porém sem importância clínica (POLYZOIS; ZISSIS; YANNIKAKIS, 1995).

Quando ocorre diminuição na dureza de superfície, é indicativo de que a água tanto combina com, ou mais provavelmente, entra na camada externa amorfa da superfície acrílica, o que sugere uma forma de reação química que não pode ser prevenida (VON FRAUNHOFER; SUCHATLAMPONG, 1975).

Durante o uso clínico, materiais de resina para bases de dentaduras estão imersos em saliva, e durante o armazenamento da dentadura elas são imersas em água ou em uma solução limpadora aquosa. Como resultado dessa imersão, a água ou saliva podem ser absorvidas pelas resinas das bases de dentaduras. Com a preocupação de simular o efeito plasticizador que a saliva possui sobre os polímeros das dentaduras, o protocolo experimental dos estudos que testam a resistência dos polímeros para dentaduras deveriam incluir um período de imersão em água. Um período de 4 meses é considerado apropriado para avaliar polímeros para bases de dentaduras (TAKAHASHI; CHAI; KAWAGUCHI, 1998). Contudo, alguns estudos mostraram um aumento gradual na dureza de superfície de algumas resinas para bases de dentaduras após a imersão em água. Esse aumento na propriedade da dureza tem sido atribuído em parte à liberação do monômero residual a partir da resina (HARRISON; BELTON; MEADES, 1977, MORADIANS et al., 1982).

Já é consagrado, por meio da revisão da literatura, a utilização da energia de microondas no controle da microbiota bucal. O emprego desse dispositivo é prático, de fácil manuseio, mas como em toda a área da ciência requer estudos para que o seu uso se torne viável sem prejuízos mecânicos aos constituintes dos materiais a serem desinfetados.

2 PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo analisar em longo prazo a influência de sucessivos ciclos de desinfecção em microondas sobre as propriedades de microdureza e rugosidade superficial de quatro diferentes tipos de resinas acrílicas para bases de dentaduras.

3 - MATERIAL E MÉTODO

3 MATERIAIS E MÉTODO

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

3.1 MATERIAIS

- 1 - Silicona por condensação de uso laboratorial (Zetalabor Hard 85 shore-A-Zhermack – Italy)
- 2 - Vaselina sólida (Hemafarma Com. E Ind farmacêutica LTDA, São Gonçalo, RJ)
- 3 - Gesso pedra tipo III (Herodent, produzido pela indústria Vigodent S/A)
- 4 - Isolante líquido Cel-Lac (S.S. White Artigos Dentários, Rio de Janeiro, RJ)
- 5 - Resina acrílica termopolimerizável Lucitone 550 (Dentsply International INC, Chicago, IL, USA)
- 6 - Resina acrílica autopolimerizável JET (Artigos Odontológicos Clássico Ltda, São Paulo, SP)
- 7 - Resina acrílica autopolimerizável Tokuyama Rebase II Fast (Tokuyama Dental Corporation, Tokyo, Japan)
- 8 - Resina acrílica autopolimerizável Kooliner (GC América Inc. ALSIP, IL, USA)
- 9 - Lixa de silicone carbide de granulação 180 (Extec Corp., Enfield, USA)
- 10 - Lixas de silicone (US Industrial Mesh, Extec) nas granulações 320, 600 e 1200
- 11 - Feltro (Extec Corp., Enfield, USA)
- 12 - Suspensão de alumina de 0,3 µm (Buehler, Enfield, USA)

3.2 INSTRUMENTOS

- 1 - Matriz de polietileno
- 2 - Placas de vidro (JON Com de produtos odontológicos LTDA, São Paulo, SP)
- 3 - Peso de 5 Kg
- 4 - Mufla metálica nº 6 (Mac Artigos odontológicos e prótese Ind. e Com. LTDA, São Paulo, SP)
- 5 - Broca de tungstênio Maxicut nº 79 (Edenta AG, Switzerland)
- 6 - Caneta de alta rotação
- 7 - Fresa diamantada esférica de número 1014 (KG Sorensen Ind. e Com. LTDA, São Paulo, SP)
- 8 - Espátula nº 31 (SS White Art. Dentários LTDA, Rio de Janeiro, RJ)
- 9 - Recipiente de vidro (Paladon, Pr. Ind. e Comércio de produtos odontológicos, Florianópolis, SC)
- 10 - Espátula Lecron (S.S. White Art. Dentários LTDA, Rio de Janeiro, RJ)
- 11 - Recipientes plásticos (Plasútil Ind. Com. de Plásticos LTDA, Bauru, SP)

3.3 EQUIPAMENTOS

- 1 - Prensa hidráulica (VH Equipamentos médicos Odont. Acess. LTDA., Araraquara, SP).
- 2 - Polimerizadora microprocessada digital, modelo Banho Maria (Solab, Piracicaba, SP),
- 3 - Politriz metalográfica (marca Arotec, modelo APL 4 - Cotia – SP).
- 4 - Estufa (FANEM- controlador microprocessado modelo 502 C Orion- estufa de cultura- SP- Brasil).
- 5 - Aparelho rugosímetro Hommel Tester T 1000 basic (Hommelwerke GmbH, ref. # 240851, Schwenningen, Germany),

6 - Microdurômetro (HMV-2000/ Shimadzu Corporation, Japan)

7 - Microondas Jet Defrost- Brastemp

8 - Prensa de aço inoxidável (Metal Vander Aparelhos para Ortodontia, Piracicaba, SP)

9 - Lavadora ultra-sônica T7 Thornton (Unique Ind. e Com. de Produtos Eletrônicos LTDA, São Paulo, SP)

3.4 MÉTODOS

Para a realização desse estudo, foram utilizadas quatro resinas acrílicas descritas no quadro abaixo. Uma resina termopolimerizável convencional Lucitone 550, utilizada para a confecção de bases de próteses e também para reembasamento do tipo mediato; uma resina autopolimerizável convencional Jet, utilizada para reembasamento do tipo imediato e duas resinas acrílicas rígidas autopolimerizáveis indicadas para reembasamento do tipo imediato (Kooliner e Tokuyama Rebase Fast).

Material	Fabricante	Proporção Pó/líquido	Tempo de polimerização
Kooliner	GC América INC., Alsip, IL, USA.	2,1 g/1,5 mL	10 minutos à temperatura ambiente
Tokuyama Rebase II Fast	Tokuyama Dental Corp.,Tóquio,Japão.	2,056 g/1,0 mL	5,5 minutos à temperatura ambiente
Lucitone 550	Dentsply International INC. Chicago, IL, USA.	2,1 g/1 mL	90 minutos a 73°C e 30 minutos a 100° C
Jet	ArtigosOdontológicos Clássico Ltda, São Paulo, SP	16 g/6 mL	10 minutos à temperatura ambiente

Para cada resina acrílica foram confeccionados 50 corpos de prova, totalizando 200 corpos de prova. Esse experimento foi realizado em duas etapas. A primeira etapa compreendeu a confecção e polimento dos corpos de prova utilizados na pesquisa, bem como sua distribuição aleatória entre os grupos estudados. Na segunda etapa, os corpos de prova de cada grupo avaliado foram submetidos aos testes de microdureza e rugosidade superficial antes dos procedimentos de desinfecção e em seguida, para cada resina, 4 grupos (cada um com 10 corpos de prova) foram desinfetados, de acordo com o protocolo de desinfecção, utilizando a irradiação por microondas. Para cada resina 1 grupo foi utilizado como controle (armazenado em água). Os testes de microdureza e rugosidade superficial foram repetidos após 1, 3 e 6 meses de armazenamento em água para o grupo controle e após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção. Cada ciclo de desinfecção corresponderia a um procedimento de desinfecção diária, ou seja, 30, 90 e 180 ciclos corresponderiam respectivamente a 1, 3 e 6 meses de desinfecção. Portanto, ao longo do trabalho, serão utilizados os termos 30, 90 e 180 ciclos (entenda-se 1, 3 e 6 meses para o grupo controle).

Primeiramente será descrito o método para obtenção dos espécimes da resina acrílica termopolimerizável, pois este foi diferente e necessário para o método realizado para as resinas autopolimerizáveis.

3.4.1 Resina acrílica termopolimerizável-obtenção dos corpos de prova

3.4.1.1 Obtenção da matriz de polietileno

Oteve-se uma matriz de polietileno, medindo 30 mm de diâmetro por 6 mm de altura. A matriz continha 4 endentações positivas no seu interior, envolvendo toda a sua altura de forma eqüidistante, dividindo virtualmente a circunferência em 4 quadrantes (A, B, C e D) (Figura 1).

FIGURA 1 - Matriz de polietileno.

3.4.1.2 Confeção dos padrões de silicona

Foram confeccionados 50 padrões em silicona de uso laboratorial Zetalabor, na forma de discos circulares. Os padrões de silicona foram obtidos através da compressão do material no interior da matriz de acetato (Figura 2), entre duas placas de vidro previamente isoladas com vaselina sólida. Esse conjunto foi mantido sob pressão constante através de um peso de 5 Kg, por aproximadamente 10 minutos. (Figuras 3 e 4). Após a polimerização da silicona e remoção da matriz de acetato, os excessos foram cortados com auxílio de uma lâmina de estilete

Como resultado das marcações positivas da matriz, os espécimes possuíam marcações negativas em suas superfícies laterais. (Figura 5)

FIGURA 2 – Silicona no interior da matriz de polietileno

FIGURA 3 - Prensagem do padrão de silicone

FIGURA 4 - Prensagem do padrão de silicone

FIGURA 5 - Padrão de silicona pronto para ser incluído em mufla

3.4.1.3 Inclusão dos padrões de silicona

Os padrões de silicona foram incluídos em número de 3 em cada uma das muflas metálicas. Para a obtenção dos 50 espécimes da resina acrílica termopolimerizável Lucitone 550, as superfícies internas da mufla foram isoladas com vaselina. A porção inferior da mufla foi devidamente preenchida com gesso pedra tipo III, manipulado e espatulado segundo as instruções do fabricante, sob vibração (Figuras 6 e 7).

Após a presa, os 3 padrões de silicona foram posicionados sobre o gesso e os espaços entre eles foram preenchidos com gesso pedra tipo III, a fim de fixá-los na mufla (Figuras 8, 9 e 10). Esperou-se o tempo de presa dessa segunda camada e esse conjunto foi isolado com o isolante líquido. A contra mufla foi adaptada contra a parte inferior e preenchida com gesso pedra tipo III, conforme condições técnicas descritas anteriormente. (Figura 11).

Após cada inclusão, as muflas permaneceram na prensa hidráulica com 0,5 Kgf de pressão durante 60 minutos (Figura 12). Em seguida, as muflas foram abertas para remoção dos padrões de silicona (Figura 13) deixando impressos no gesso três cavidades circulares de 30 mm de diâmetro e 6 mm de profundidade, que foram examinadas quanto à lisura superficial da inclusão para posterior preenchimento com resina acrílica (Figura 14).

FIGURA 6 - Parte inferior da mufla isolada com vaselina.

FIGURA 7 - Parte inferior da mufla preenchida com gesso.

FIGURA 8 - Posicionamento dos padrões de silicone sobre o gesso.

FIGURA 9 - Fixação dos padrões de silicone à mufla.

FIGURA 10 - Padrões de silicone fixados à mufla.

FIGURA 11 - Preenchimento da contra mufla com gesso.

FIGURA 12- Muflas posicionadas na prensa.

FIGURA 13 - Abertura da mufla para remoção dos padrões de silicone.

FIGURA 14 – Exame das cavidades quanto à lisura.

3.4.1.4 Manipulação e inserção da resina acrílica

A resina acrílica termopolimerizável de cor rosa Lucitone 550 foi manipulada com auxílio de uma espátula nº 31 em recipiente de vidro, conforme orientações do fabricante e foi inserida no interior das cavidades impressas no gesso. Uma película do isolante líquido foi aplicada às superfícies do gesso, previamente à inserção da resina acrílica. A resina foi inserida em fase plástica no interior das cavidades do gesso (Figura 15). A base da mufla foi coberta com uma folha de papel celofane e fechada com a sua respectiva porção superior para ser prensada em prensa hidráulica sob pressão inicial de 0,5 kgf. No momento em que o ponteiro da prensa hidráulica apresentou-se estável, a pressão foi aumentada para 1 kgf e por fim, até atingir 1,5 kgf. Após a estabilização do ponteiro em 1,5 kgf e escoamento completo do excesso da resina acrílica, a mufla foi novamente aberta, o papel celofane removido, e a película de resina acrílica excedente eliminada com o auxílio de uma espátula Lecron. A mufla foi novamente fechada e levada para prensa hidráulica sob pressão de 1,5 kgf durante 30 minutos (Figura 16).

FIGURA 15 – Inserção da resina em fase plástica.

FIGURA 16 – Mufla sob a prensa

3.4.1.5 Termopolimerização

Decorrido esse período, as muflas foram colocadas em prensas de aço inoxidável passíveis de serem utilizadas em polimerizadoras digitais e levadas em água à polimerizadora microprocessada digital para que se procedesse a termopolimerização. O ciclo de polimerização utilizado foi o curto recomendado pelo fabricante: a temperatura da água elevou-se até 73°C e manteve-se estável durante 90 minutos, em seguida, tornou a subir até atingir 100°C, que foram mantidos por mais 30 minutos.

Após a polimerização, as muflas foram deixadas esfriando em temperatura ambiente por 30 minutos e então colocadas sob água corrente por 15 minutos.

FIGURA 17 – Muflas fixadas às prensas de aço inoxidável.

FIGURA 18 – Muflas imersas em água no interior da polimerizadora microprocessada digital.

3.4.1.6 Demuflagem

Após o resfriamento, procedeu-se a demuflagem dos espécimes (Figura 19). Posteriormente à demuflagem, os excessos (rebarbas) dos espécimes de resina acrílica foram desgastados com o auxílio de uma broca de tungstênio Maxicut.

FIGURA 19 - Demuflagem dos corpos de prova em resina.

3.4.1.7 Planificação dos corpos de prova

A planificação dos corpos de prova foi realizada em uma politriz metalográfica com dispositivo para polimentos múltiplos, utilizando uma lixa de silicone carbide de granulação 180, aplicada sob refrigeração a água durante 4 minutos com carga máxima (215 gramas), buscando-se deixar as superfícies superior e inferior dos espécimes paralelas entre si.

3.4.2 Resinas acrílicas autopolimerizáveis - obtenção dos corpos de prova

3.4.2.1 Obtenção da matriz de polietileno

Essa etapa foi realizada de maneira idêntica à da resina termopolimerizável.

3.4.2.2 Confeção dos padrões de silicona

A confecção dos padrões de silicona foi realizada de maneira idêntica à da resina termopolimerizável. A etapa de inclusão desses padrões foi realizada de maneira diferente.

3.4.2.3 Inclusão dos padrões de silicona

Para a obtenção dos 150 espécimes das resinas acrílicas autopolimerizáveis (Kooliner, Tokuyama Rebase Fast e Jet), as superfícies internas da mufla foram isoladas com vaselina sólida. A porção inferior da mufla foi devidamente preenchida com gesso pedra tipo III, manipulado e espatulado segundo as instruções do fabricante, sob vibração (Figura 20).

Após a presa, (Figura 21) o gesso foi isolado com uma camada de vaselina (Figura 22) e os 3 padrões de silicona foram posicionados sobre ele. Os espaços entre os padrões de silicona foram então preenchidos com gesso pedra tipo III, a fim de fixá-los na mufla (Figura 23). Esperou-se o tempo de presa dessa segunda camada (Figura 24) e esse conjunto foi isolado com o isolante líquido. A contra mufla foi adaptada contra a inferior e preenchida com gesso pedra tipo III, conforme condições técnicas descritas anteriormente (Figura 25).

Após cada inclusão, as muflas permaneceram na prensa hidráulica com 0,5 Kgf de pressão durante 60 minutos (Figura 26).

FIGURA 20 - Parte inferior da mufla isolada com vaselina.

FIGURA 21 - Parte inferior da mufla preenchida com gesso.

FIGURA 22 - Camada de vaselina sobre o gesso.

FIGURA 23 – Fixação dos padrões de silicone à mufla.

FIGURA 24– Padrões de silicone fixados à mufla.

FIGURA 25 - Preenchimento da contra mufla com gesso.

FIGURA 26 – Muflas posicionadas na prensa.

3.4.2.4 Confeção da matriz de silicone

Para a confecção dos corpos de prova em resina autopolimerizável foi necessária a criação de uma matriz de silicone, que permitia que a resina fosse devidamente prensada. Logo após a etapa anterior, a mufla foi aberta (Figura 27) e, com o auxílio de um martelo para gesso, a camada de gesso que circundava os padrões de silicone foi quebrada, obtendo-se assim um espaço para a confecção dessa matriz (Figura 28).

FIGURA 27 – Abertura da mufla.

FIGURA 28 – Obtenção do espaço para a matriz de silicone.

FIGURA 29 – Ambas as partes receberam uma camada de vaselina.

O gesso de ambas as partes da mufla (Figura 29) foi isolado com uma camada de vaselina e três espécimes da resina Lucitone 550 previamente planificados foram posicionados sobre o gesso da parte superior (Figura 30). Os espaços entre os espécimes foram preenchidos por silicone de condensação (Figura 31) e a parte inferior da mufla foi adaptada. Esse conjunto foi levado à prensa hidráulica com 0,5 Kgf de pressão até a polimerização da silicone. (Figura 32) A mufla foi aberta (Figura 33), os corpos de prova da resina Lucitone 550 foram retirados e dessa maneira, obteve-se a matriz de silicone para posterior confecção dos espécimes da resina acrílica autopolimerizável. Os excessos foram removidos com o auxílio de uma lâmina de estilete (Figuras 34 e 35).

FIGURA 30 – Posicionamento dos espécimes de resina sobre o gesso.

FIGURA 31 – Preenchimento com silicone.

FIGURA 32 – Mufla sob a prensa.

FIGURA 33 – Após a abertura da mufla.

FIGURA 34 – Após remoção dos excessos da matriz, mostrando-a em posição.

FIGURA 35 – Matriz de silicone.

3.4.2.5 Manipulação e inserção da resina acrílica

Com a matriz de silicone posicionada na mufla, as resinas acrílicas autopolimerizáveis Kooliner, Tokuyama Rebase Fast e Jet foram manipuladas de acordo com as instruções do fabricante e foram inseridas no interior das cavidades impressas na matriz.

Uma película do isolante líquido foi aplicada às superfícies do gesso, previamente à inserção da resina acrílica. As resinas foram inseridas em fase plástica no interior das cavidades da matriz e a parte inferior da mufla foi adaptada. As muflas foram deixadas na prensa hidráulica sob 0,5 kgf até que o tempo de polimerização de cada resina fosse atingido.

As muflas foram abertas (Figura 36) e os corpos de prova retirados. A matriz de silicone foi reaproveitada para confecção de vários corpos de prova.

FIGURA 36 – Após a abertura da mufla.

3.4.2.6 Planificação dos corpos de prova.

A planificação dos corpos de prova foi realizada em uma politriz metalográfica com dispositivo para polimentos múltiplos, utilizando uma lixa de silicone carbide de granulação 180, aplicada sob refrigeração a água durante 4 minutos com carga máxima (215 gramas), buscando-se deixar as superfícies superior e inferior dos espécimes paralelas entre si.

3.4.3 Resinas acrílicas autopolimerizáveis e termopolimerizável

A partir desse tópico, os passos serão descritos para todas as resinas.

3.4.3.1 Polimento dos corpos de prova

Com os espécimes de todas as resinas planificados, procedeu-se o polimento dos mesmos. Esse foi realizado em uma politriz metalográfica com dispositivo para polimentos múltiplos, utilizando lixas de silicone carbide nas granulações 320, 600 e 1200, aplicadas sob refrigeração a água durante 4 minutos com carga máxima (215 gramas). O tamanho do corpo de prova (6mm de altura e 30mm de diâmetro) permitiu a completa adaptação dos mesmos aos orifícios onde se encaixam os elementos a serem polidos na politriz metalográfica (Figura 37).

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

O passo final do polimento foi realizado com feltro umedecido em suspensão de alumina de 0,3 μm de granulação, por 4 minutos e carga de 215 gramas sem refrigeração. (Figura 38)

FIGURA 37 – Politriz metalográfica.

FIGURA 38 – Corpo de prova após o polimento.

3.4.3.2 Distribuição dos grupos

Para a realização do experimento, foram confeccionados 200 corpos de prova, sendo 50 de cada resina acrílica estudada (Lucitone 550, Jet, Kooliner e Tokuyama Rebase II Fast).

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 aleatória dos 50 corpos de prova, em 5 grupos de 10 unidades.

Para cada resina estudada, 4 grupos foram experimentais (submetidos aos procedimentos de desinfecção) e 1 grupo serviu como controle (armazenado em água).

Baseado em estudos anteriores que comprovaram a eficiência da energia por microondas para a desinfecção de resina acrílica, foram utilizadas para os grupos experimentais, para os quatro tipos de resinas estudadas, duas potências diferentes com seus respectivos tempos:

- 500 Watts de potência: por 3 e 5 minutos com os espécimes irradiados imersos.
- 650 Watts de potência: por 5 e 6 minutos com os espécimes irradiados imersos.

Dessa maneira, os grupos foram distribuídos da seguinte forma:

GRUPO 1: desinfecção em microondas, a uma potência de 500 Watts por 3 minutos.

GRUPO 2: desinfecção em microondas, a uma potência de 500 Watts por 5 minutos.

GRUPO 3: desinfecção em microondas, a uma potência de 650 Watts por 5 minutos.

GRUPO 4: desinfecção em microondas, a uma potência de 650 Watts por 6 minutos.

GRUPO CONTROLE: armazenamento em água deionizada a 37° C no interior de uma estufa.

Cada grupo foi armazenado em um recipiente plástico tampado e devidamente etiquetado para identificação dos espécimes.

3.4.3.3 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 de 1 a 10 (Figura 39). Cada quadrante também recebeu uma marcação correspondente aos quadrantes 1, 2, 3 e 4 (Figura 40). Para esse procedimento, utilizou-se uma fresa diamantada esférica de número 1014 em alta rotação.

FIGURA 39 – Marcação do corpo de prova.

FIGURA 40 – Quadrante 3 devidamente numerado.

Antes dos testes de rugosidade superficial e microdureza realizados previamente aos procedimentos de desinfecção, os corpos de prova foram armazenados em recipientes plásticos tampados, no interior de uma estufa de cultura microbiológica, por um período de 50 ± 2 horas em água deionizada a 37°C, conforme as normas da ADA (American Dental Association, 1975) REF 164 (Figura 41).

FIGURA 41 – Corpos de prova imersos em água deionizada.

3.4.3.4 Ensaio de rugosidade superficial antes das desinfecções

Cada espécime foi lavado em água destilada e seco com papel absorvente antes do ensaio de rugosidade superficial. A água destilada na qual os espécimes estavam imersos era descartada após cada medição.

Os corpos de prova foram submetidos ao ensaio de rugosidade superficial em um aparelho rugosímetro Hommel Tester T 1000 basic, um aparelho de avaliação de alta sensibilidade, com ponta apalpadora esférica de diamante, que determina quantitativamente a rugosidade superficial. Essa ponta percorre a superfície e é acoplada a uma unidade que processa e interage a informação. O resultado é registrado de imediato por meio de um software (Turbo Datawin-NT Version 1.34, Copwright © 2001).

FIGURA 42 – Rugosímetro

Em cada corpo de prova foram realizadas 4 leituras aleatórias (1 em cada quadrante), tendo como referência as marcações produzidas na face lateral dos

corpos de prova. O valor de rugosidade superficial de cada corpo de prova foi determinado pela média aritmética das leituras de cada um dos 4 quadrantes e esse valor foi anotado para posterior comparação.

O parâmetro Ra (μm) foi escolhido a fim de propiciar condições de comparação com resultados de outros estudos realizados, 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 Lm.

Os parâmetros escolhidos foram:

T mínima = 2,5mm

T máxima = 2,5mm

Lt = 4,80mm

Lc = 0,800mm (cut off)

Lm = 4,55mm

Sendo:

T = tolerância (valores extremos a serem considerados nas leituras)

Lt = limite de tracejamento (extensão real percorrida pela ponta apalpadora)

Lm = limite de medição (extensão considerada na leitura)

Lc = cut off (minimizando a interferência de ondulação da superfície)

3.4.3.5 Ensaio de microdureza Knoop antes das desinfecções

Cada espécime foi lavado em água destilada, seco com papel absorvente e posicionado no microdurômetro. A água destilada na qual os espécimes estavam imersos foi descartada após cada medição.

As mensurações de microdureza foram obtidas com o microdurômetro HMV-2000, acoplado a um microcomputador e um software específico para a análise das imagens (Cams-Win-New Age Industries / USA). O microdurômetro acionou uma ponta penetradora de diamante Knoop, de forma piramidal com base losangular. Foi utilizada uma carga vertical estática de 100 gramas aplicada por 15 segundos para as resinas Kooliner e Tokuyama Rebase II Fast e de 200

gramas aplicada por 15 segundos para as resinas Jet e Lucitone 550, de maneira que a endentação pudesse ser medida de maneira apropriada.. A leitura foi realizada com a objetiva de 10 X (Figura 43)

FIGURA 43 – Microdurômetro

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 (Figura 44)

FIGURA 44 – Imagem de uma compressão realizada para avaliação de microdureza em aumento de 10X

O losango possibilita 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 edentação

Para cada amostra foram realizadas 4 endentações aleatórias, sendo 1 endentação por quadrante e transformadas em valores médios, os quais foram anotados para posterior comparação.

3.4.3.6 Protocolo de desinfecção

O protocolo de desinfecção adotado para a realização deste trabalho seguiu os resultados obtidos em um experimento realizado na Faculdade de Odontologia de Bauru-USP, cujo objetivo foi analisar a efetividade da irradiação por microondas e o tempo para recolonização de *Candida albicans*, “in vitro”, sobre bases de dentadura, após desinfecção por meio de microondas.

Inicialmente, as potências e tempos utilizados neste estudo foram selecionados mediante revisão de literatura, a qual demonstrou que estes eram eficazes quanto à desinfecção dos espécimes testados.

Constatou-se sinais evidentes de descontaminação dos espécimes de resina acrílica quando os mesmos foram submetidos imersos à desinfecção em microondas a uma potência de 500 Watts por 3 e 5 minutos e a uma potência de 650 Watts por 5 e 6 minutos.

Após a desinfecção, os espécimes foram novamente contaminados com um inóculo de 10^7 células/ml de *Candida albicans*, pois, segundo CHANDRA et al. (CHANDRA et al., 2001) Ref 70 esta é a quantidade ideal para proporcionar crescimento de biofilme em experimentos “in vitro”. Esses espécimes foram avaliados após 24 horas, 3 dias, 7 dias, 15 dias e 30 dias, por meio de lavagem em água estéril, para remoção do biofilme não aderido e posterior raspagem da superfície do espécime de resina acrílica com lâmina de bisturi, a fim de obter, através da raspagem, células de *Candida albicans* aderidas à resina.

Os resultados deste estudo comprovaram a existência de células vivas de *Candida albicans* já aderidas à superfície da resina acrílica num período de 24 horas após a recontaminação dos espécimes, os quais haviam sido desinfetados, previamente através da irradiação microondas nas potências e tempos citados acima.

Baseado nos resultados deste estudo paralelo foi determinado que o intervalo de tempo entre um procedimento de desinfecção e outro deveria ser de 24 horas.

3.4.3.7 Desinfecção por microondas

Para uma avaliação longitudinal, os espécimes de resina acrílica dos grupos experimentais foram submetidos a 180 ciclos de desinfecção (foram submetidos 180 vezes à irradiação por microondas), com avaliações de rugosidade superficial e microdureza ao final de 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção. Entre os procedimentos de desinfecção, os padrões de resina acrílica de cada grupo foram armazenados em um recipiente plástico fechado contendo água deionizada a 37 °C, no interior de uma estufa.

O forno de microondas empregado nesse estudo foi um aparelho novo, de uso doméstico e sem modificações, com bandeja rotatória, 950 Watts de potência, câmara com capacidade para 27 litros e frequência de microondas de 2450 MHz (Figura 45) O forno foi calibrado e aferido pelo fabricante.

FIGURA 45 – Microondas

Protocolo de desinfecção para os espécimes.

Em cada ciclo de desinfecção, os espécimes de cada grupo experimental foram levados para o interior do forno de microondas e submetidos à potência e tempo referentes a cada grupo. Os espécimes de resina acrílica foram

acondicionados em recipientes plásticos contendo 150 ml de água destilada e posicionados sobre o prato rotacional dentro do forno de microondas.

Em seguida, os espécimes foram submetidos aos ensaios de rugosidade superficial e microdureza após os procedimentos de desinfecção.

3.4.3.8 Ensaios de rugosidade superficial e microdureza finais

Rugosidade superficial:

Os ensaios foram realizados de acordo com as condições técnicas descritas previamente. Para os espécimes dos grupos experimentais, ao final de cada um dos ciclos (30, 90 e 180 ciclos) as 4 leituras foram realizadas em cada um dos corpos de prova, obtendo-se uma média para posterior comparação.

Para os espécimes do grupo controle, as 4 leituras do ensaio de rugosidade superficial foram realizadas ao final de 1, 3 e 6 meses de armazenamento em água, o que corresponderia respectivamente a 30, 90 e 180 ciclos realizados para os grupos experimentais.

De posse dos valores médios de rugosidade, pudemos acompanhar ao final de cada ciclo e mês, a propriedade de rugosidade.

Microdureza Knoop:

Os ensaios foram realizados de acordo com as condições técnicas descritas previamente. Para cada amostra do grupo experimental, foram realizadas 4 endentações ao final de cada um dos ciclos (30, 90 e 180 ciclos), obtendo-se uma média.

Para cada amostra do grupo controle, as 4 endentações foram realizadas ao final de 1, 3 e 6 meses de armazenamento em água, o que corresponderia respectivamente a 30, 90 e 180 ciclos realizados para os grupos experimentais.

De posse dos valores médios de microdureza, pudemos acompanhar ao final de cada ciclo e mês, a propriedade de microdureza.

3.4.3.9 Forma de análise dos resultados

As médias dos dados obtidos para a avaliação da microdureza e rugosidade superficial, de cada resina acrílica, foram submetidas à análise de variância Anova a 2 critérios e suas médias foram comparadas pelo teste de Tukey a 5%.

4 RESULTADOS

4.1 MICRODUREZA

O teste ANOVA a 2 critérios a um nível de significância de 5% apontou diferenças estatisticamente significativas para os dois critérios avaliados (combinação potência-tempo e ciclos de desinfecção) para todas as resinas estudadas, por isso foi realizado o teste de Tukey para comparações individuais.

Para um melhor entendimento, os resultados estatísticos foram divididos de duas maneiras para todas as resinas: levando-se em consideração uma comparação entre grupos e uma comparação entre ciclos de desinfecção. Em seqüência, são apresentados os gráficos correspondentes a cada uma dessas comparações.

RESINA JET

Os resultados médios de microdureza para a resina Jet nas diferentes condições testadas estão apresentados na Tabela 1 e podem ser mais bem visualizados nos Gráficos 1 e 2.

Tabela 1 - Média e desvio padrão dos resultados de microdureza de todos os grupos da resina Jet nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

Grupos	Inicial	30 ciclos	90 ciclos	180 ciclos
Grupo 1	16,63 (1,07) ABa	13,99 (0,47) Ab	13,81 (0,34) Ab	14,37 (0,35) Ab
Grupo 2	17,31 (0,82) Ba	14,35 (0,35) ABbc	13,94 (0,44) ABc	14,70 (0,54) Ab
Grupo 3	17,17 (0,59) Ba	15,16 (1,01) Bb	14,56 (0,65) Bb	14,68 (0,69) Ab
Grupo 4	17,15 (0,63) Ba	14,19 (0,56) Ab	13,91 (0,34) ABb	14,82 (0,55) Ac
Grupo 5	15,97 (1,19) Aa	12,65 (0,68) Cb	12,23 (0,84) Cc	13,43 (0,83) Bd

N = 10 espécimes em cada grupo; p = 0,05.

Grupos com a mesma letra maiúscula em cada fase, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

Fases com a mesma letra minúscula em cada grupo, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS

Gráfico 1 - Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Jet analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

FASE INICIAL

Os valores de microdureza de todos os grupos apresentaram pequenas variações entre si e podem ser visualizados na tabela 1.

30 CICLOS

O grupo 5 continuou apresentando o menor valor de microdureza e foi diferente de maneira estatisticamente significativa dos valores de todos os grupos. O grupo 3 apresentou o maior valor de microdureza e foi diferente de maneira estatisticamente significativa em relação aos valores dos grupos 1, 4 e 5.

90 CICLOS

O grupo 5 continuou apresentando o menor valor de microdureza e foi diferente de maneira estatisticamente significativa em relação aos valores de todos os grupos. O grupo 3 continuou apresentando o maior valor de microdureza e foi diferente de maneira estatisticamente significativa em relação aos valores dos grupos 1 e 5.

180 CICLOS

O grupo 5 continuou apresentando o menor valor de microdureza e foi diferente de maneira estatisticamente significativa dos valores de todos os grupos. O grupo 4 apresentou o maior valor de microdureza, estatisticamente diferente do valor do grupo 5.

COMPARAÇÃO ENTRE CICLOS DE DESINFECÇÃO

Gráfico 2 - Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Jet analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

GRUPOS 1 E 3

O valor de microdureza inicial foi maior do que os demais, com diferença estatisticamente significativa. A microdureza diminuiu ao final do 30º ciclo e manteve-se estável ao final do 90º e 180º ciclos.

GRUPOS 2 E 4

O valor de microdureza inicial foi maior do que os demais, com diferença estatisticamente significativa. A microdureza diminuiu ao final do 30º ciclo, estabilizou após o 90º ciclo e aumentou ao final do 180º ciclo.

GRUPO 5

A microdureza inicial foi maior do que as demais com diferença estatisticamente significativa. A microdureza diminuiu ao final do 30º ciclo e continuou a diminuir ao final do 90º ciclo. Ao final do 180º ciclo a microdureza aumentou.

RESINA LUCITONE 550

Os resultados médios de microdureza para a resina Lucitone 550 nas diferentes condições testadas estão apresentados na Tabela 2, e podem ser mais bem visualizados nos Gráficos 3 e 4.

Tabela 2 - Média e desvio padrão dos resultados de microdureza de todos os grupos da resina Lucitone 550 nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

Grupos	Inicial	30 ciclos	90 ciclos	180 ciclos
Grupo 1	19,18 (0,63) ABa	14,96 (0,50) Ab	15,46 (0,35) Abc	15,55 (0,41) Ac
Grupo 2	19,36 (0,65) Ba	14,52 (0,59) Ab	15,41 (0,57) Ac	15,56 (0,56) Ac
Grupo 3	18,27 (1,26) Aa	14,56 (0,77) Ab	15,67 (0,37) Ac	14,97 (0,31) Bbc
Grupo 4	18,69 (0,56) ABa	14,72 (0,39) Ab	15,92 (0,26) Ac	15,65 (0,34) Ac
Grupo 5	18,83 (0,48) ABa	15,10 (0,33) Ab	15,55 (0,43) Ac	15,35 (0,37) ABbc

N = 10 espécimes em cada grupo; p = 0,05.

Grupos com a mesma letra maiúscula em cada fase, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

Fases com a mesma letra minúscula em cada grupo, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS

Gráfico 3 - Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Lucitone 550 analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

FASE INICIAL

Os valores de microdureza de todos os grupos apresentaram pequenas variações entre si e podem ser visualizados na tabela 2.

30 CICLOS

Os grupos 2 e 5 apresentaram respectivamente o menor e o maior valor de microdureza, sem diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

90 CICLOS

Os grupos 2 e 4 apresentaram respectivamente o menor e o maior valor de microdureza, sem diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

180 CICLOS

O grupo 3 apresentou o menor valor de microdureza e foi diferente de maneira estatisticamente significativa dos valores dos grupos 1,2 e 4. O grupo 4 continuou apresentando o maior valor de microdureza, diferente de maneira estatisticamente significativa em relação ao grupo 3.

COMPARAÇÃO ENTRE CICLOS DE DESINFECÇÃO

Gráfico 4 - Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Lucitone 550 analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

GRUPO 1

A microdureza inicial foi maior do que as demais, com diferença estatisticamente significativa. A microdureza diminuiu ao final do 30º ciclo e estabilizou ao final do 90º e 180º ciclos.

GRUPOS 2, 3, 4 E 5

A microdureza inicial foi maior do que as demais, com diferença estatisticamente significativa. A microdureza diminuiu ao final do 30º ciclo, aumentou ao final do 90º ciclo e manteve-se estável ao final do 180º ciclo.

RESINA KOOLINER

Os resultados médios de microdureza para a resina Kooliner nas diferentes condições testadas estão apresentados na Tabela 3, e podem ser mais bem visualizados nos Gráficos 5 e 6.

Tabela 3 - Média e desvio padrão dos resultados de microdureza de todos os grupos da resina Kooliner nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

Grupos	Inicial	30 ciclos	90 ciclos	180 ciclos
Grupo 1	11,21 (0,68) Aa	9,36 (0,71) ABb	8,67 (0,43) ABc	8,92 (0,33) Abc
Grupo 2	11,02 (0,60) Aa	10,20 (0,68) Bb	8,91 (0,27) Bc	10,03 (0,26) Bb
Grupo 3	11,37 (0,77) Aa	9,78 (1,09) ABb	8,86 (0,59) Bc	9,98 (0,37) Bb
Grupo 4	11,11 (0,64) Aa	9,80 (0,71) ABb	9,04 (0,28) Bc	9,81 (0,47) Bb
Grupo 5	10,80 (0,88) Aa	8,87 (0,51) Ab	8,20 (0,37) Ac	8,86 (0,45) Ab

N = 10 espécimes em cada grupo; p = 0,05.

Grupos com a mesma letra maiúscula em cada fase, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

Fases com a mesma letra minúscula em cada grupo, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS

Gráfico 5 - Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Kooliner analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

FASE INICIAL

Os valores de microdureza de todos os grupos apresentaram pequenas variações entre si e podem ser visualizados na tabela 3.

30 CICLOS

Os grupos 2 e 5 apresentaram respectivamente o maior e o menor valor de microdureza, com valores estatisticamente diferentes entre si.

90 CICLOS.

O grupo 5 continuou apresentando o menor valor de microdureza, diferente de maneira estatisticamente significativa em relação aos grupos 2, 3 e 4. O maior valor de microdureza foi o do grupo 4.

180 CICLOS

Ao final de 180 ciclos, o grupo 5 continuou apresentando o menor valor de microdureza, diferente de maneira estatisticamente significativa em relação aos grupos 2,3 e 4. O grupo 2 apresentou o maior valor de microdureza, diferente de maneira estatisticamente significativa em relação aos grupos 1 e 5.

COMPARAÇÃO ENTRE CICLOS DE DESINFECÇÃO

Gráfico 6 - Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Kooliner analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

GRUPO 1

A microdureza inicial foi maior do que as demais, com diferença estatisticamente significativa. A microdureza diminuiu ao final do 30º ciclo, continuou a diminuir ao final do 90º ciclo e estabilizou ao final do 180º ciclo.

GRUPOS 2, 3, 4 E 5

A microdureza inicial foi maior do que as demais, com diferença estatisticamente significativa. A microdureza diminuiu ao final do 30º ciclo, continuou a diminuir ao final do 90º ciclo e aumentou ao final do 180º ciclo.

RESINA TOKUYAMA

Os resultados médios de microdureza para a resina Tokuyama nas diferentes condições testadas estão apresentados na Tabela 4, e podem ser mais bem visualizados nos Gráficos 7 e 8.

Tabela 4 - Média e desvio padrão dos resultados de microdureza de todos os grupos da resina Tokuyama nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

Grupos	Inicial	30 ciclos	90 ciclos	180 ciclos
Grupo 1	11,06 (0,43) Aa	8,14 (0,15) ABb	7,87 (0,20) Ab	8,03 (0,37) Ab
Grupo 2	9,91 (0,34) Ba	7,90 (0,21) BCb	8,01 (0,30) Ab	8,46 (0,16) Bc
Grupo 3	9,14 (0,17) Ca	8,33 (0,25) Ab	8,39 (0,18) Bb	8,87 (0,25) Cc
Grupo 4	9,01 (0,32) Ca	8,29 (0,19) Ab	8,05 (0,23) Ab	8,69 (0,42) BCa
Grupo 5	9,65 (0,37) Ba	7,81 (0,26) Cb	7,78 (0,21) Ab	7,85 (0,30) Ab

N = 10 espécimes em cada grupo; p = 0,05.

Grupos com a mesma letra maiúscula em cada fase, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

Fases com a mesma letra minúscula em cada grupo, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS

Gráfico 7 - Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Tokuyama analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

FASE INICIAL

Os valores de microdureza de todos os grupos apresentaram pequenas variações entre si e podem ser visualizados na tabela 4.

30 CICLOS

O grupo 5 apresentou o menor valor de microdureza, diferente de maneira estatisticamente significativa em relação aos grupos 1, 3 e 4. O grupo 3 apresentou o maior valor de microdureza, diferente de maneira estatisticamente significativa em relação aos grupos 2 e 5.

90 CICLOS

O grupo 5 continuou apresentando o menor valor de microdureza, diferente de maneira estatisticamente significativa em relação ao grupo 3. O grupo 3 continuou apresentando o maior valor de microdureza, diferente de maneira estatisticamente significativa de todos os grupos.

180 CICLOS

O grupo 5 continuou apresentando o menor valor de microdureza, diferente de maneira estatisticamente significativa em relação aos grupos 2, 3 e 4. O grupo 3 continuou apresentando o maior valor de microdureza, diferente de maneira estatisticamente significativa em relação aos grupos 1, 2 e 5.

COMPARAÇÃO ENTRE CICLOS DE DESINFECÇÃO

Gráfico 8 - Médias dos resultados de microdureza para todos os grupos da resina Tokuyama analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

GRUPOS 1 E 5

A microdureza inicial foi maior do que as demais, com diferença estatisticamente significativa. A microdureza diminuiu ao final do 30° ciclo e estabilizou ao final do 90° e 180° ciclos.

GRUPOS 2, 3 E 4

A microdureza inicial foi maior do que as demais, com diferença estatisticamente significativa. A microdureza diminuiu ao final do 30° ciclo, estabilizou ao final do 90° ciclo e aumentou ao final do 180° ciclo.

4.2 RUGOSIDADE SUPERFICIAL

O teste ANOVA a 2 critérios a um nível de significância de 5% apontou diferenças estatisticamente significativas para os dois critérios avaliados (combinação potência-tempo e ciclos de desinfecção) para todas as resinas estudadas, por isso foi realizado o teste de Tukey para comparações individuais.

Para um melhor entendimento, os resultados estatísticos foram divididos de duas maneiras para todas as resinas: levando-se em consideração uma comparação entre grupos e uma comparação entre ciclos de desinfecção. Em seqüência, são apresentados os gráficos correspondentes a cada uma dessas comparações.

RESINA JET

Os resultados médios de rugosidade superficial para a resina Jet nas diferentes condições testadas estão apresentados na Tabela 5, e podem ser mais bem visualizados nos Gráficos 8 e 9.

Tabela 5 - Média e desvio padrão dos resultados de rugosidade superficial (μm) de todos os grupos da resina Jet nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

Grupos	Inicial	30 ciclos	90 ciclos	180 ciclos
Grupo 1	0,0470(0,0071) Aa	0,2718 (0,0331) Ab	0,2655 (0,0304) Ab	0,2665 (0,0308) Ab
Grupo 2	0,0565 (0,0091) Aa	0,2315 (0,0252) Ab	0,2155 (0,0266) Bb	0,2200 (0,0404) Bb
Grupo 3	0,0695 (0,0240) Aa	0,2450 (0,0203) Ab	0,2365 (0,0264) ABb	0,2300 (0,0268) ABb
Grupo 4	0,0680(0,0319) Aa	0,2683 (0,0448) Ab	0,2515 (0,0341) Ab	0,2625 (0,0403) Ab
Grupo 5	0,0733 (0,0307) Aa	0,0740 (0,0331) Ba	0,0888 (0,0210) Ca	0,0938 (0,0162) Ca

N = 10 espécimes em cada grupo; p = 0,05.

Grupos com a mesma letra maiúscula em cada fase, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

Fases com a mesma letra minúscula em cada grupo, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS

Gráfico 9 - Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Jet analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

FASE INICIAL

Os valores de rugosidade superficial de todos os grupos apresentaram pequenas variações entre si e podem ser visualizados na tabela 5.

30 CICLOS

Não houve diferença de rugosidade para as potências testadas. O grupo 5 apresentou o valor de rugosidade superficial significativamente menor, comparado aos demais grupos.

90 CICLOS E 180 CICLOS

Em ambos os ciclos, todos os grupos se comportaram de maneira semelhante. O grupo 1 continuou apresentando um resultado de rugosidade superficial estatisticamente superior, quando comparado aos grupos 2 e 5. O grupo 5 continuou apresentando um valor de rugosidade superficial significativamente menor, comparado a todos os grupos.

COMPARAÇÃO ENTRE CICLOS DE DESINFECÇÃO

Gráfico 10 - Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Jet analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

GRUPOS 1, 2, 3 E 4

O valor de rugosidade superficial aumentou ao final do 30º ciclo e estabilizou ao final do 90º e 180º ciclos.

GRUPO 5

O valor de rugosidade superficial manteve-se estável ao final de todos os ciclos.

RESINA LUCITONE 550

Os resultados médios de rugosidade superficial para a resina Lucitone 550 nas diferentes condições testadas estão apresentados na Tabela 6, e podem ser mais bem visualizados no Gráfico 10.

Tabela 6 - Média e desvio padrão dos resultados de rugosidade superficial (μm) de todos os grupos da resina Lucitone 550 nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

Grupos	Inicial	30 ciclos	90 ciclos	180 ciclos
Grupo 1	0,0295 (0,0087) Aa	0,0265 (0,0098) Aa	0,0350 (0,0144) ABa	0,0340 (0,0109) ABa
Grupo 2	0,0295 (0,0139) Aa	0,0290 (0,0135) Aa	0,0393 (0,0114) ABab	0,0428 (0,0146) BCb
Grupo 3	0,0260(0,0085) Aa	0,0293 (0,0054) Aa	0,0543 (0,0109) Cb	0,0544 (0,0167) Cb
Grupo 4	0,0215 (0,0092) Aa	0,0298 (0,0072) Ab	0,0440 (0,0086) BCc	0,0388 (0,0087) ABc
Grupo 5	0,0245 (0,0079) Aa	0,0235 (0,0043) Aa	0,0285 (0,0094) Aa	0,0246 (0,0053) Aa

N = 10 espécimes em cada grupo; p = 0,05.

Grupos com a mesma letra maiúscula em cada fase, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

Fases com a mesma letra minúscula em cada grupo, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS

Gráfico 11 – Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Lucitone 550 analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

FASE INICIAL

Os valores de rugosidade superficial de todos os grupos apresentaram pequenas variações entre si e podem ser visualizados na tabela 6.

30 CICLOS

O grupo 4 apresentou o maior valor de rugosidade superficial. O grupo 5 apresentou o menor valor de rugosidade superficial.

90 CICLOS

O grupo 3 apresentou um resultado de rugosidade superficial estatisticamente superior, quando comparado aos grupos 1, 2 e 5. O grupo 5 continuou apresentando um valor de rugosidade superficial significativamente menor, comparado aos grupos 3 e 4.

180 CICLOS

O grupo 3 continuou apresentando o maior valor de rugosidade superficial, diferente de maneira estatisticamente significativa em relação aos grupos 1, 4 e 5. O grupo 5 continuou apresentando o menor valor de rugosidade superficial, comparado aos grupos 2 e 3.

COMPARAÇÃO ENTRE CICLOS DE DESINFECÇÃO

Gráfico 12 - Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Lucitone 550 analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

GRUPOS 1, 2 E 5

Os valores de rugosidade superficial mantiveram-se estáveis após todos os ciclos.

GRUPO 3

O valor de rugosidade superficial manteve-se estável ao final do 30° ciclo, aumentou ao final do 90° ciclo e estabilizou novamente ao final do 180° ciclo.

GRUPO 4

O valor de rugosidade superficial aumentou ao final do 30° e 90° ciclos e estabilizou 180° ciclo.

RESINA KOOLINER

Os resultados médios de rugosidade superficial para a resina Kooliner nas diferentes condições testadas estão apresentados na Tabela 7, e podem ser mais bem visualizados nos Gráficos 13 e 14.

Tabela 7 - Média e desvio padrão dos resultados de rugosidade superficial (μm) de todos os grupos da resina Kooliner nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

Grupos	Inicial	30 ciclos	90 ciclos	180 ciclos
Grupo 1	0,1313 (0,0185) Aa	0,4168 (0,1346) Ab	0,4530(0,1600) Ab	0,3794 (0,0946) Ab
Grupo 2	0,1350 (0,0218) Aa	0,4895 (0,2117) Ab	0,4493 (0,1506) Ab	0,4208 (0,13985) ABb
Grupo 3	0,1363 (0,0228) Aa	0,4605 (0,1142) Ab	0,4618 (0,1195) Ab	0,4615 (0,1011) ABb
Grupo 4	0,1515 (0,0248) Aa	0,4878 (0,1035) Ab	0,5415 (0,0875) Ab	0,5011 (0,0629) Bb
Grupo 5	0,1525 (0,0381) Aa	0,1735 (0,0365) Bab	0,1890 (0,0451) Bb	0,1862 (0,0380) Cb

N = 10 espécimes em cada grupo; p = 0,05.

Grupos com a mesma letra maiúscula em cada fase, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

Fases com a mesma letra minúscula em cada grupo, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS

Gráfico 13 - Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Kooliner analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

FASE INICIAL

Os valores de rugosidade superficial de todos os grupos apresentaram pequenas variações entre si e podem ser visualizados na tabela 7.

30 CICLOS

O grupo 5 apresentou o menor valor de rugosidade superficial, diferente de maneira estatisticamente significativa de todos os grupos. O grupo 2 apresentou o maior valor de rugosidade superficial.

90 CICLOS

Os grupos 1, 2, 3 e 4 apresentaram um resultado de rugosidade superficial estatisticamente superior, quando comparados ao grupo 5.

180 CICLOS

O grupo 4 continuou apresentando o maior valor de rugosidade superficial, diferente de maneira estatisticamente significativa em relação aos grupos 1 e 5. O grupo 5 continuou apresentando o menor valor de rugosidade superficial, comparado a todos os grupos.

COMPARAÇÃO ENTRE CICLOS DE DESINFECÇÃO

Gráfico 14 - Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Kooliner analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

GRUPOS 1, 2, 3 E 4

O valor de rugosidade superficial aumentou ao final do 30º ciclo e manteve-se estável ao final do 90º ciclo e 180º ciclos.

GRUPO 5

O valor de rugosidade superficial manteve-se estável ao final de todos os ciclos.

RESINA TOKUYAMA

Os resultados médios de rugosidade superficial para a resina Tokuyama nas diferentes condições testadas estão apresentados na Tabela 8, e podem ser mais bem visualizados nos Gráficos 15 e 16.

Tabela 8 - Média e desvio padrão dos resultados de rugosidade superficial (μm) de todos os grupos da resina Tokuyama nas fases inicial (antes dos ciclos de desinfecção), após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

Grupos	Inicial	30 ciclos	90 ciclos	180 ciclos
Grupo 1	0,0595 (0,0079) Aa	0,1445 (0,0331) Ab	0,1640 (0,0154) Ab	0,1508 (0,0166) Ab
Grupo 2	0,0658 (0,0121) Aa	0,1558 (0,0138) ABb	0,2100 (0,0351) Bc	0,2076 (0,0211) Bc
Grupo 3	0,0705 (0,0157) Aa	0,1750 (0,0175) Bb	0,2238 (0,0242) BCc	0,2301 (0,02316) Bc
Grupo 4	0,0625 (0,0099) Aa	0,1723 (0,0286) ABb	0,2463 (0,0313) Cc	0,2886 (0,0374) Cd
Grupo 5	0,0630 (0,0117) Aa	0,0705 (0,0103) Ca	0,1043 (0,0157) Db	0,1080 (0,0152) Db

N = 10 espécimes em cada grupo; p = 0,05.

Grupos com a mesma letra maiúscula em cada fase, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

Fases com a mesma letra minúscula em cada grupo, não possuem diferença estatisticamente significativa entre si.

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS

Gráfico 15 - Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Tokuyama analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

FASE INICIAL

Os valores de rugosidade superficial de todos os grupos apresentaram pequenas variações entre si e podem ser visualizados na tabela 8.

30 CICLOS

Os grupos 2, 3 e 4 apresentaram valores superiores de rugosidade, entretanto somente o grupo 3 mostrou diferença estatisticamente significativa em relação aos grupos 1 e 5. O grupo 5 apresentou o menor valor de rugosidade superficial, diferente de maneira estatisticamente significativa de todos os grupos.

90 CICLOS

O grupo 4 apresentou um resultado de rugosidade superficial estatisticamente superior, quando comparado aos grupos 1, 2 e 5. O grupo 5 continuou apresentando um valor de rugosidade superficial significativamente menor, comparado a todos os grupos.

180 CICLOS

O grupo 4 continuou apresentando o maior valor de rugosidade superficial, diferente de maneira estatisticamente significativa em relação a todos os grupos. O grupo 5 continuou apresentando o menor valor de rugosidade superficial, comparado a todos os grupos.

COMPARAÇÃO ENTRE CICLOS DE DESINFECÇÃO

Gráfico 16 - Médias dos resultados de rugosidade superficial (μm) para todos os grupos da resina Tokuyama analisados na fase inicial, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção.

GRUPO 1

O valor de rugosidade superficial aumentou ao final do 30° ciclo e manteve-se estável ao final do 90° e 180° ciclos.

GRUPOS 2 e 3

O valor de rugosidade superficial aumentou ao final do 30° ciclo, continuou aumentando ao final do 90° ciclo e manteve-se estável ao final do 180° ciclo.

GRUPO 4

O valor de rugosidade superficial aumentou ao final de todos os ciclos.

GRUPO 5

O valor de rugosidade superficial manteve-se estável ao final do 30° ciclo, aumentou ao final do 90° ciclo e manteve-se estável ao final do 180° ciclo.

5 DISCUSSÃO

Esse estudo avaliou o efeito de sucessivos ciclos de desinfecção em microondas sobre as propriedades de microdureza e rugosidade superficial de quatro diferentes resinas acrílicas. Para um melhor entendimento dos resultados obtidos, este capítulo foi dividido em duas partes. Primeiro será discutido sobre a propriedade de microdureza e posteriormente será abordada a propriedade de rugosidade superficial.

MICRODUREZA

Dentro de cada propriedade, serão discutidos de maneira individual os aspectos observados para cada resina. Para o grupo experimental os valores de microdureza foram medidos antes dos procedimentos de desinfecção, após 30, 90 e 180 ciclos de desinfecção. Durante a discussão dos resultados, serão mencionados os termos 30, 90 e 180 ciclos, os quais correspondem para o grupo controle a 1, 3 e 6 meses respectivamente.

A imersão de espécimes de resina acrílica em água pode ter influência sobre os valores de microdureza através de 3 fenômenos: Difusão do monômero a partir do polímero, reação de polimerização adicional e difusão da água para o polímero, produzindo um efeito plastificador. Os padrões de difusão da água são governados pela “teoria de volume livre”, na qual a água se difunde através de nanoporos, sem qualquer reação mútua com as moléculas polares do material; ou pela “teoria de interação”, na qual a água se difunde através do material aglutinado sucessivamente, em direção aos grupos hidrofílicos. A água absorvida pode se encontrar em duas formas distintas: “livre”, a qual ocupa volumes livres entre as cadeias poliméricas e nanoporos, criados durante a polimerização, ou “ligada”, a qual está presa à cadeia polimérica por meio de pontes de hidrogênio, com a formação de cápsulas de hidratação primária e secundária, ao redor de terminações hidrofílicas e iônicas da matriz das resinas (YIU et al., 2004).

RESINA JET - COMPARAÇÃO ENTRE CICLOS

Numa comparação entre ciclos foi observado que os grupos 1 (500 W, 3 minutos), 2 (500 W, 5 minutos), 3 (650 W, 5 minutos), 4 (650 W, 6 minutos) e 5 (controle) tiveram seus valores de microdureza diminuídos ao final do 30º ciclo. Uma possível explicação para essa diminuição da dureza é o fato de os espécimes dos grupos 1, 2, 3 e 4 terem sido irradiados imersos em água e mantidos em água a 37° C entre os ciclos de desinfecção. Os espécimes do grupo 5 ficaram constantemente armazenados em água a 37° C. Pode ser assumido que, nessa situação, o efeito do monômero residual liberado dos espécimes durante a imersão em água e a reação de polimerização adicional foram menores do que a absorção das moléculas de água, de tal maneira que a microdureza diminuiu. Em um estudo de von Fraunhofer e Suchatlampong (1975) sobre resistência à endentação de polímeros para bases de dentaduras, antes e após a imersão em água, foi mostrado que o armazenamento em água produziu um amaciamento da superfície de resinas acrílicas.

Para os grupos 1,2,3 e 4 esses valores de microdureza estabilizaram-se ao final do 90º ciclo e para o grupo 5 a microdureza continuou diminuindo ao final deste. Provavelmente houve um equilíbrio entre os processos de absorção de água, liberação de monômero residual e polimerização adicional. Para o grupo 5, o processo de absorção de água continuou acontecendo até o final do 90º ciclo, e esse fenômeno parece ter superado os mecanismos responsáveis pelo aumento da microdureza que são a liberação de monômero residual a partir do polímero e reação de polimerização adicional. Poderia ser questionado o porquê de a microdureza dos grupos experimentais ter se mantido estável ao final do 90º ciclo, o que não aconteceu com o grupo 5. Uma possível explicação seria a de que os espécimes dos grupos experimentais apresentaram quantidades inferiores de monômero residual e, portanto, quase não ocorreram os fenômenos de difusão do monômero em água e polimerização posterior. Além disso, o processo de absorção de água também diminuiu, justificando assim a estabilidade de seus valores de dureza ao final deste ciclo. Uma possível justificativa para essa diferença no conteúdo de monômero residual entre os grupos pode ser atribuída à proporção pó/líquido

utilizada para a confecção dos espécimes em cada grupo. Apesar do cuidado em seguir as proporções polímero/monômero e instruções recomendadas pelo fabricante para a manipulação das resinas, existe uma sensibilidade da técnica e diferenças nas proporções polímero/monômero que podem ter ocorrido para os diferentes grupos, resultando em espécimes com maior ou menor quantidade de monômero residual. De acordo com Kedjarune, Charoenworulak e Koontongkaew (1999) quanto maior a quantidade de monômero adicionada à mistura, maior será a quantidade de monômero residual. Similarmente, Lamb, Ellis e Priestly (1983) investigaram o efeito da proporção polímero/monômero nos níveis de monômero residual e observaram que as resinas preparadas com uma alta proporção de polímero (5:3) resultou em níveis significativamente menores de monômero residual, quando comparadas àquelas preparadas com uma proporção menor (4:3). Portanto, é importante perceber que as diferentes proporções de polímero/monômero podem resultar em uma mistura de resina acrílica que poderia ser muito rígida ou muito fluida para o uso clínico. Apesar desses mecanismos não terem sido investigados nesse estudo, eles podem ajudar a explicar os resultados observados. Estudos posteriores são necessários para confirmar essa hipótese.

Para os grupos 1 e 3 a microdureza manteve-se estável ao final do 180º ciclo e aumentou, ao final deste, para os grupos 2, 4 e 5. Essa estabilidade da microdureza para os grupos 1 e 3 pode ter ocorrido pelos mesmos motivos citados acima para os grupos experimentais ao final do 90º ciclo. O aumento na dureza dos grupos 2, 4 e 5 pode ter ocorrido por 2 motivos (ou pela associação desses): difusão do monômero em água a partir do polímero e polimerização adicional. Portanto, nesse caso, os mecanismos de liberação do monômero e a polimerização posterior podem ter superado o efeito plastificador da absorção de água. Consequentemente, para esses grupos onde a dureza aumentou, pode ser hipotetizado que os mecanismos de polimerização continuada e liberação de monômero podem ter compensado o efeito prejudicial de absorção de água (REIS et al., 2006). Essa diferença observada entre os grupos 1 e 3 e os grupos 2, 4 e 5 pode ser explicada por uma possível diferença na quantidade de monômero residual entre os grupos.

RESINA LUCITONE 550 - COMPARAÇÃO ENTRE CICLOS

Numa comparação entre ciclos foi observado que os grupos 1 (500 W, 3 minutos), 2 (500 W, 5 minutos), 3 (650 W, 5 minutos), 4 (650 W, 6 minutos) e 5 (controle) tiveram seus valores de microdureza diminuídos ao final do 30º ciclo. Uma possível explicação para essa diminuição da dureza é o fenômeno de sorpção de água já citado anteriormente, que pode ter superado os fenômenos de difusão do monômero e polimerização posterior. Os resultados desse estudo não estão de acordo com os observados no estudo de Polyzois, Zissis e Yannikakis (1995), onde os procedimentos de desinfecção por microondas produziram espécimes com uma microdureza aumentada quando comparados aos controles. Uma possível explicação para a microdureza aumentada, resultante da desinfecção por microondas no citado estudo, pode ser a falta do efeito plastificador da água sobre os espécimes irradiados a seco pelas microondas.

Para o grupo 1 esse valor de microdureza estabilizou-se ao final do 90º ciclo e para os grupos 2, 3, 4 e 5 a microdureza aumentou ao final desse. Essa estabilidade da microdureza para o grupo 1 pode ser explicada da seguinte maneira: ocorreu um equilíbrio entre os fenômenos de sorpção de água, liberação de monômero residual e polimerização posterior ao final do 90º ciclo. A microdureza aumentou ao final desse ciclo para os grupos 2, 3, 4 e 5. Nesse caso, os mecanismos de liberação do monômero e a polimerização posterior podem ter superado o efeito plastificador da absorção de água. Essa diferença observada entre os grupos 1 e os grupos 2, 3, 4 e 5 pode ser explicada por uma possível diferença na quantidade de monômero residual entre os grupos.

Para todos os grupos, a microdureza manteve-se estável ao final do 180º ciclo. Essa estabilidade da microdureza pode ser explicada por um equilíbrio entre os fenômenos de sorpção de água, liberação de monômero residual e polimerização posterior.

RESINA KOOLINER - COMPARAÇÃO ENTRE CICLOS

Numa comparação entre ciclos foi observado que os grupos 1 (500 W, 3 minutos), 2 (500 W, 5 minutos), 3 (650 W, 5 minutos), 4 (650 W, 6 minutos) e 5 (controle) tiveram seus valores de microdureza diminuídos ao final do 30° e 90° ciclos. Uma possível causa para essa diminuição da dureza é o fenômeno de sorpção de água, que deve ter sido superior aos fenômenos responsáveis pelo aumento da microdureza que são a liberação de monômero residual e a polimerização posterior.

Para o grupo 1 a microdureza manteve-se estável ao final do 180° ciclo. Essa estabilidade da microdureza pode ser explicada por um equilíbrio entre os fenômenos de sorpção de água, liberação de monômero residual e polimerização posterior. Para os grupos 2, 3, 4 e 5 a microdureza aumentou ao final desse ciclo. Nesse caso, os mecanismos de liberação do monômero e a polimerização posterior podem ter superado o efeito plastificador da absorção de água. Esses resultados estão de acordo com os resultados de Azevedo et al. (2006) que relatou, em seu estudo, o aumento na dureza para as resinas reembasadoras autopolimerizáveis Kooliner e Duraliner II, devido a uma polimerização posterior e a mecanismos de liberação de monômero residual, os quais provavelmente superaram o efeito plastificante de absorção de água (AZEVEDO et al., 2006). Essa diferença observada entre os grupos 1 e os grupos (2, 3, 4 e 5) pode ser explicada por uma possível diferença na quantidade de monômero residual entre os grupos.

RESINA TOKUYAMA - COMPARAÇÃO ENTRE CICLOS

Numa comparação entre ciclos foi observado que os grupos 1 (500 W, 3 minutos), 2 (500 W, 5 minutos), 3 (650 W, 5 minutos), 4 (650 W, 6 minutos) e 5 (controle) tiveram seus valores de microdureza diminuídos ao final do 30° ciclo. Uma possível causa para essa diminuição da dureza é o fenômeno de sorpção de água, que deve ter sido superior aos fenômenos responsáveis pelo aumento da microdureza, que são a liberação de monômero residual e a polimerização posterior.

Para todos os grupos esse valor de microdureza estabilizou-se ao final do 90° ciclo. Essa estabilidade da microdureza pode ser explicada pelo equilíbrio entre os fenômenos de sorpção de água, difusão do monômero para a água e a polimerização posterior.

Para os grupos 1 e 5 a microdureza continuou estável o que pode ser explicado pelos mesmos motivos citados anteriormente para o 90° ciclo. Para os grupos 2, 3 e 4 essa microdureza aumentou. Nesse caso, os mecanismos de liberação do monômero para a água e a polimerização posterior podem ter superado o efeito plastificador da absorção de água. Essa diferença observada entre os grupos 1 e 5 e os grupos (2, 3 e 4) pode ser explicada por uma possível diferença na quantidade de monômero residual entre os grupos. Esses achados estão de acordo com os resultados de von Fraunhofer e Suchatlampong (1975). Esses autores afirmaram que o armazenamento em água de amostras mecanicamente polidas diminuiu a dureza do material termopolimerizável, o que foi provavelmente por causa do fenômeno de sorpção de água. Por outro lado, uma dureza aumentada foi observada para o material autopolimerizável após armazenamento em água, o que poderia ser explicado pela polimerização adicional do material que substancialmente superou o efeito negativo da sorpção de água (MESQUITA).

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS (TODAS AS RESINAS)

Para todas as resinas, numa comparação entre grupos foi observado que, ao final de todos os ciclos os grupos 1 (500 W, 3 minutos), 2 (500 W, 3 minutos), 3 (650 W, 5 minutos), 4 (650 W, 6 minutos) e 5 (controle) não apresentaram grandes diferenças entre si para os valores de microdureza, mostrando assim que as diferenças entre os tratamentos empregados para os diferentes grupos não foram os principais fatores que influenciaram os valores de microdureza e sim a imersão dos mesmos em água. Portanto, é provável que a redução dos valores de microdureza foi mais dependente da sorpção de água do que da energia de microondas por si só (CAMPANHA et al., 2005).

Revisando a literatura pertinente, não foram encontrados outros estudos utilizando exatamente o mesmo procedimento experimental, portanto presume-se que somente comparações indiretas foram possíveis. A maioria dos

trabalhos submete os corpos de prova a dois ciclos de esterilização somente, simulando a esterilização no momento em que as dentaduras contaminadas são mandadas para o laboratório e antes que elas sejam retornadas para o paciente. Nesse trabalho a microdureza foi avaliada para os grupos controle e experimental após 30, 90 e 180 ciclos, com os espécimes sempre imersos em água. Esse longo período de imersão em água simula a situação clínica, na qual a resina é constantemente exposta a um ambiente úmido.

Entre as propriedades que estão relacionadas à dureza de um material estão o módulo de elasticidade e o desgaste *in vitro* (MAHONEY et al., 2000). As medidas para a dureza de superfície de uma resina para base de dentadura indicam o quanto as forças aplicadas durante a mastigação podem ser resistidas (VON FRAUNHOFER; SUCHATLAMPONG, 1975). A propriedade de microdureza pode predizer o desempenho de um material ao seu desgaste por um outro material ou estrutura dentária (SAMUEL; SELISTRE, 2000).. As resinas acrílicas podem ser riscadas facilmente devido a um baixo valor de dureza Knoop (SMITH; POWERS; LADD, 1992).

Os dados obtidos sob as condições do nosso estudo, confirmam a hipótese de que a dureza das resinas para bases de dentaduras poderia ser afetada pela desinfecção através das microondas e pelo tempo de armazenamento em água. Enquanto o conteúdo de monômero residual remanescente leva vários anos para se esgotar, REF 15, no presente estudo esse processo parece ter diminuído após o período de 30 ciclos. Neppelenbroek et al. (2005) afirmaram que é possível que a maioria do monômero residual seja liberada durante os 60 dias de imersão de espécimes de resina acrílica em água.

Pôde-se constatar ainda que, mais importante do que o tratamento empregado para os diferentes grupos (diferentes combinações de potência-tempo ou a simples imersão em água) não foram os principais fatores que tiveram influência sobre a propriedade de microdureza. O fator que mais teve influência sobre essa propriedade foi o efeito da água sobre os corpos de prova, devido aos fenômenos decorrentes da imersão dos espécimes na mesma, como a difusão do monômero a partir do polímero para a água, a polimerização posterior e o efeito plastificante da absorção das moléculas de água. Campanha et al. (2005) investigaram o efeito da esterilização por

microondas (650 W por 6 minutos) e a imersão em água sobre a dureza Vickers (VHN) de seis marcas de dentes artificiais de resina acrílica. A esterilização em microondas por 2 ciclos diminuiu a VHN de todos os dentes artificiais de resina acrílica quando os espécimes não eram armazenados previamente em água destilada, com exceção de 1 marca. Em contraste, a esterilização em microondas não teve efeito significativo sobre a dureza de 5 marcas de dentes artificiais de resina acrílica quando eles eram previamente armazenados por 90 dias em água destilada e então submetidos à esterilização em microondas. Quando os espécimes dos grupos C (Controle) e os espécimes imersos em água por 90 dias eram comparados, 5 marcas comerciais de dentes de estoque de resina acrílica demonstraram uma diminuição significativa nos valores de dureza após armazenamento em água.

Durante o uso clínico, materiais de resina para bases de dentaduras estão imersos em saliva, e durante o armazenamento da dentadura elas são imersas em água ou em uma solução limpadora aquosa. Como resultado dessa imersão, a água ou saliva podem ser absorvidas pelas resinas das bases de dentaduras (TAKAHASHI; CHAI; KAWAGUCHI, 1998). Ou seja, durante sua vida útil a prótese é constantemente exposta a um meio úmido, como citado acima. Como foi constatado que o principal efeito sobre a microdureza através da irradiação por microondas é o efeito da água, esse fato não parece ser um grande problema, já que a exposição da prótese a fluidos como água e saliva é uma condição que não pode ser evitada. Dessa maneira parece ser prudente a afirmação de que a desinfecção através da energia de microondas poderia ser utilizada para a desinfecção de próteses.

Pôde-se observar ainda que as principais alterações (diminuição nos valores de microdureza) ocorreram após 30 ciclos. A partir daí, maiores alterações não foram observadas para a microdureza, dando um indício de que há uma tendência para a estabilização dos valores dessa propriedade, mesmo que ciclos adicionais sejam adotados.

RUGOSIDADE SUPERFICIAL

A rugosidade superficial de um material utilizado para a prótese removível é de importância já que ela afeta diretamente ou indiretamente a resistência à pigmentação, acúmulo de biofilme microbiano, saúde dos tecidos orais e conforto do paciente (BAYSAN; WHILEY; WRIGHT, 1998). Idealmente, portanto, um material deveria possuir uma superfície lisa de maneira que o acúmulo de placa seja minimizado ou evitado (ZISSIS et al., 2000).

COMPARAÇÃO ENTRE CICLOS

Para todas as resinas autopolimerizáveis Jet, Kooliner e Tokuyama Rebase Fast, numa comparação entre ciclos, foi observado que todos os grupos experimentais (grupos 1-4) tiveram seus valores de rugosidade superficial aumentados ao final do 30º ciclo. Ao final desse ciclo, os valores de rugosidade ficaram entre ($0,2315 \pm 0,0251 \mu\text{m}$ – $0,2717 \pm 0,0330 \mu\text{m}$) para a resina Jet, ($0,4167 \pm 0,1345 \mu\text{m}$ – $0,4895 \pm 0,2116 \mu\text{m}$) para a Kooliner e ($0,1445 \pm 0,0331 \mu\text{m}$ – $0,1750 \pm 0,0174 \mu\text{m}$) para a Tokuyama. Uma possível explicação para esse aumento da rugosidade superficial é o fato de esses espécimes terem sido irradiados imersos em água. Sabe-se que a água se difunde pela resina e causa um amolecimento das camadas mais superficiais. As microondas fazem com que as moléculas de água vibrem 2-3 bilhões de vezes por segundo produzindo uma fricção das moléculas de água, resultando no seu aquecimento (DE CLERCK, 1987). As altas temperaturas associadas aos movimentos das moléculas faz com que ocorra uma difusão mais rápida das moléculas de água para dentro do polímero. Portanto, o calor gerado por cada um dos ciclos da irradiação por microondas pode ter aumentado gradualmente ao final do 30º ciclo a absorção de água no material, aumentando consequentemente seu efeito plastificador sobre a resina. O aumento desse efeito plastificador pode ter resultado em uma dissolução da camada mais externa de polimento, expondo as camadas subjacentes e, portanto os riscos das lixas de maior granulação, portanto resultando em um aumento da rugosidade superficial. von Fraunhofer e Suchatlampong (1975)

afirmaram que, devido a esse processo de difusão da água para o polímero, a água tanto combina com, ou mais provavelmente, entra na camada externa amorfa da superfície acrílica, o que sugere uma forma de reação química que não pode ser prevenida.

Para a resina Lucitone 550, todos os grupos experimentais, com exceção do grupo 4 (o valor de rugosidade foi de $0,0297 \pm 0,0072 \mu\text{m}$) mantiveram estáveis seus valores de rugosidade superficial ao final do 30º ciclo. Uma possível explicação para essa estabilidade da rugosidade superficial nos grupos 1, 2 e 3 é que o efeito da água e da irradiação por microondas, apesar de terem ocasionado um efeito plastificante sobre a resina (o que foi constatado pela diminuição de seus valores de microdureza), não foram suficientes para remover a camada mais externa do polimento. Isso pode ser devido ao alto grau de polimerização das resinas termopolimerizáveis, o que as torna menos solúveis em comparação às autopolimerizáveis. O aumento da rugosidade superficial para o grupo 4 pode ter ocorrido pelo fato desse grupo ter sido submetido à maior potência e ao maior tempo de exposição às microondas, quando comparado aos outros grupos, sendo submetido portanto, a uma temperatura maior durante um tempo maior, ocasionando uma maior difusão da água para o polímero e portanto a dissolução da camada mais superficial do polimento para esse grupo.

Para as resinas Jet e kooliner, todos os grupos apresentaram uma estabilização de seus valores de rugosidade superficial ao final de 90 e 180 ciclos. Parece que ao final desses ciclos, a difusão de água para o polímero atingiu a saturação, portanto pode ter ocorrido uma estabilização do efeito plastificador da água, diminuindo a dissolução da camada mais externa da resina, estabilizando os valores de rugosidade.

Para a resina Lucitone 550, ao final do 90º ciclo, os grupos 1 e 2 continuaram apresentando estabilização de seus valores de rugosidade superficial, pelos motivos já citados acima para essa resina ao final do 30º ciclo. Já os grupos 3 e 4 apresentaram um aumento de seus valores de rugosidade superficial ($0,0542 \pm 0,0109 \mu\text{m}$), o que pode ser explicado pela exposição desses grupos à uma potência maior quando comparados aos grupos 1 e 2. A exposição a uma temperatura mais elevada provavelmente

promoveu a remoção da camada mais externa do polimento, aumentando a rugosidade superficial.

Ao final do 90° ciclo, todos os grupos da resina Tokuyama, com exceção do grupo 1, continuaram apresentando um aumento dos valores de rugosidade superficial. Os valores de rugosidade nesse ciclo foram de $(0,2100 \pm 0,0351 \mu\text{m})$, $(0,2237 \pm 0,0242 \mu\text{m})$ e $(0,2462 \pm 0,0312 \mu\text{m})$ para os grupos 2, 3 e 4 respectivamente. Possivelmente essa estabilização da rugosidade do grupo 1 foi devido ao fato desse grupo ter sido submetido ao menor tempo de exposição às microondas, dentro da menor potência, gerando uma temperatura menor. Essa exposição a uma menor temperatura provavelmente não foi suficiente para aumentar a taxa de difusão de água para o polímero, que por já ter atingido a saturação, não promoveu uma dissolução adicional na camada superficial da resina acrílica.

Ao final do 180° ciclo, as resinas Lucitone 550 e Tokuyama apresentaram estabilização de seus valores de rugosidade para todos os grupos, com exceção do grupo 4 para a resina Tokuyama. O valor de rugosidade para a resina Tokuyama ao final desse ciclo foi de $(0,2886 \pm 0,0373 \mu\text{m})$. Essa estabilização para os valores de rugosidade possivelmente ocorreu devido a uma saturação na difusão da água para o polímero, não ocorrendo dessa maneira, a remoção da camada mais externa da resina. O aumento da rugosidade para o grupo 4 pode ser explicado pelo fato desse grupo ter sido exposto à maior potência, durante um maior tempo, o que pode ter aumentado a taxa de difusão da água para o polímero, removendo a camada mais externa do polimento.

Para todas as resinas estudadas, ainda numa comparação entre ciclos, foi observado que os grupos controle de todas as resinas mantiveram seus valores de rugosidade estáveis ao final de todos os ciclos, com exceção da resina Tokuyama que apresentou um aumento da rugosidade ao final do 90° ciclo. Apesar desses grupos terem permanecido constantemente imersos em água a 37° C, esse fato pode ter ocorrido devido à ausência da ação das microondas. Nesses grupos, a ação isolada da água parece não ter sido suficiente para remover a camada mais externa da resina. Essa diferença observada para a resina Tokuyama ao final de 1 ciclo, em relação aos demais

materiais testados, pode ser explicada pela extensão da superfície avaliada e pela localização aleatória das leituras de rugosidade.

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS

RESINAS AUTOPOLIMERIZÁVEIS

Para todos os grupos experimentais, ao final de 30, 90 e 180 ciclos, praticamente não existiram diferenças de rugosidade entre eles. O grupo 5 foi o que apresentou os menores valores de rugosidade superficial ao final dos ciclos citados acima. Pode-se concluir então, que as diferentes combinações de potência-tempo utilizadas para os diferentes grupos não promoveram valores de rugosidade superficial com grandes diferenças entre si, no entanto, foi nítida a diferença dos valores de rugosidade superficial entre os grupos que receberam a desinfecção por microondas e os grupos que somente ficaram armazenados em água, com estes apresentando valores de rugosidade significativamente menores.

RESINA TERMOPOLIMERIZÁVEL

Para todos os grupos experimentais, ao final de 30, 90 e 180 ciclos, praticamente não existiram diferenças de rugosidade entre eles. O grupo 5 foi o que apresentou os menores valores de rugosidade superficial ao final dos ciclos citados acima. Mesmo assim, os valores de rugosidade desse grupo praticamente não diferiram dos valores de rugosidade dos grupos experimentais, mostrando que, para essa resina, o procedimento de desinfecção por microondas não provocou maiores alterações de rugosidade superficial.

Ao final dos 180 ciclos, os valores de rugosidade superficial das resinas estudadas variou de 0,03 μm - 0,05 μm para a resina Lucitone, 0,15 μm – 0,28 μm para a resina Tokuyama, 0,22 μm - 0,26 μm para a resina Jet e 0,37 μm – 0,50 μm para a resina Kooliner. Ao final do experimento, a resina Lucitone manteve os valores de rugosidade superficial bem menores do que o limiar de rugosidade descrito por Bollen, Lambrechts e Quirynen (1997). As resinas Jet

e Tokuyama mantiveram seus valores bem próximos a esse limiar de rugosidade, enquanto a resina Kooliner teve sua rugosidade aumentada, com valores acima do limiar de rugosidade de $0,2\ \mu\text{m}$. Portanto, todas as resinas estudadas com exceção da Kooliner, exibiram características superficiais favoráveis, com valores de rugosidade média de tal magnitude que o acúmulo de placa poderia ser minimizado, facilitando, portanto a higiene da dentadura. Isso pode ter ocorrido porque a resina Kooliner não possui, em sua composição, agentes de ligação cruzada, os quais garantem melhores propriedades mecânicas, e segundo Arima, Murata e Hamada (1995) a ausência destes agentes promove maior absorção de água.

Apesar da rugosidade de alguns espécimes ter ficado acima de $0.2\ \mu\text{m}$, isso não parece ser um grande problema, pois, provavelmente na boca, essa rugosidade já começa maior do que $0.2\ \mu\text{m}$, já que a superfície de contato com a mucosa não é polida. O estudo *in vitro* de Zissis et al. (2000) investigou a rugosidade de 20 materiais para dentaduras sem acabamento e polimento. Quatro resinas para bases de dentaduras, nove materiais reembasadores rígidos e sete materiais reembasadores macios foram avaliados para a rugosidade. O grupo dos materiais para bases de dentaduras exibiram valores de Ra de 3.4 a $7.6\ \mu\text{m}$, enquanto os reembasadores rígidos foram de 0.7 a $4.4\ \mu\text{m}$. Além disso, as técnicas convencionais de acabamento e polimento aplicadas para as outras superfícies dificilmente atingem níveis de rugosidade superficial inferiores a $0,2\ \mu\text{m}$ (KAPLAN et al., 1996, KUHAR; FUNDUK, 2005, MAALHAGH-FARD et al., 2003, ULUSOY; ULUSOY; AYDIN, 1986, ZISSIS et al., 2000).

Embora não tenha sido objetivo desse trabalho avaliar o polimento das resinas no decorrer do estudo, foi observado, por meio de análise visual dos espécimes, a perda do brilho promovido pelo polimento. De forma geral, os corpos de prova tornaram-se mais opacos e com sua superfície mais riscada, após as desinfecções.

Deve ser enfatizado que o presente estudo tem limitações porque somente 4 materiais dos muitos existentes para bases de dentaduras foram avaliados e também porque o estudo foi *in vitro*. Por tanto, estudos clínicos em longo prazo são necessários para determinar a aplicabilidade da irradiação microondas para a desinfecção das dentaduras.

6 CONCLUSÃO

MICRODUREZA

1- As principais alterações nos valores de microdureza (diminuição), ocorreram após 30 ciclos de desinfecção em microondas. Após esse período existiu uma tendência para a estabilização dos valores dessa propriedade, mesmo quando ciclos adicionais (90 e 180 ciclos) foram realizados.

2- Os tratamentos empregados para os diferentes grupos experimentais (diferentes combinações de potência-tempo) não foram os principais fatores que tiveram influência sobre essa propriedade. É provável que a redução dos valores de microdureza tenha sido mais dependente da sorção de água do que da energia de microondas por si só.

3- A exposição da prótese a fluidos como água e saliva é uma condição que não pode ser evitada. Dessa maneira parece ser prudente a afirmação de que a desinfecção através da energia de microondas pode ser utilizada para a desinfecção de próteses.

RUGOSIDADE SUPERFICIAL

1- A maioria das alterações nos valores de rugosidade superficial (aumento), ocorreu após 30 ciclos de desinfecção em microondas. Após esse período, existiu uma tendência para a estabilização dos valores dessa propriedade.

2- Os tratamentos empregados para os diferentes grupos experimentais (diferentes combinações de potência-tempo) tiveram influência sobre a propriedade de rugosidade superficial. De maneira geral observou-se que os valores de rugosidade superficial dos espécimes somente imersos em água foram menores do que os valores dos espécimes irradiados.

3- Após 180 ciclos, a resina Lucitone 550 manteve seus valores de rugosidade superficial bem abaixo do limiar de rugosidade de 0.2 μm . As resinas Jet e Tokuyama Rebase II Fast mantiveram seus valores bem próximos a esse limiar de rugosidade, enquanto a resina Kooliner teve sua rugosidade aumentada, com valores acima desse limiar. Portanto, todas as resinas

estudadas com exceção da Kooliner, exibiram características superficiais favoráveis, com valores de rugosidade média de tal magnitude que o acúmulo de placa poderia ser minimizado, facilitando, portanto a higiene da dentadura.

REFERÊNCIAS

- Anusavice KJ. Materiais dentários. 10 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1998.
- Arab J, Newton JP, Lloyd CH. The effect of an elevated level of residual monomer on the whitening of a denture base and its physical properties. *J Dent* 1989;17(4):189-94
- Arendorf TM, Walker DM. Oral candidal populations in health and disease. *Br Dent J* 1979;147(10):267-72.
- Arima T, Murata H, Hamada T. Properties of highly cross-linked autopolymerizing reline acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1995;73(1):55-9.
- Arkell S, Shinnick A. Update on oral candidosis. *Nurs Times* 2003;99(48):52-3.
- Asad T, Watkinson AC, Huggett R. The effects of various disinfectant solutions on the surface hardness of an acrylic resin denture base material. *Int J Prosthodont* 1993;6(1):9-12.
- AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council of Dental Therapeutics and Council of Prosthetic Services and Dental Laboratory Relations. Guidelines for infection control in the dental office and the commercial dental laboratory *J Am Dent Assoc* 1985;110:969-72.
- Azevedo A, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Magnani R. Effect of disinfectants on the hardness and roughness of reline acrylic resins. *J Prosthodont* 2006;15(4):235-42.
- Baena-Monroy T, Moreno-Maldonado V, Franco-Martinez F, Aldape-Barrios B, Quindos G, Sanchez-Vargas LO. *Candida albicans*, *Staphylococcus aureus* and *Streptococcus mutans* colonization in patients wearing dental prosthesis. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2005;10 Suppl 1:E27-39.
- Banting DW, Hill SA. Microwave disinfection of dentures for the treatment of oral candidiasis. *Spec Care Dentist* 2001;21(1):4-8.
- Barnabe W, de Mendonca Neto T, Pimenta FC, Pegoraro LF, Sclaro JM. Efficacy of sodium hypochlorite and coconut soap used as disinfecting agents in the reduction of denture stomatitis, *Streptococcus mutans* and *Candida albicans*. *J Oral Rehabil* 2004;31(5):453-9.
- Baysan A, Whiley R, Wright PS. Use of microwave energy to disinfect a long-term soft lining material contaminated with *Candida albicans* or *Staphylococcus aureus*. *J Prosthet Dent* 1998;79(4):454-8.

Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater* 1997;13(4):258-69.

Bombonatti PE, Scaranelo RM, de Barros LE, Portolani RM. [Determination of the residual monomer in self-curing resins when submitted to chemical polishing method]. *Rev Fac Odontol Aracatuba* 1975;4(2):273-7.

Brace ML, Plummer KD. Practical denture disinfection. *J Prosthet Dent* 1993;70(6):538-40.

Budtz-Jorgensen E. Materials and methods for cleaning dentures. *J Prosthet Dent* 1979;42(6):619-23.

Budtz-Jorgensen E. The significance of *Candida albicans* in denture stomatitis. *Scand J Dent Res* 1974;82(2):151-90.

Budtz-Jorgensen E. Etiology, pathogenesis, therapy, and prophylaxis of oral yeast infections. *Acta Odontol Scand* 1990;48(1):61-9.

Budtz-Jorgensen E. Histopathology, immunology, and serology of oral yeast infections. Diagnosis of oral candidosis. *Acta Odontol Scand* 1990;48(1):37-43.

Budtz-Jorgensen E, Holmstrup P, Krogh P. Fluconazole in the treatment of *Candida*-associated denture stomatitis. *Antimicrob Agents Chemother* 1988;32(12):1859-63.

Budtz-Jorgensen E, Mojon P, Banon-Clément JM, Baehni P. Oral candidosis in long-term hospital care: comparison of edentulous and dentate subjects. *Oral Dis* 1996;2(4):285-90.

Budtz-Jorgensen E, Stenderup A, Grabowski M. An epidemiologic study of yeasts in elderly denture wearers. *Community Dent Oral Epidemiol* 1975;3(3):115-9.

Bunch J, Johnson GH, Brudvik JS. Evaluation of hard direct reline resins. *J Prosthet Dent* 1987;57(4):512-9.

Burns DR, Kazanoglu A, Moon PC, Gunsolley JC. Dimensional stability of acrylic resin materials after microwave sterilization. *Int J Prosthodont* 1990;3(5):489-93.

Campanha NH, Pavarina AC, Vergani CE, Machado AL. Effect of microwave sterilization and water storage on the Vickers hardness of acrylic resin denture teeth. *J Prosthet Dent* 2005;93(5):483-7.

Carrol DE, Lopez A. Lethality of radio-frequency energy upon microorganisms in liquid, buffered, and alcoholic food systems. *J Food Sci* 1969;34:320-4.

Chan EC, Iugovaz I, Siboo R, Bilyk M, Barolet R, Amsel R, et al. Comparison of two popular methods for removal and killing of bacteria from dentures. *J Can Dent Assoc* 1991;57(12):937-9.

Chandra J, Mukherjee PK, Leidich SD, Faddoul FF, Hoyer LL, Douglas LJ, et al. Antifungal resistance of candidal biofilms formed on denture acrylic in vitro. *J Dent Res* 2001;80(3):903-8.

Chau VB, Saunders TR, Pimsler M, Elfring DR. In-depth disinfection of acrylic resins. *Prosthet Dent* 1995;74(3):309-13.

Coelho CM, Sousa YT, Dare AM. Denture-related oral mucosal lesions in a Brazilian school of dentistry. *J Oral Rehabil* 2004;31(2):135-9.

Collis JJ, Stafford GD. A survey of denture hygiene in patients attending Cardiff Dental Hospital. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1994;3(2):67-71.

Council on Dental Materials IaE, Council on Dental Practice, Council on Dental Therapeutics. Infection Control recommendations for the dental office and the dental laboratory. *J Am Dent Assoc* 1988;116:241-8.

Cucci AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Afonso MC. Water sorption, solubility, and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. *J Prosthet Dent* 1998;80(4):434-8.

Culkin KA, Fung DY. Destruction of *Escherichia coli* and *Salmonella typhimurium* in microwave-cooked soups. *J Milk Food Technol* 1975;38(1):8-15.

Davenport JC. The oral distribution of candida in denture stomatitis. *Br Dent J* 1970;129(4):151-6.

Davenport JC. The denture surface. *Br Dent J* 1972;133(3):101-5.

De Clerck JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prostheses. *J Prosthet Dent* 1987;57(5):650-8.

DePaola LG, Minah GE, Elias SA, Eastwood GW, Walters RA. Clinical and microbial evaluation of treatment regimens to reduce denture stomatitis. *Int J Prosthodont* 1990;3(4):369-74.

Dixon DL, Breeding LC, Faler TA. Microwave disinfection of denture base materials colonized with *Candida albicans*. *J Prosthet Dent* 1999;81(2):207-14.

Dixon DL, Breeding LC, Ekstrand KG. Linear dimensional variability of three denture base resins after processing and in water storage. *J Prosthet Dent* 1992;68(1):196-200.

Douglas WH, Bates JF. The determination of residual monomer in polymethylmethacrylate denture-base resins. *J Mater Sci* 1978;13:2600-4.

Friedrich EG, Jr., Phillips LE. Microwave sterilization of Candida on underwear fabric. A preliminary report. J Reprod Med 1988;33(5):421-2.

Garcia D. Efeito da irradiação por microondas sobre a resistência à flexão e dureza de resinas acrílicas para reembasamento imediato. Araraquara.

Garcia RM, Leon BT, Oliveira VB, Del Bel Cury AA. Effect of a denture cleanser on weight, surface roughness, and tensile bond strength of two resilient denture liners. J Prosthet Dent 2003;89(5):489-94.

Gotusso MJ. Tratamento químico superficial de las resinas acrílicas. Rev Assoc Odontol Arg 1969;57:359.

Griffith D, Nacey J, Robinson R, Delahunt B. Microwave sterilization of polyethylene catheters for intermittent self-catheterization. Aust N Z J Surg 1993;63(3):203-4.

Harrison A, Belton EL, Meades K. Do self-curing acrylic resin repairs gain strength with age? J Dent 1977;5(4):334-8.

Hedderwick SA, Bonilla HF, Bradley SF, Kauffman CA. Opportunistic infections in patients with temporal arteritis treated with corticosteroids. J Am Geriatr Soc 1997;45(3):334-7.

Hoad-Reddick G, Grant AA, Griffiths CS. Investigation into the cleanliness of dentures in an elderly population. J Prosthet Dent 1990;64(1):48-52.

Hume WR, Makinson OF. Sterilizing dental instruments: evaluation of lubricating oils and microwave radiation. Oper Dent 1978;3(3):93-6.

Iacopino AM, Wathen WF. Oral candidal infection and denture stomatitis: a comprehensive review. J Am Dent Assoc 1992;123(1):46-51.

Ikawa JY, Rossen JS. Reducing bacteria in household sponges. J Environ Health 1999;62(1):1-5.

Kaplan BA, Goldstein GR, Vijayaraghavan TV, Nelson IK. The effect of three polishing systems on the surface roughness of four hybrid composites: a profilometric and scanning electron microscopy study. J Prosthet Dent 1996;76(1):34-8.

Kedjarune U, Charoenworluk N, Koontongkaew S. Release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins: cytotoxicity testing related to residual monomer. Aust Dent J 1999;44(1):25-30.

Kindle G, Busse A, Kampa D, Meyer-Konig U, Daschner FD. Killing activity of microwaves in milk. J Hosp Infect 1996;33(4):273-8.

Kuhar M, Funduk N. Effects of polishing techniques on the surface roughness of acrylic denture base resins. J Prosthet Dent 2005;93(1):76-85.

Kulak Y, Arikan A, Albak S, Okar I, Kazazoglu E. Scanning electron microscopic examination of different cleaners: surface contaminant removal from dentures. *J Oral Rehabil* 1997;24(3):209-15.

Kulak Y, Arikan A, Kazazoglu E. Existence of *Candida albicans* and microorganisms in denture stomatitis patients. *J Oral Rehabil* 1997;24(10):788-90.

Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. *J Dent* 1983;11(1):80-8.

Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. Loss into water of residual monomer from autopolymerizing dental acrylic resin. *Biomaterials* 1982;3(3):155-9.

Lamfon H, Al-Karaawi Z, McCullough M, Porter SR, Pratten J. Composition of in vitro denture plaque biofilms and susceptibility to antifungals. *FEMS Microbiol Lett* 2005;242(2):345-51.

Latimer JM, Matsen JM. Microwave oven irradiation as a method for bacterial decontamination in a clinical microbiology laboratory. *J Clin Microbiol* 1977;6(4):340-2.

Lee SY, Lai YL, Hsu TS. Influence of polymerization conditions on monomer elution and microhardness of autopolymerized polymethyl methacrylate resin. *Eur J Oral Sci* 2002;110(2):179-83.

Leles CR, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC. Bonding strength between a hard chairside reline resin and a denture base material as influenced by surface treatment. *J Oral Rehabil* 2001;28(12):1153-7.

Leon BL, Del Bel Cury AA, Rodrigues Garcia RC. Water sorption, solubility, and tensile bond strength of resilient denture lining materials polymerized by different methods after thermal cycling. *J Prosthet Dent* 2005;93(3):282-7.

Lombardi T, Budtz-Jorgensen E. Treatment of denture-induced stomatitis: a review. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1993;2(1):17-22.

Ma T, Johnson GH, Gordon GE. Effects of chemical disinfectants on the surface characteristics and color of denture resins. *J Prosthet Dent* 1997;77(2):197-204.

Maalhagh-Fard A, Wagner WC, Pink FE, Neme AM. Evaluation of surface finish and polish of eight provisional restorative materials using acrylic bur and abrasive disk with and without pumice. *Oper Dent* 2003;28(6):734-9.

Machado AL, Breeding LC, Puckett AD. Effect of microwave disinfection on the hardness and adhesion of two resilient liners. *J Prosthet Dent* 2005;94(2):183-9.

Mahonen K, Virtanen K, Larmas M. The effect of prosthesis disinfection on salivary microbial levels. *J Oral Rehabil* 1998;25(4):304-10.

Mahoney E, Holt A, Swain M, Kilpatrick N. The hardness and modulus of elasticity of primary molar teeth: an ultra-micro-indentation study. *J Dent* 2000;28(8):589-94.

Meloto CB, Silva-Concilio LR, Machado C, Ribeiro MC, Joia FA, Rizzatti-Barbosa CM. Water sorption of heat-polymerized acrylic resins processed in mono and bimaxillary flasks. *Braz Dent J* 2006;17(2):122-5.

Merchant VA. Infection control in the dental laboratory: concerns for the dentist. *Compendium* 1993;14(3):382-90.

Mesquita MF. Efeito do polimento químico sobre a dureza superficial das resinas acrílicas. *Rev Paulista Odontol*;3:22.

Moradians S, Fletcher AM, Amin WM, Ritchie GM, Purnaveja J, Dodd AW. Some mechanical properties including the repair strength of two self-curing acrylic resins. *J Dent* 1982;10(4):271-80.

Murray MD. Investigation into the wettability of poly(methylmethacrylate) in vivo. *J Dent* 1986;14(1):29-33.

Najdovski L, Dragas AZ, Kotnik V. The killing activity of microwaves on some non-sporogenic and sporogenic medically important bacterial strains. *J Hosp Infect* 1991;19(4):239-47.

Neill DJ. A study of materials and methods employed in cleaning denturiers. *British Dental Journal* 1968;6:107.

Neppelenbroek KH. Efetividade da desinfecção de próteses totais por energia de Microondas no tratamento da estomatite protética associada à *Candida* spp. Araraquara; 2003.

Neppelenbroek KH. Efetividade da desinfecção de próteses totais por energia de microondas no tratamento de estomatite protética. Araraquara: Universidade Estadual Paulista; 2005.

Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Spolidorio DM, Vergani CE, Mima EG, Machado AL. Effectiveness of microwave sterilization on three hard chairside relined resins. *Int J Prosthodont* 2003;16(6):616-20.

Nikawa H, Hamada T, Yamamoto T. Denture plaque--past and recent concerns. *J Dent* 1998;26(4):299-304.

Nikawa H, Jin C, Makihiro S, Egusa H, Hamada T, Kumagai H. Biofilm formation of *Candida albicans* on the surfaces of deteriorated soft denture lining materials caused by denture cleansers in vitro. *J Oral Rehabil* 2003;30(3):243-50.

Nikawa H, Nishimura H, Hamada T, Kumagai H, Samaranayake LP. Effects of dietary sugars and, saliva and serum on *Candida* biofilm formation on acrylic surfaces. *Mycopathologia* 1997;139(2):87-91.

Olsen CM. Microwaves inhibit bread mold. *Food Eng* 1965;37:51-3.

Pavarina AC, Vergani CE, Machado AL, Giampaolo ET, Teraoka MT. The effect of disinfectant solutions on the hardness of acrylic resin denture teeth. *J Oral Rehabil* 2003;30(7):749-52.

Pavarina AC, Neppelenbroek KH, Guinesi AS, Vergani CE, Machado AL, Giampaolo ET. Effect of microwave disinfection on the flexural strength of hard chairside relined resins. *J Dent* 2005;33(9):741-8.

Perez LEC, Lazarin AA, Machado AL, Vergani CE, Pavarina AC, Giampaolo ET. Efeito da desinfecção química e por microondas sobre a dureza e rugosidade de resinas para reembasamento. *Pesqui Odontol Bars* 2002;16(supl.):76.

Pires FR, Santos EB, Bonan PR, De Almeida OP, Lopes MA. Denture stomatitis and salivary *Candida* in Brazilian edentulous patients. *J Oral Rehabil* 2002;29(11):1115-9.

Polyzois GL, Zissis AJ, Yannikakis SA. The effect of glutaraldehyde and microwave disinfection on some properties of acrylic denture resin. *Int J Prosthodont* 1995;8(2):150-4.

Powell GL, Runnells RD, Saxon BA, Whisenant BK. The presence and identification of organisms transmitted to dental laboratories. *J Prosthet Dent* 1990;64(2):235-7.

Quirynen M, Bollen CM. The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature. *J Clin Periodontol* 1995;22(1):1-14.

Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol* 1990;17(3):138-44.

Radford DR, Challacombe SJ, Walter JD. Denture plaque and adherence of *Candida albicans* to denture-base materials in vivo and in vitro. *Crit Rev Oral Biol Med* 1999;10(1):99-116.

Radford DR, Sweet SP, Challacombe SJ, Walter JD. Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. *J Dent* 1998;26(7):577-83.

Radford DR, Watson TF, Walter JD, Challacombe SJ. The effects of surface machining on heat cured acrylic resin and two soft denture base materials: a scanning electron microscope and confocal microscope evaluation. *J Prosthet Dent* 1997;78(2):200-8

Rohrer MD, Bulard RA. Microwave sterilization. *J Am Dent Assoc* 1985;110(2):194-8.

Reis JM, Vergani CE, Pavarina AC, Giampaolo ET, Machado AL. Effect of relining, water storage and cyclic loading on the flexural strength of a denture base acrylic resin. *J Dent* 2006;34(7):420-6.

Ribeiro DG. Efeito da irradiação por microondas sobre a resistência à flexão e dureza de resinas acrílicas para reembasamento imediato. Araraquara; 2004.

Rohrer MD, Bulard RA. Microwave sterilization. *J Am Dent Assoc* 1985;110(2):194-8.

Rohrer MD, Terry MA, Bulard RA, Graves DC, Taylor EM. Microwave sterilization of hydrophilic contact lenses. *Am J Ophthalmol* 1986;101(1):49-57.

Rosaspina S, Anzanel D, Salvatorelli G. Microwave sterilization of enterobacteria. *Microbios* 1993;76(309):263-70.

Rosaspina S, Salvatorelli G, Anzanel D, Bovolenta R. Effect of microwave radiation on *Candida albicans*. *Microbios* 1994;78(314):55-9.

Sadamori S, Kotani H, Hamada T. The usage period of dentures and their residual monomer contents. *J Prosthet Dent* 1992;68(2):374-6.

Samuel SMW, Selistre CR. Avaliação da influência do polimento químico na sorção, solubilidade e microdureza de uma resina acrílica de termopolimerização. *Fac Odontol Porto Alegre* 2000;41(1):8-13.

Sanborn MR, Wan SK, Bulard R. Microwave sterilization of plastic tissue culture vessels for reuse. *Appl Environ Microbiol* 1982;44(4):960-4.

Sasaki K, Mori Y, Honda W, Miyake Y. Selection of biological indicator for validating microwave heating sterilization. *PDA J Pharm Sci Technol* 1998;52(2):60-5.

Sato M, Tsuchiya H, Akagiri M, Takagi N, Iinuma M. Growth inhibition of oral bacteria related to denture stomatitis by anti-candidal chalcones. *Aust Dent J* 1997;42(5):343-6.

Shay K, Truhlar MR, Renner RP. Oropharyngeal candidosis in the older patient. *J Am Geriatr Soc* 1997;45(7):863-70.

Shim JS, Watts DC. Residual monomer concentrations in denture-base acrylic resin after an additional, soft-liner, heat-cure cycle. *Dent Mater* 1999;15(4):296-300.

Ship JA, Pillemer SR, Baum BJ. Xerostomia and the geriatric patient. *J Am Geriatr Soc* 2002;50(3):535-43.

Silva MM. Efetividade da irradiação por microondas na desinfecção de próteses totais. Araraquara: Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista; 2005.

Smith LT, Powers JM, Ladd D. Mechanical properties of new denture resins polymerized by visible light, heat, and microwave energy. *Int J Prosthodont* 1992;5(4):315-20.

Smith DC, Bains ME. The detection and estimation of residual monomer in polymethyl methacrylate. *J Dent Res* 1956;35(1):16-24.

Stafford GD, Arendorf T, Huggett R. The effect of overnight drying and water immersion on candidal colonization and properties of complete dentures. *J Dent* 1986;14(2):52-6.

Takahashi Y, Chai J, Kawaguchi M. Effect of water sorption on the resistance to plastic deformation of a denture base material relined with four different denture relined materials. *Int J Prosthodont* 1998;11(1):49-54.

Tate WH, Goldschmidt MC, Ward MT, Grant RL. Disinfection and sterilization of composite polishing instruments. *Am J Dent* 1995;8(5):270-2.

Theilade E, Budtz-Jorgensen E, Theilade J. Predominant cultivable microflora of plaque on removable dentures in patients with healthy oral mucosa. *Arch Oral Biol* 1983;28(8):675-80.

Thomas CJ, Webb BC. Microwaving of acrylic resin dentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1995;3(4):179-82.

Ulusoy M, Ulusoy N, Aydin AK. An evaluation of polishing techniques on surface roughness of acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1986;56(1):107-12.

Vallittu PK. The effect of surface treatment of denture acrylic resin on the residual monomer content and its release into water. *Acta Odontol Scand* 1996;54(3):188-92.

Veres EM, Wolfaardt JF, Becker PJ. An evaluation of the surface characteristics of a facial prosthetic elastomer. Part I: Review of the literature on the surface characteristics of dental materials with maxillofacial prosthetic application. *J Prosthet Dent* 1990;63(2):193-7.

Verran J, Maryan CJ. Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. *J Prosthet Dent* 1997;77(5):535-9.

von Fraunhofer JA, Suchatlampong C. The surface characteristics of denture base polymers. *J Dent* 1975;3(3):105-9.

Wakefield CW. Laboratory contamination of dental prostheses. *J Prosthet Dent* 1980;44(2):143-6.

Waltimo T, Vallittu P, Haapasalo M. Adherence of *Candida* species to newly polymerized and water-stored denture base polymers. *Int J Prosthodont* 2001;14(5):457-60.

Webb BC, Thomas CJ, Harty DW, Willcox MD. Effectiveness of two methods of denture sterilization. *J Oral Rehabil* 1998;25(6):416-23.

Wenzel RP, Pfaller MA. *Candida* species: emerging hospital bloodstream pathogens. *Infect Control Hosp Epidemiol* 1991;12(9):523-4.

Williams HN, Falkler WA, Jr., Hasler JF, Libonati JP. The recovery and significance of nonoral opportunistic pathogenic bacteria in dental laboratory pumice. *J Prosthet Dent* 1985;54(5):725-30.

Yiu CK, King NM, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Carrilho MR, et al. Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. *Biomaterials* 2004;25(26):5789-96.

Young SK, Graves DC, Rohrer MD, Bulard RA. Microwave sterilization of nitrous oxide nasal hoods contaminated with virus. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1985;60(6):581-5.

Zissis AJ, Polyzois GL, Yannikakis SA, Harrison A. Roughness of denture materials: a comparative study. *Int J Prosthodont* 2000;13(2):136-40.