



Universidade Norte do Paraná

CENTRO DE PESQUISA EM CIÊNCIAS DA SAÚDE
MESTRADO EM ODONTOLOGIA

FELIPE SCZEPANSKI

**EFEITO DA DESINFECÇÃO COM HIPOCLORITO DE SÓDIO E ÁCIDO
PERACÉTICO NA RUGOSIDADE DA SUPERFÍCIE DE RESINAS
ACRÍLICAS POLIMERIZADAS TERMICAMENTE POR DOIS TEMPOS
E NA LIBERAÇÃO DE RESÍDUOS EM SOLUÇÃO AQUOSA**

Londrina
2014

FELIPE SCZEPANSKI

EFEITO DA DESINFECÇÃO COM HIPOCLORITO DE SÓDIO E ÁCIDO PERACÉTICO NA RUGOSIDADE DA SUPERFÍCIE DE RESINAS ACRÍLICAS POLIMERIZADAS TERMICAMENTE POR DOIS TEMPOS E NA LIBERAÇÃO DE RESÍDUOS EM SOLUÇÃO AQUOSA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Norte do Paraná - UNOPAR, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Dentística Preventiva e Restauradora.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Danil Guiraldo

Londrina
2014

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Dados Internacionais de catalogação-na-publicação
Universidade Norte do Paraná
Biblioteca Central
Setor de Tratamento da Informação

S442e

Sczepanski, Felipe

Efeito da desinfecção com hipoclorito de sódio e ácido peracético na rugosidade da superfície de resinas acrílicas polimerizadas termicamente por dois tempos e na liberação de resíduos em solução aquosa / Felipe Sczepanski. Londrina : [s.n], 2014.

58f.

Dissertação (Mestrado). Odontologia. Dentística Preventiva e Restauradora. Universidade Norte do Paraná.

Orientador: Prof. Dr. Ricardo Danil Guiraldo

1- Odontologia - dissertação de mestrado – UNOPAR 2- Polimerização 3- Desinfecção 4- Resinas acrílicas I- Guiraldo, Ricardo Danil, orient. II- Universidade Norte do Paraná.

CDU 616.314-089.27/.28

FELIPE SCZEPANSKI

EFEITO DA DESINFECÇÃO COM HIPOCLORITO DE SÓDIO E ÁCIDO PERACÉTICO NA RUGOSIDADE DA SUPERFÍCIE DE RESINAS ACRÍLICAS POLIMERIZADAS TERMICAMENTE POR DOIS TEMPOS E NA LIBERAÇÃO DE RESÍDUOS EM SOLUÇÃO AQUOSA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Norte do Paraná - UNOPAR, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Área de Concentração: Dentística Preventiva e Restauradora.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Ricardo Danil Guiraldo
Universidade Norte do Paraná

Prof. Dr. Rodrigo Varella de Carvalho
Universidade Norte do Paraná

Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani
Universidade Estadual de Campinas

Londrina, 24 de fevereiro de 2014.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a Deus, pela constante presença em minha vida, me protegendo e inspirando.

AGRADECIMENTOS

À minha amada esposa Cláudia Roberta, pela paciência e dedicação presente em cada página deste trabalho. Além do incentivo diário e do forte sentimento que nos une.

Ao meu filho, Matheus, que enche meus dias de alegria e amor e me dá forças para que continue minha caminhada.

Aos meus pais, Norma e José Humberto, pelo amor, ensinamentos transmitidos, pelo estímulo a levar sempre uma vida digna e pelos exemplos que ainda me servem de guia.

Às minhas queridas irmãzinhas, Thaís e Mayra, pelo orgulho e sentimento que nos mantêm sempre unidos.

À UNOPAR, por ter proporcionado os recursos possíveis e as instalações necessárias à realização de meu trabalho.

Aos professores do curso de mestrado em Odontologia e, em especial, meu orientador, professor Dr. Ricardo Danil Guiraldo, que confiaram no meu trabalho e me ofereceram a oportunidade que, de agora em diante, norteará meus caminhos profissionais. Que os frutos desse período possam ser colhidos por todos nós.

SCZEPANSKI, Felipe. **Efeito da desinfecção com hipoclorito de sódio e ácido peracético na rugosidade da superfície de resinas acrílicas polimerizadas termicamente por dois tempos e na liberação de resíduos em solução aquosa.** 53. [Dissertação de Mestrado]. Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Universidade Norte do Paraná, Londrina, 2014.

RESUMO

O objetivo nesse estudo *in vitro* foi avaliar a rugosidade da superfície média (Ra) de resinas acrílicas polimerizadas termicamente por dois ciclos (ciclo curto; uma hora a 74°C e 30 minutos a 100°C ou ciclo convencional longo; nove horas a 74°C), submetidas a desinfecção química com soluções de 1% de hipoclorito de sódio ou 1% de ácido peracético e quantificação da liberação de resíduos por estas amostras em solução aquosa. Foram confeccionadas 40 amostras, separadas aleatoriamente em 4 grupos (n = 10) de acordo com o tempo de polimerização e desinfetante utilizado. Após polimento, as amostras foram armazenadas em água destilada e deionizada e secas com papel absorvente e a rugosidade inicial foi mensurada. Posteriormente, as amostras foram imersas em hipoclorito de sódio a 1% ou ácido peracético a 1% por 30 minutos e colocadas em 30 ml de água destilada e deionizada por 20 minutos, secas e a análise visual colorimétrica foi realizada e a rugosidade final mensurada. Os resultados de rugosidade foram submetidos à análise de variância de dois fatores (tempo de polimerização e desinfetante) e ao teste de Tukey ($\alpha=0,05$). Não houve interação (tempo de polimerização x desinfetante, $p = 0,957$) na rugosidade média da superfície (Ra). Para fatores independentes, houve diferença significativa entre o ciclo curto e o ciclo convencional longo (fator tempo de polimerização, $p = 0,012$), e a rugosidade da superfície não mostrou diferença significativa quando se comparou o hipoclorito de sódio e o ácido peracético (fator de desinfetante, $p = 0,366$). A análise colorimétrica visual não detectou liberação de substâncias. Concluiu-se que houve diferença na rugosidade da superfície entre o ciclo curto e o ciclo convencional longo. A desinfecção de resinas acrílicas polimerizadas por água aquecida através do ciclo curto aumentou significativamente a rugosidade.

Palavras-chave: Desinfecção, Polimerização, Resíduos Odontológicos, Resinas acrílicas.

SCZEPANSKI, Felipe. **Effect of the sodium hypochlorite and peracetic acid disinfection on the surface roughness of the denture base acrylic resins polymerized by heated water for two times and release of substances in watersolution.** 53. [Dissertação de Mestrado]. Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Universidade Norte do Paraná, Londrina, 2014.

ABSTRACT

The purpose of this study in vitro was to evaluate the surface roughness of acrylic resins polymerized by heated water using two cycles (short cycle; 1 h, 74°C and terminal boiling (at 100°C) for 30 min and conventional long cycle; 9 h, 74°C), submitted to chemical disinfection with 1% sodium hypochlorite or 1% peracetic acid solutions and quantifies the release of substances by these specimens in water solution. Specimens were fabricated, divided into 4 groups (n = 10) depending on the polymerization time and disinfectant used. After polishing the specimens were stored in distilled and deionized water. The initial roughness was measured. Specimens were immersed in 1% sodium hypochlorite and 1% peracetic acid. After 30 min were immersed in distilled and deionized water for 20 min. The solution was used to visual colorimetric analysis of peracetic acid and sodium hypochlorite released. Then, the roughness was measured again. Roughness data were subjected to two-way ANOVA and Tukey's test ($\alpha = 0.05$). There was not interaction (polymerization time x disinfectant, $p = 0.957$) in surface roughness average (Ra). For independent factors, it showed significant difference between short cycle and conventional long cycle (polymerization time factor, $p = 0.012$) and the surface roughness showed no significant when compared the disinfectants hypochlorite and peracetic acid (disinfectant factor, $p = 0.366$). The visual colorimetric analysis not detected release of substances. It was concluded that was different in surface roughness between short cycle and conventional long cycle. Disinfection at acrylic resins polymerized by heated water using short cycle modified the properties of roughness.

Key-Words: Acrylic Resins, Dental Waste, Disinfection, Polymerization.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ANOVA	Sigla em inglês para análise de variância
°GL	percentual em volume
µm	micrometros
ADA	Associação Dental Americana
AIDS	Síndrome da Imunodeficiência Humana
BA	Ácido Benzoico
BHI	Sigla em inglês para meio de cultura composto por nutrientes de cérebro e coração bovino
BPO	Peróxido de Benzoíla
CBM	Concentração Bactericida Mínima
cm ²	centímetros quadrados
CHX	Digluconato de Clorexidina
CMI	Concentração Inibitória Mínima
DME	Dimetacrilatoetileneglicol
DPD	N,N-dietil-p-fenilenediamina
EA	Sigla em inglês para ácido etidronico
EDTA	Etilenodiaminotetracético
EPI	Equipamentos de Proteção Individual
FMA	Formaldeído
g	grama
HIV	Vírus da Imunodeficiência Humana
HQ	Hidroquinona
Kgf	Quilogramas força
MB	Metil Benzoato
mg	miligramas
MIMS	Sigla em inglês para espectrometria de massa por introdução via membranas
ml	mililitros
mm	milímetros
MMA	Metilmetacrilato
n°	número
nm	nanômetros

PA	Ácido Peracético
PBS	solução tampão de fosfato padrão
PMMA	Polimetilmetacrilato
ppm	parte por milhão
psi	Sigla em inglês para libra força por polegada quadrada
Ra	rugosidade média da superfície
TYE	TryptonYeast-Extract
UFC	Unidades Formadoras de Colônias
ufc/placa	unidades formadoras de colônia por placa
W	Watts

LISTA DE SÍMBOLOS

NaClO	hipoclorito de sódio
C ₂ H ₄ O ₃	ácido peracético
CH ₃ COOH	ácido acético
H ₂ O ₂	peróxido de hidrogênio
C ₁₀ H ₁₆ O ₄ N ₂	tetraacetiletenodiamina
H	hidrogênio
Cl ⁻	cloreto
ClO ₂	dióxido de cloro
%	por cento
°F	graus Fahrenheit
°C	graus Celsius
CO ₂	dióxido de carbono
CH ₂ =CHCOOH	ácido acrílico
CH ₂ =C(CH ₃) COOH	ácido metacrílico

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
2	REVISÃO DA LITERATURA – CONTEXTUALIZAÇÃO	14
3	PROPOSIÇÃO	41
4	ARTIGO.....	42
5	CONCLUSÃO	56
	REFERÊNCIAS.....	57

1 INTRODUÇÃO

A resina acrílica tem sido utilizada desde 1937 para confecção de base de próteses odontológicas e o monômero mais comumente encontrado nesse material é o PMMA (Polimetilmetacrilato).¹ A reação exotérmica ocorre através de polimerização por adição, consistindo na quebra de monômeros, iniciadas por meio de substâncias químicas, luz ou calor (fornecido por água aquecida ou energia de micro-ondas), resultando em uma macromolécula, polimérica, caracterizada por elevado peso molecular. Estes métodos são rotineiramente utilizados em laboratórios de prótese.^{2,3} Os métodos de polimerização variam entre o químico, o de imersão da resina em água aquecida e o método que se baseia na polimerização através da energia de micro-ondas.⁴ Tradicionalmente, a resina acrílica para base de próteses odontológicas é polimerizada por calor, através de imersão sob aquecimento (em água com temperatura controlada durante um determinado período de tempo) e pressão no interior de muflas metálicas, para que ocorra a conversão do monômero em polímero. No entanto, este método requer um longo período de tempo e tem limitações, tais como a produção de porosidades, causadas pela volatilização dos monômeros.⁵ Essa porosidade pode ser de dois tipos diferentes: internos e/ou de superfícies. Poros internos são considerados como área de concentração de tensão, resultando em uma maior vulnerabilidade à fratura e distorções das bases de prótese, enquanto estes na superfície dificultam a limpeza da mesma.^{2,6}

Alguns desinfetantes podem afetar as propriedades físicas das resinas de base para próteses odontológicas.^{1,7} A Associação Dental Americana e as Diretrizes dos Centros de Controle de Prevenção e Doenças em 1996 recomendam que os trabalhos protéticos devam ser desinfetados antes de serem enviados para o laboratório e antes da entrega ao paciente.⁸ A infecção cruzada tem sido disseminada devido a negligência de alguns profissionais com relação à biossegurança.⁹ Assim, para eliminar a contaminação cruzada, todas as próteses e aparelhos dentários devem ser adequadamente desinfetados, tanto no consultório odontológico quanto no laboratório de prótese, e também antes de ser inserido intraoralmente.⁸ Além disto, próteses odontológicas também podem ser

contaminadas durante procedimentos simples, tais como acabamento ou polimento.¹⁰

A escolha do desinfetante deve ser feita em respeito à sua eficácia na inativação dos micro-organismos, sem quaisquer efeitos adversos sobre o material ou aos tecidos bucais. No caso da desinfecção das próteses odontológicas, a descontaminação dos micro-organismos presentes deve ocorrer na superfície e também nos poros presentes na resina acrílica das próteses odontológicas (devido esta ser semipermeável) tornando-se fundamental para que haja efetivo controle da infecção cruzada, evitando assim um reservatório de micro-organismo.¹¹ Dentre os desinfetantes utilizados em consultórios odontológicos tem-se entre outros, o hipoclorito de sódio (NaClO) e o ácido peracético (C₂H₄O₃).

O NaClO tem desvantagens como o cheiro desagradável e a possibilidade de fazer com que a resina acrílica tenha sua cor alterada (dependendo da concentração e do tempo de imersão) e efeito corrosivo sobre os componentes metálicos, tais como a estrutura de cobalto-cromo utilizada na prótese parcial removível.¹² Além disto, apresenta nível intermediário de desinfecção.^{12,13} O C₂H₄O₃ é um forte desinfetante químico com um largo espectro antimicrobiano, formado a partir da reação química do ácido acético (CH₃COOH), com uma solução aquosa de peróxido de hidrogênio (H₂O₂), ou através da reação de tetraacetililenodiamina (C₁₀H₁₆O₄N₂) com hidrogênio (H) alcalino em solução de peróxido.¹² Essa substância atua rapidamente e é efetiva contra bactérias, fungos, vírus e esporos, sendo que ainda nenhuma resistência microbiana a este ácido foi relatada.^{14,15} Na Odontologia, estudos têm avaliado a ação do C₂H₄O₃ para descontaminação¹⁶⁻¹⁸. O C₂H₄O₃ é um agente oxidante mais poderoso do que o cloreto (Cl⁻) e o dióxido de cloro (ClO₂), provocando a ruptura da membrana celular por meio de desnaturação proteica.¹⁵

A rugosidade da superfície da resina acrílica é de considerável importância, pois a aderência de micro-organismos a uma superfície é um pré-requisito para a colonização desta superfície, além de reduzir as propriedades mecânicas da base da prótese, tais como dureza e força flexural.⁶ A prótese pode funcionar como um reservatório de micro-organismos, e as irregularidades da superfície aumentam esta probabilidade, mesmo após a sua limpeza.¹¹ Essa superfície rugosa pode causar o acúmulo de placa, bem como a alteração na coloração da mesma.¹⁹

Este conceito é de importância clínica, pois os pacientes precisam ter próteses com superfície lisa para impedir a formação do biofilme. Esta não é apenas uma preocupação estética, é também uma preocupação geral para a manutenção da boa saúde bucal. Para evitar essa situação adversa, resinas acrílicas usadas para as bases de prótese devem ser bem acabadas e polidas, mantendo as características ideais de superfície, mesmo sob a ação de desinfetantes e bebidas contendo corantes ou líquidos corrosivos.²⁰

Portanto, a hipótese nula deste estudo *in vitro* foi que amostras polimerizadas termicamente por uma hora e 30 minutos não defeririam na rugosidade de superfície de resinas acrílicas polimerizadas termicamente por nove horas após desinfecção com hipoclorito de sódio e ácido peracético [1] ou liberação de resíduos em solução aquosa [2].

2 REVISÃO DA LITERATURA – CONTEXTUALIZAÇÃO

Bafile *et al.*⁶ (1991) compararam a porosidade da resina acrílica da prótese total polimerizada com a energia de micro-ondas com a polimerizada termicamente, e também desenvolveram uma técnica que permitia a polimerização da resina para próteses totais por energia de micro-ondas, na qual não se observou nenhuma porosidade visível. Para tanto, utilizou grupos separados de amostras, sendo 7 grupos de 10 amostras diferentes: grupo 1, com o líquido MMA (Metil Metacrilato), através da polimerização convencional em forno a 165°F por nove horas; grupo 2, dividido em duas amostras, a primeira com polimerização em micro-ondas com plataforma rotatória, utilizando o monômero micro líquido com potência de 90 W por 13 minutos, e a segunda com polimerização em micro-ondas em plataforma giratória utilizando o monômero micro líquido com potência de 450 W por dois minutos; grupo 3, dividido em duas amostras, a primeira com polimerização em micro-ondas, utilizando o monômero micro líquido com potência de 90 W por seis minutos e 30 segundos, e, a segunda com polimerização em micro-ondas utilizando o monômero micro líquido com potência de 450 W por um minuto; grupo 4, composto por uma amostra, utilizando polimerização em micro-ondas em plataforma rotatória, com o monômero micro líquido na potencia de 225 W por 10 minutos; grupo 5, composto por uma amostra, utilizando polimerização em micro-ondas, com o monômero micro líquido na potência de 405 W por dois minutos e trinta segundos; grupo 6, dividido em duas amostras, a primeira com polimerização em micro-ondas, utilizando o MMA com potência de 90 W por seis minutos e 30 segundos, e, a segunda, com polimerização em micro-ondas com MMA na potência de 450 W por um minuto; grupo 7, dividido em duas amostras, a primeira com polimerização em micro-ondas de plataforma giratória, utilizando MMA com potência de 90 W por três minutos, e, a segunda com polimerização em micro-ondas de plataforma giratória com MMA na potência de 450 W por dois minutos. Analisando os resultados, não obtiveram diferença significativa nas médias de porosidade total entre o grupo controle e os grupos experimentais 2, 3, 4 e 5. Os grupos experimentais 6 e 7 mostraram aumento da porosidade ($p < 0,05$). Assim, concluíram que não houve diferença de porosidade entre o grupo controle e os grupos de amostras processados em micro-ondas com a mistura de monômero micro líquido e polímero.

Os dois grupos de amostras processadas por micro-ondas com monômero de MMA e de polímero apresentaram maior porosidade. A energia de micro-ondas pode ser utilizada para polimerizar a resina para prótese total, sem produzir grande porosidade quando o monômero líquido e a potência / tempo tiverem combinações adequadas de uso. A técnica mais eficiente foi a que utilizou o monômero micro líquido em micro-ondas de plataforma rotatória com potência de 225 W por 10 minutos. Utilizando-se a polimerização por energia de micro-ondas obtêm-se resultados satisfatórios na confecção de próteses totais.

O Conselho Americano da Prática Odontológica⁸ (1996) elaborou um relatório baseado nas recomendações do Centro de Controle e Prevenção de Doença Americana, além de outras publicações na literatura médica e odontológica. Este relatório coloca recomendações que se destinam a oferecer orientações gerais para consultórios odontológicos e laboratórios de prótese, a respeito do controle de infecção. Este relatório não tem a intenção de estabelecer um padrão de atendimento personalizado ou indústria, nem são destinadas a privar o dentista da capacidade de exercer seu julgamento profissional. No que diz respeito à transmissão de doenças infecciosas este relatório traz que a equipe de saúde bucal possui um alto risco de contrair doenças do tipo hepatite B e AIDS. Para tanto, indica a vacinação contra o vírus da hepatite B, pois em 86% dos casos desta infecção viral, são em profissionais não vacinados. Os pacientes com hepatite B ou que são portadores de HIV podem ser tratados de forma segura ou com o mínimo de risco de transmissão de doenças no consultório odontológico quando procedimentos de controle de infecção são utilizados. É política da ADA que todos os dentistas e suas equipes com o contato com o paciente devem ser vacinados contra a hepatite A e a hepatite B. Com relação às práticas universais de controle de doenças, a história médica completa deve ser obtida em todos os pacientes na primeira visita e atualizada e revisto em visitas subsequentes. No quesito técnicas de barreira, as luvas devem ser usadas quando existe contato com a pele ou com fluidos corporais ou mucosas, e removidas após o término do atendimento, nunca sendo permitido reutilizar as luvas, mesmo em contato com desinfetantes, que podem danificar as luvas. Outra barreira é o chamado vestuário de proteção, vestidos, aventais, jalecos, devem ser usado quando a roupa ou a pele é exposta a fluidos corporais. As máscaras cirúrgicas e/ou protetores faciais devem ser usado para proteger a face, a mucosa oral e a mucosa nasal de respingos de fluidos corporais. Óculos de proteção

também é um equipamento protetor que em combinação com a máscara devem ser usados para proteger os olhos. O Relatório também traz informações sobre a lavagem das mãos, cuidados com instrumentos perfurocortantes e a esterilização e desinfecção. A esterilização é o processo pelo qual todas as formas de microorganismos incluindo vírus, bactérias, fungos e esporos, são completamente destruídas. Os métodos adequados de esterilização incluem o uso de vapor sob pressão (autoclave), calor seco (estufa), vapor químico e óxido de etileno (apenas para instrumentos que podem ser completamente limpo e seco). Já a desinfecção é geralmente menos letal para os organismos patogênicos do que a esterilização. O processo de desinfecção conduz a uma redução no nível de contaminação microbiana, dependendo do desinfetante utilizado e o tempo de tratamento, uma ampla gama da atividade microbiana pode ser reduzida. A desinfecção pode ser conseguida usando desinfetantes químicos de acordo com as instruções do fabricante contidas no rótulo ou bula do produto, que devem ser seguidas com muito cuidado. Itens como moldagens, registros na relação da mandíbula, gesso, restaurações protéticas e dispositivos que tenham sido originados na boca dos pacientes devem ser adequadamente desinfetada antes do envio a um laboratório de prótese. Moldagens desinfetadas que são enviadas para o laboratório de prótese devem ser rotuladas como tal, a fim de evitar a duplicação do protocolo de desinfecção. Moldagens devem ser enxaguadas para remover a saliva, o sangue e os detritos e, em seguida, desinfetados por imersão em qualquer produto próprio compatível. Os laboratórios de prótese dentária devem instituir programas de controle de infecção apropriados, os quais devem ser coordenados com o consultório odontológico.

Verran e Maryan¹¹ (1997) compararam a retenção de *Candida albicans* em resina acrílica lisa e com rugosidades e as superfícies de silicone depois de um procedimento de lavagem, para determinar o efeito da rugosidade da superfície sobre a infecção da prótese e a higiene da mesma. Para isso utilizou PMMA em folhas lisas, polidas, com dois mm de espessura. Peças de 1 cm² foram cortadas a partir dessas folhas. Para obter uma superfície rugosa, desgastaram manualmente, com um esmeril de grau médio, as folhas em um movimento de oito. Este método de abrasão foi repetido 10 vezes. Dez padrões de cera foram fabricados, cinco deles com 4 mm x 1 cm no formato quadrado e cinco foram 4 mm x 1 cm de diâmetro no formato de círculo. Os padrões foram selados com uma capa

protetora de PMMA à superfície. A cera foi eliminada e pequenos sulcos foram cortados na pedra à beira dos quadrados e círculos. O molde de gesso foi selado com quatro camadas de selante. Obtiveram corpos-de-prova em silicone, que foram removidos e aparados com uma tesoura. A forma de silicone e as marcas sobre as peças de teste criadas pelas ranhuras no gesso permitiu que as superfícies fossem diferenciadas. Todos os materiais foram fabricados por um examinador. A rugosidade de superfície (Ra) dos materiais de teste foi medida com um rugosímetro. Todas as medições foram registradas por um único operador. Antes da experiência de adesão do micro-organismo, os materiais foram limpos por ultrassom em álcool a 90% durante um minuto, lavadas em água corrente e destilada, e imerso em água estéril durante 24 horas a 24°C. As suspensões de células de *Candida albicans* padronizadas foram incubadas com as amostras de resinas acrílicas lisas e as rugosas e as superfícies de silicone durante uma hora a 24°C. Após este tempo, os materiais foram removidos e lavados suavemente por imersão 10 vezes em 100 ml de PBS estéril. Isto foi realizado três vezes para remover as células fracamente aderentes. Após a lavagem, as células que tinham sido retidas na superfície foram coradas com laranja de acridina e examinadas com microscopia de fluorescência do feixe incidente. Obtiveram como resultados que o número de *Candida albicans* em superfícies lisas foi baixo. Não houve diferença significativa entre o número de células em PMMA lisa e silicone. Maior número de células foi contado nas superfícies ásperas do que em superfícies lisas, com mais células em silicone áspero do que em superfícies de PMMA ásperas. No caso das superfícies lisas, as células foram observadas nos defeitos de superfície, tais como arranhões em PMMA ou detritos de silicone. Em silicone áspero, depressões na superfície aprisionaram muitas células, o que exigiu contagem de células em diferentes planos focais. No caso de superfícies rugosas em resina acrílica de PMMA, as células eram visíveis nos riscos produzidos. A autora concluiu que um aumento da rugosidade na superfície facilita a retenção de micro-organismos. Matrizes de silicone foram processadas e testadas e também não obtiveram resultados tão bons quanto poderiam. As superfícies lisas obtiveram melhores resultados em termos de facilidade de limpeza e proteção contra infecção. Observou-se nas superfícies lisas menor retenção de micro-organismos, assim, o tempo antes da infecção e a deterioração da prótese podem ser prorrogados, obtendo-se superfícies lisas e polidas nas próteses.

Considerando que, em uma prótese parcial removível, a base de resina acrílica envolve uma sela metálica e que a presença de metal no interior da massa de resina poderia interferir na polimerização da mesma e de suas propriedades físicas, Braun *et al.*²¹ (1998) realizaram um estudo com o objetivo de verificar a efetividade da energia de micro-ondas na polimerização da resina acrílica próxima ao metal. Para tanto, utilizaram duas marcas comerciais de resinas acrílicas: *Acron-MC* – resina para micro-ondas – e *Clássico* – resina termopolimerizável convencional. Foram confeccionados 36 corpos-de-prova cilíndricos com 30 mm de diâmetro por 4 mm de espessura, contendo no seu interior uma sela metálica com 28 mm por 8 mm por 1/2 mm. As matrizes de cera foram incluídas em mufla em gesso pedra tipo III. Os corpos-de-prova foram divididos aleatoriamente em três grupos e submetidos aos seguintes processamentos: G1) resina *Clássico* polimerizada em ciclo curto; G2) resina *Acron-MC* polimerizada em forno de micro-ondas por três minutos a 500 W; G3) resina *Clássico* polimerizada em forno de micro-ondas por três minutos a 500 W. Após a polimerização, cada amostra foi separada em duas partes aproximadamente iguais, sendo que uma das partes foi utilizada para a avaliação de monômero residual, enquanto a outra foi submetida aos testes de dureza e porosidade. A dureza Knoop das amostras foi determinada utilizando o microdurômetro, sendo realizadas cinco penetrações com carga de 25 gramas por 10 segundos para cada lado da sela metálica nas distâncias de 50, 100, 200, 400 e 800 μm . A avaliação da porosidade foi realizada nas superfícies interna e externa das amostras de duas maneiras: a olho nu e com o uso do microscópio com aumento de 100 vezes (X), em uma extensão de seis mm por quatro mm. Foram atribuídos escores para melhor descrição da porosidade: número de poros < 30 = Leve (L); número de poros [30-70] = Moderado (M); número de poros > 70 = Pesado (P). Para a determinação do monômero residual, o restante dos corpos-de-prova foram colocados individualmente em frascos contendo água deionizada e mantidas em estufa a $37 \pm 2^\circ\text{C}$ por 24 horas. Transcorrido esse período, as soluções aquosas foram retiradas para análise da presença do monômero através de espectrofotometria, sendo esse processo repetido a cada 24 horas até completar 188 horas, quando ocorreu a estabilização da liberação do monômero residual. A porcentagem de monômero liberado na água pelos corpos-de-prova foi determinada a cada 24 horas utilizando-se espectrofotômetro. Os resultados obtidos com as medidas de dureza Knoop sugerem que o metal não interferiu com a polimerização

da resina acrílica quando processada através da energia de micro-ondas. Quanto à porosidade, foram detectados poros pequenos nas superfícies externa e interna de todas as amostras, verificando-se que o G1 e G2 apresentaram tendência a repetição dos escores moderado e leve, enquanto o G3 apresentou a maior repetição do escore pesado. A dosagem de monômero residual sugere que a sela metálica presente no interior da massa de resina acrílica, quando processada através da energia de micro-ondas, não interfere com a conversão de monômero em polímero, uma vez que as menores quantidades de monômero foram detectadas nas amostras dos grupos processadas através da energia de micro-ondas. Diante dos resultados obtidos, concluiu-se que a energia de micro-ondas pode ser utilizada para a polimerização da resina acrílica contendo sela metálica no seu interior e que as resinas acrílicas convencionais, quando polimerizadas através da energia de micro-ondas, apresentaram maior quantidade de poros.

Goiato *et al.*⁴ (2000) realizaram um estudo que objetivou avaliar a alteração dimensional linear e a ocorrência ou não de porosidades em quatro tipos de resinas acrílicas (QC20, Clássico, Vipi Dent e Onda Cryl). Utilizando diferentes métodos de polimerização (convencional, recomendados pelos fabricantes e através de energia de micro-ondas), com e sem polimento químico. Para tanto o autor utilizou 70 padrões em cera, a partir de uma matriz plástica com medidas de 50 x 25 x 2 mm. Trinta padrões em cera foram incluídos em muflas metálicas próprias para ciclo de polimerização convencional, outros 40 padrões foram incluídos em muflas próprias para polimerização por micro-ondas. Na inclusão foi utilizado gesso pedra especial. Após presa final do gesso, a cera foi eliminada e a resina acrílica incolor incluída, sendo prensada em prensa hidráulica padronizada, com 800 Kgf. Na utilização das muflas metálicas, teve-se a divisão em três grupos diferentes utilizando resinas termo polimerizadas Clássico, QC20 e Vipi Dent respectivamente. Já as muflas para micro-ondas foram separadas em quatro grupos, sendo que três destes receberam os mesmos tipos de resinas que o grupo anterior e o quarto grupo teve a inclusão da resina acrílica Onda Cryl, que é própria para polimerização de micro-ondas. Todas as resinas foram manipuladas e proporcionadas de acordo com o fabricante, tendo sua polimerização 24 horas após a prensagem. Depois de polimerizadas, seguindo os padrões de cada fabricante, as amostras foram desincludas e cada grupo foi dividido em duas partes, um subgrupo submetido ao polimento químico, através da imersão em monômero próprio para este tipo de

polimento, enquanto que o outro subgrupo ficou ausente de qualquer tipo de polimento. Após os procedimentos anteriores as amostras foram armazenadas em água destilada, a 37°C, por 7 dias. Sendo as alterações dimensionais lineares analisadas por meio de leituras realizada nas amostras, entre as bordas, em um microscópio comparador. A presença de porosidades foi analisada por uma lupa estereoscópica, com baixo ângulo de iluminação em um aumento de 16 vezes. A alteração dimensional foi calculada em porcentagem (%). Os resultados observados foram uma alteração dimensional linear negativa das resinas acrílicas Clássico, Vipi Dent e QC 20 polimerizadas pelo método convencional, sendo ligeiramente maior em relação às demais resinas acrílicas polimerizadas por micro-ondas. Já em relação às resinas acrílicas com e sem polimento, não apresentaram diferenças significativas, com exceção da resina acrílica QC 20. No quesito porosidade em todos os grupos, independente do método de polimerização e da presença ou não do polimento químico, não foram observadas porosidades. Concluíram que todas as resinas analisadas, independente do método de polimerização ou presença ou não de polimento químico, apresentaram alteração linear negativa (contração). As resinas Clássico, Vipi Dent e QC 20, polimerizadas pelo método convencional, apresentaram maior índice de contração, independente do polimento químico, em relação com as demais resinas. A presença ou não de polimento químico não apresentou diferença em relação ao índice de contração das resinas analisadas, com exceção da resina QC 20 (polimerização convencional). Foi observada ausência total de porosidades nas amostras analisadas, independente do método de polimerização ou presença ou não de polimento químico.

Shang e Blatchley III¹³ (2001) estudaram o destino e a distribuição de cloro em quatro soluções aquosas de culturas bacterianas puras. Tais soluções foram submetidas ao processo de cloração, sendo esta uma prática amplamente utilizada para controle microbiano. Quatro espécies de bactérias (*Escherichia coli*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Staphylococcus aureus* e *Streptococcus faecalis*) foram selecionadas devido à relevância das mesmas em processos de desinfecção aquosa. Estas passaram por um processo de purificação, com crescimento em meio TYE e posterior lavagem em tampão fosfato para minimizar as concentrações de constituintes não celulares que podem interagir com o cloro e interferir nos resultados. As suspensões bacterianas foram então cloradas, durante 30 minutos, pela adição de alíquotas de solução estoque de cloro livre normalizada. Os

experimentos foram repetidos com concentrações de cloro iniciais variando de 1,0 a 5,0 mg/L. As concentrações de resíduos de cloro foram determinadas através de dois métodos frequentemente utilizados para avaliar o destino de tal composto em soluções aquosas contendo componentes orgânicos-nitrogenados. O método de titulação DPD/FAS, realizado no primeiro minuto de coleta das amostras, para minimizar a interferência por cloraminas. E o método MIMS, no qual as amostras são continuamente monitoradas pelo sistema, avaliando-se em tempo real a concentração de resíduos de cloro durante os trinta minutos de cloração. Para todas as suspensões bacterianas avaliadas, o método DPD/FAS indicou a formação de cloroaminas, principalmente na forma de dicloroamina, ao contrário do método MIMS que detectou uma pequena quantidade de cloroaminas inorgânicas. Tais resultados indicam a existência de falsos positivos nas concentrações avaliadas por DPD/FAS, decorrentes possivelmente da formação de compostos organoclorados-nitrogenados que se comportam de maneira semelhante ao cloro residual inorgânico, neste método. A avaliação da quantidade de cloro livre, para ambos os métodos, mostrou resultados similares após a demanda pelo material celular das bactérias ter sido satisfeita. Os resultados indicaram a existência de cloroamina residual na forma de cloroamina orgânica, estando estes intimamente associados com as células bacterianas - na forma de reações devido à presença de nitrogênio em materiais intracelulares - e não pela presença na solução. Para as suspensões de *E. coli* e *P. aeruginosa* (ambas gram negativas) houve menor demanda de cloro e pouca formação de cloroaminas quando comparado às suspensões de *S. faecalis* e *S. aureus* (gram positivas) provavelmente pela composição diferenciada da parede celular. Padrão similar de distribuição de resíduos de cloro foi encontrado também através da cinética de cloração de suspensões de culturas puras de bactérias. Um decaimento no nível de cloro foi observado a princípio, devido à demanda por cloro pelas bactérias, levando a um rápido consumo inicial de cloro livre. Posteriormente, pelo decaimento da demanda, o consumo de cloro ficou mais lento com formação de traços de cloramina inorgânica. Desta forma sugerindo a existência de dois tipos gerais de expressão de demanda de cloro por células bacterianas.

Silva *et al.*²² (2002) analisaram quatro diferentes desinfetantes utilizados na Odontologia, o Álcool etílico a 77°GL, composto fenólico (Duplofen), iodofórmio (PVP-I) e solução de álcool etílico a 77°GL com 5% de clorexidina para desinfecção de superfície. Foi analisado quatro diferentes pontos em cada

equipamento: ponto 1 - “carter” do equipamento odontológico; ponto 2 - encosto de cabeça da cadeira odontológica; ponto 3 - superfície frontal externa do refletor; e ponto 4 - superfície da pia de lavagem de mãos, após os procedimentos de Odontologia Restauradora, em que o aparelho de alta rotação foi utilizado pelo tempo mínimo de cinco minutos. As amostras foram coletadas utilizando-se placas de superfície tipo Replicate Organisms Direct Agar Plates contendo os seguintes meios de cultura: ágar-sangue, ágar Mitis Salivarius bacitracina sacarose, ágar Sabouraud Dextrose com cloranfenicol e ágar MacConkey. Após os procedimentos odontológicos de rotina, foi efetuada uma limpeza prévia nos quatro pontos selecionados, com gaze esterilizada, utilizada a técnica borrifar-esponjar-borrifar, na qual se borrifou a substância a ser testada com spray e, posteriormente, esfregou-se com gaze esterilizada a superfície com movimentos contínuos em um só sentido; borrifou-se novamente o produto realizando a mesma técnica descrita. Após cinco minutos para a secagem e ação do produto utilizado, as placas contendo os meios de cultura foram aplicadas, pressionando-se delicadamente a superfície do ágar no ponto selecionado. O tempo de contato para a coleta foi de um minuto. A seguir, as placas foram incubadas a 37°C, os meios de ágar-sangue e ágar Mitis Salivarius bacitracina sacarose foram incubados em estufa com teor de 5% de CO₂. As placas contendo ágar Sabouraud Dextrose foram mantidas à temperatura ambiente por cinco dias. Após incubação, as colônias foram contadas e os resultados expressos em ufc/placa. Como resultado o autor encontrou que nos dez equipamentos odontológicos estudados como controle, observou-se crescimento de microorganismos em todos os pontos analisados quando as amostras foram coletadas sem procedimento prévio de desinfecção, logo após o término do tratamento odontológico. Na pia de lavagem de mãos, foi observada, através do somatório das médias de ufc/placa nos meios utilizados, maior quantidade de crescimento de micro-organismos, mostrando ser o local de maior contaminação. Já o local que se encontrou o menor índice de contaminação foi a superfície frontal do refletor do equipamento. A atividade de cada desinfetante frente aos diferentes tipos de micro-organismos encontrados pôde ser observada após comparação entre as médias de ufc/placa em equipos não desinfetados e em equipos desinfetados. O desinfetante mais efetivo contra bactérias gram-positivas foi a clorexidina (média de ufc/placa de 2,3), seguido pelo composto fenólico (média de ufc/placa de 4,6), iodo povidine (média de ufc/placa de 7,3) e álcool etílico a 77°GL (média de ufc/placa de

12,4). O iodo povidine foi o desinfetante que apresentou maior efetividade para leveduras do gênero *Candida*, seguido por álcool etílico a 77°GL, clorexidina e composto fenólico. Para bactérias gram negativas, verificou-se eficácia no processo de desinfecção para todos os desinfetantes analisados. Observou-se que, para a redução de estreptococos do grupo mutans, o desinfetante clorexidina foi o mais eficiente, seguido pelo álcool etílico a 77°GL, iodo povidine e composto fenólico. Com base na análise dos resultados obtidos no presente trabalho concluiu-se as superfícies do equipamento odontológico estavam contaminadas após atendimento odontológico, representando riscos de transmissão de infecção cruzada. Os micro-organismos encontrados em maior concentração em praticamente todas as superfícies analisadas foram *Streptococcus* alfa-hemolítico, os quais podem ser utilizados como indicadores de contaminação bucal do ambiente; evidenciou-se presença de bactérias gram-negativas em pequenas quantidades nas superfícies estudadas, o que denota provável má higienização e limpeza de alguns equipamentos. O desinfetante mais efetivo foi a solução alcoólica de clorexidina, com ação bastante eficaz na redução de micro-organismos, principalmente para bactérias gram-positivas. O iodo foi bastante efetivo principalmente para leveduras do gênero *Candida*. O composto fenólico também mostrou efetividade na redução de micro-organismos e o álcool etílico a 77°GL foi o menos eficaz dos desinfetantes testados, entretanto mostrando uma redução estatisticamente significativa de micro-organismos.

As resinas apresentam muitas aplicações na Odontologia. Segundo Anusavice² (2003) existem requisitos para que estas possam ser utilizadas, como: compatibilidade biológica, propriedades física como resistência e resiliência, fácil manipulação, boa estética, baixo custo e estabilidade química. O autor considera também a química de polimerização, relatando que a polimerização pode-se dar por duas maneiras, por adição e condensação e suas respectivas funcionalidades. Explica também que as resinas acrílicas possuem duas séries, uma derivada do $(CH_2=CHCOOH)$ e a outra do $CH_2=C(CH_3) COOH$, ambas são polimerizados por adição de forma normal. Existem compostos nas resinas acrílicas de muito interesse para a Odontologia, como por exemplo, o Polimetacrilato de metila, que é o tipo mais duro. O monômero de metacrilato de metila é misturado com o polímero, se dissolvendo parcialmente para formar uma massa plástica, sendo o monômero polimerizado pelos métodos descritos anteriormente.

Ogliari *et al.*²³ (2004) avaliaram a propriedade de resistência à flexão da resina acrílica para micro-ondas Onda Ceryl (Clássico Produtos Odontológicos, Brasil) polimerizadas por energia de micro-ondas, utilizando-se um ciclo alternativo, visto que existiam poucas publicações sobre propriedades de resinas acrílicas para micro-ondas de marcas nacionais, utilizadas nas clínicas odontológicas, devido ao baixo custo e a facilidade de encontrá-las no mercado. Foram confeccionados cinco corpos-de-prova com a respectiva resina para cada um dos dois grupos: controle (polimerização com um ciclo alternado de três minutos a 400 W, quatro minutos a 0 W e três minutos a 800 W, totalizando 10 minutos) e experimental (polimerização com ciclo de três minutos a 500 W). Para a confecção dos corpos-de-prova foram utilizadas muflas de fibrocêramica, próprias para micro-ondas que receberam gesso e foram fechadas. Após 24 horas, as muflas foram abertas, a matriz de silicone removida e o espaço preenchido com resina acrílica em estado fibroso. Aplicou-se uma carga de uma tonelada por 30 minutos e polimerizou-se em micro-ondas de acordo com o grupo controle ou experimental. Posteriormente, os corpos-de-prova foram submetidos ao acabamento com lixas de carbetto de silício. O ensaio de resistência à flexão foi realizado em máquina de ensaios, com velocidade de cinco mm/min. As amostras foram dispostas em superfície contendo dois pontos de sustentação, sendo o terceiro composto por uma força axial e equidistante dos outros dois. A força foi aplicada até a ruptura do corpo-de-prova, sendo o valor registrado. O cálculo da resistência à flexão foi calculado por fórmula específica. Analisando os resultados, não se observou diferença entre os valores de resistência à flexão entre os grupos. Sendo assim, conclui-se que, em relação à resistência à flexão, a resina acrílica Onda Ceryl, pode ser polimerizada em micro-ondas, no ciclo reduzido por três minutos a 500 W.

Compagnoni *et al.*²⁴ (2004) avaliaram o efeito de diferentes ciclos de polimerização em micro-ondas na porosidade de uma resina para base de prótese concebida para a polimerização em micro-ondas. O delineamento experimental incluiu três grupos tratados com diferentes ciclos de energia de micro-ondas e um grupo controle composto de espécimes termo polimerizável. Foram utilizadas duas marcas de resinas acrílicas, uma projetada especificamente para polimerização de micro-ondas (Onda-Ceryl, Artigos Odontológico Clássico Ltda., São Paulo, SP, Brasil) e outra para a polimerização de calor convencional (Clássico, Artigos Odontológicos Clássico Ltda.). Trinta e duas amostras de resinas acrílicas retangulares (65 x 40 x 5

mm) foram confeccionadas, divididos em 4 grupos consistindo de 8 amostras cada. As amostras foram confeccionadas com resina proporcionadas de acordo com as recomendações do fabricante (7 ml de monômero a 21 ml de polímero). A resina foi deixada polimerizar durante 15 minutos a 23°C até à fase densa. Posteriormente, a resina foi prensada em uma prensa, mantida por 60 minutos. Os espécimes do grupo controle foram polimerizados pelo método de calor convencional com muflas de metal em um tanque de polimerização automático em 74°C por 9 horas. As amostras dos três grupos experimentais foram polimerizadas em forno de micro-ondas, em diferentes potências e tempos em muflas plásticas projetadas especificamente para uso em micro-ondas. Cada amostra foi pesada para calcular a percentagem de porosidade média. A densidade absoluta da resina acrílica foi usada para calcular a percentagem da porosidade. Observaram que não houve diferença na porosidade total entre o grupo controle e os três grupos. Os grupos de espécimes polimerizados por micro-ondas mostraram porosidade semelhante ao grupo controle. Concluíram que a porosidade entre as amostras de resina polimerizada com três ciclos diferentes de energia de micro-ondas não diferiram. A porosidade encontrada na resina polimerizada por micro-ondas testada foi semelhante da resina termicamente polimerizada.

Lai *et al.*¹ (2004) analisaram a influência de níveis de energia de micro-ondas sobre a morfologia e as propriedades de resistência ao impacto em próteses totais de PMMA com uma espessura de 10 mm. Foi utilizado o Optilon-399 que é um polímero PMMA utilizado na base da prótese da marca Hygenic, comercializado como duas partes, pó e líquido. O pó contém principalmente PMMA modificado com um enxerto de copolímero e uma pequena percentagem de peróxido de benzoíla, como iniciador, o dióxido de titânio, e pigmentos de cádmio. Princípio de ingredientes líquidos são monómero MMA e dimetacrilato de etilenoglicol como agente de reticulação. A proporção de líquido para pó foi de 30-10 ml. Para a polimerização em água aquecida, os procedimentos de preparação foram os mesmos que para os espécimes de micro-ondas, exceto que as muflas eram metálicas. As resinas acrílicas foram deixadas em água aquecida a 70°C durante nove horas, e depois as muflas foram esfriadas à temperatura ambiente. Para medir a alteração da temperatura de polimerização no micro-ondas, o disco giratório foi removido. As variações de temperatura ao longo do tempo foram registradas durante o aquecimento em micro-ondas a 80, 160 e 240 W, respectivamente. A medição de

10 blocos de moldes de resina foi feita para cada condição de alimentação. Em seguida, a polimerização foi realizada em um forno de micro-ondas equipado com uma plataforma giratória. A mufla de micro-ondas contendo dois blocos de mesmo tamanho foi processada em 80, 160, 240 e 560 W, por 15, 10, 7, e 2 minutos, separadamente. Em seguida, cada bloco contido na mufla foi polimerizado adicionalmente durante dois minutos a 560 W. Assim, 50 blocos de resina acrílica foram preparados. Estes blocos foram testados para a dureza, a porosidade, a solubilidade, as propriedades mecânicas, e o peso molecular em sequência. A morfologia das amostras após a coloração com tetróxido de ósmio foi examinado pelo microscópio eletrônico de transmissão. Como resultados o autor observou que uma grande diferença significativa na temperatura de polimerização foi observada quando se comparados estes dois métodos de processamento. Houve pouca diferença entre os valores médios de dureza de superfície e as percentagens em peso dos componentes insolúveis. No entanto, a porosidade das amostras polimerizadas por banho de água foi muito menor do que nos espécimes polimerizada por micro-ondas. Assim, os espécimes convencionalmente polimerizados mostraram força maior à flexão e maior módulo de flexão do que os espécimes polimerizados por micro-ondas. Concluíram que a energia de micro-ondas pode eficientemente polimerizar o polímero da resina acrílica para base de prótese total. Diferenças estatísticas na morfologia e na propriedade de flexão eram evidentes em uma comparação dos métodos de processamento. O tamanho e a fração de volume da fase borrachóide foi favorável ao método de água aquecida. No entanto, a quantidade de porosidade aumenta com o aumento no nível de energia de micro-ondas. Assim, os espécimes polimerizados pelo método de água aquecida mostraram maior força à flexão e módulo de flexão do que os espécimes polimerizados por micro-ondas. Não houve diferenças significativas na dureza da superfície. No presente estudo afirmou-se que a escolha de uma fonte adequada e o tempo de polimerização é de suma importância, a fim de reduzir a porosidade até um nível mínimo. Além de que o processamento por micro-ondas tem grande potencial de economia de tempo no processamento de próteses.

Segundo Chassot *et al.*¹⁶ (2006), a desinfecção de materiais odontológicos pode ser realizada fisicamente, por calor e, quimicamente, por substâncias desinfetantes. As resinas acrílicas devem ser esterilizadas no laboratório e antes de serem colocadas na boca dos pacientes. Entretanto, como as

resinas acrílicas são materiais termosensíveis e sua desinfecção sob altas temperaturas, não poder ser empregada, e, o hipoclorito de sódio 1% interferir na estética das próteses, e, o glutaldeído 2% liberar vapores tóxicos, irritantes e alérgicos, o ácido peracético tornar-se-ia alternativa neste tipo de desinfecção. Para avaliar a eficácia antimicrobiana do Sterlife, um desinfetante a base de ácido peracético na descontaminação de resinas acrílicas, foram utilizadas trinta placas intraorais fabricadas a partir de três tipos de resinas acrílicas: 10 polimerizadas termicamente por calor (Clássico, Clássico Artigos Odontológicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil), 10 polimerizada quimicamente (Jet; Clássico Artigos Odontológicos Ltda) e 10 polimerizadas por micro-ondas (Ondacryl; Clássico Artigos Odontológicos Ltda). De acordo com as especificações do padrão ISO 1567:2001 estas resinas são classificadas de tipo 1, tipo 2 e tipo 5, respectivamente. Estudantes voluntários utilizaram as placas de resina intraoralmente, moldadas com alginato e vasadas com gesso pedra tipo III (Empresa e Indústria Gesso Mossoró SA, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). No primeiro molar e nos caninos foram preparadas grampos utilizando 0,5 milímetros de fio ortodôntico (Dental Morelli, São Paulo, SP, Brasil). Os voluntários receberam as placas de resina acrílica quimicamente ativada e foram instruídos a utilizar estas placas por sete noites consecutivas. Durante o dia, as placas foram lavadas em água corrente e armazenadas individualmente em recipientes plásticos fechados, não sendo escovadas ou desinfetadas. Subsequentemente, os participantes receberam as placas de resina acrílica ativadas quimicamente e polimerizadas por micro-ondas. Após o período de utilização, as placas foram seccionadas com discos de carboneto de tungstênio e seis fragmentos de resina acrílica de cerca de um centímetro de cada lado foram obtidos a partir de cada placa. Para cada tipo de resina, 40 fragmentos foram imersos em solução de ácido peracético 0,2% durante cinco e 10 minutos, lavados em água destilada estéril e colocados em tubos de ensaio individuais contendo cinco mililitros do meio de cultura BHI, em condições assépticas. Para avaliar o crescimento dos micro-organismos aeróbios e anaeróbios foram utilizados tubos de ensaio contendo as espécies em imersão. O crescimento bacteriano foi observado por análise da turbidez do meio de cultura após incubação (estudo *in vivo*). A eficácia antimicrobiana do ácido peracético como desinfetante foi avaliada nos diferentes tipos de resina acrílica em função de micro-organismos conhecidos como o *Bacillus subtilis* e *Bacillus stearothermophilus*. As resinas contaminadas pelas espécies

foram imersas em ácido peracético durante cinco e 10 minutos e colocadas em tubos de ensaio contendo meio de cultura BHI a 37°C durante 48 h. O crescimento foi observado por meio da análise da turvação da cultura após o período de incubação (estudo *in vitro*). Analisando os resultados do estudo *in vivo* e *in vitro* observou-se que para todos os tipos de resina acrílica, não houve turbidez do meio de qualquer uma das amostras de resina imersos na solução de ácido peracético em cinco e 10 minutos, assim como na contaminação pelos diferentes micro-organismos. Por outro lado, as placas e os meios de cultura que não foram imersos na solução apresentaram turbidez de 100%, indicando a presença de micro-organismos em ambas as condições testadas. Portanto, concluíram que a imersão por pelo menos cinco minutos em solução à base de ácido peracético 0,2%, promoveu a desinfecção de alto nível de resinas acrílicas polimerizados por calor, polimerizadas quimicamente e polimerizadas por micro-ondas, contaminadas tanto com saliva humana quanto com *Bacillus subtilis* ou *Bacillus stearothermophilus*.

Berger *et al.*²⁰ (2006) compararam os efeitos de três kits de polimento em consultório e o polimento convencional (em laboratório protético) em quatro resinas acrílicas. Três kits de polimento em consultório para prótese, Axis Dental, Brasseler, e Shofu, foram selecionados para o polimento de quatro resinas acrílicas: Reparação de Materiais (Dentsply International), Lucitone 199 material convencional para base de dentadura (Dentsply International), Lucitone FasPor + líquido (Dentsply International), e Arcon MC material base de dentadura para micro-ondas (GC America). Vinte e quatro amostras de resina acrílica medindo 30 x 30 x 2 mm foram confeccionados com cada uma das quatro resinas acrílicas: autopolimerizável, processado por calor, moldado por injeção, e micro-ondas. Num dos lado da amostra, uma broca foi usada durante 15 segundos para simular um ajuste clínico, e, em seguida, a superfície foi polida e observada a olho nu por um operador, utilizando um dos três kits de polimento em consultório disponíveis (Eixo Dental, Brasseler e Shofu). O outro lado foi polido convencionalmente com um composto de polimento. Cada lado foi avaliado por um rugosímetro programável Dektak 8 Stylus Profiler para determinar a rugosidade. Os resultados revelaram que não houve diferença significativa no tempo que levou para polir as amostras com os kits de polimento em consultório e na rugosidade da superfície entre as resinas acrílicas, antes de qualquer polimento, submetidas a tratamento térmico, sendo menos áspero do que o autopolimerizante. Houve uma diferença significativa na

rugosidade entre as resinas acrílicas, sendo as de micro-ondas menos ásperas do que as autopolimerizáveis. Não houve diferença significativa na rugosidade da superfície entre os kits de polimento em consultório. Houve diferença significativa entre as resinas acrílicas, com o processamento por calor, sendo significativamente menos rugoso do que o autopolimerizável moldado por injeção, e micro-ondas. Não houve interação significativa entre as resinas acrílicas e os kits de polimento de bancada, no valor de rugosidade superficial. O polimento convencional foi significativamente mais suave do que o polimento com os kits de polimento em consultório. Concluíram que o tempo não foi um fator na utilização de qualquer um dos kits de polimento em consultório e recomendou-se que o polimento convencional seja utilizado após ajustes da superfície da resina acrílica.

Morais *et al.*³ (2007) realizaram um estudo que objetivou relatar as aplicações de alguns polímeros em odontologia; entre os mais utilizados podem ser citados os materiais a base de PMMA, suas vantagens e desvantagens, uso, síntese e problemas de toxicidade. O PMMA é uma resina transparente, de alto peso molecular e se degrada como polímero de peso baixo ao voltar à condição de monômero. É um polímero linear, deve ser solúvel em vários solventes orgânicos, como o clorofórmio e acetona. Foram abordados casos de alergia provocados pelo acrílico utilizado nas bases de próteses totais. A literatura demonstra casos de estomatites e quelites angulares através de testes de hipersensibilidade. Uma análise quantitativa de ingredientes alérgicos extraído das bases da resina usadas na dentadura revelou que os ingredientes MMA, HQ, FMA, BPO, BA e MB foram detectados em eliminação de todas as próteses totais, enquanto que, o DME foi detectado em eliminação de 87 próteses totais em uso por 15 anos. Entretanto os outros ingredientes mostraram um decréscimo na correlação do período de uso da prótese total, porém podendo ser evidente até após 29 anos de uso. O MMA é conhecido como material irritante e também alérgico. Segundo a literatura concluiu-se que se deve ter cuidado no manuseio do PMMA, que provoca doenças dermatológica de contato, devido a toxicidade do monômero MMA, como manchas nas mãos, irritações na pele, coceira, queimaduras e rachaduras. Foram detectados casos de reações alérgicas provocadas pelos produtos químicos contido no acrílico a base de próteses totais e dentre eles estão os formaldeído, peróxido de benzoila e PMMA. Algumas vezes são notadas erosão, vermelhidão no local de contato com

as gengivas, palato irritado e sangramento. Por estes produtos apresentarem toxicidades pode-se sugerir mudança na estrutura química do PMMA.

Ceretta¹⁷ (2008) realizou um estudo experimental sobre a eficiência do ácido peracético na esterilização microbiológica de equipamentos odontológicos. Para tanto, avaliou o poder inibitório de diferentes concentrações do ácido (800 ppm, 1500 ppm e 2500 ppm) e verificou os efeitos destas concentrações na possível corrosão dos equipamentos, bem como na citotoxicidade e mutagenicidade celular provocada por ação residual. Esses resultados foram utilizados como base para testes do ácido peracético nos consultórios odontológicos. Para testar a desinfecção dos equipamentos foram utilizados diferentes micro-organismos como o *Bacillus subtilis*, *Escherichia coli*, *Mycobacterium smegatis*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Salmonella choleraesuis*, *Staphylococcus aureus*, *Trichophyton mentagrophytes* e *Candida albicans* sp. A CIM e a CBM foram determinadas pelo teste de difusão em Ágar, utilizando o método dos poços. Inicialmente, foi preparado um meio de crescimento e cultura para os micro-organismos e a inoculação foi realizada utilizando a concentração equivalente à turvação 0,5 da escala Mac-Farland, ajustando-se através das diluições seriadas, para uma concentração inicial de 10⁶ colônias por ml. Na preparação do biocida ácido peracético utilizou-se um pó gerador e um pó neutralizador diluídos em água destilada, para se atingir as concentrações de 800, 1500 e 2500 ppm. Para a CIM, foi acrescentado o princípio ativo nos tubos inoculados e, após 24 horas, os meios foram examinados visualmente para comprovar a presença de turvação. A turvação indicava que houve crescimento dos micro-organismos, e o primeiro tubo a não turvar indicava a CIM. A CBM, em comparação com a CIM, é a menor concentração em mg/ml, que mata o micro-organismo, ou seja, onde não crescer nenhuma colônia é correspondente à CBM. A taxa de corrosão foi calculada por estudo de eletroquímica a partir de ensaios potenciodinâmicos, utilizando-se corpos de prova confeccionados a partir de aço inox de instrumentos odontológicos cortados, embutidos em baquelite e polidos mecanicamente até o grau metalográfico. Ensaios acelerados de corrosão eletroquímica foram conduzidos em soluções recém preparadas. As medidas foram efetuadas numa célula a três eletrodos típica. Foram avaliados os possíveis danos ao DNA impostos pelo produto em sangue total, em função das concentrações de 800 ppm, 1500 ppm e 2500 ppm de ácido peracético. O estudo da genotoxicidade celular foi realizado através do teste Cometa, que é um teste com a finalidade de

detectar possíveis danos ao DNA. Neste teste, as células do sangue foram incubadas com o ácido peracético nas diferentes concentrações e colhidas e dissolvidas em agarose para serem plaquetadas sobre lâminas de microscopia para serem analisadas e colocadas em cuba de eletroforese que permite o desenrolamento do DNA. As lâminas foram neutralizadas, coradas com prata e analisados os núcleos contendo DNA em microscopia óptica. A citotoxicidade mitocondrial, às diferentes concentrações, causada pelo produto (ensaio com o sal de tetrazolium-MTT) foi detectada por ELISA. Também se avaliou a capacidade de esterilização do ácido peracético a 2500 ppm em materiais utilizados nos procedimentos clínicos, pelo período de tempo de exposição de 20 minutos. Os materiais foram coletados em dois consultórios odontológicos, sendo um público e outro privado. Os resultados deste estudo mostraram que a inibição dos micro-organismos manteve uma escala crescente de acordo com o aumento na concentração do agente antimicrobiano, sendo que para o micro-organismo, *Pseudomonas aeruginosa*, mesmo na concentração de 2500 ppm, a inibição média foi menor entre todos os micro-organismos testados. Já para o *Staphylococcus aureus* o teste apresentou a maior inibição. No teste da CIM observou-se que para concentração inicial de 2500 ppm nenhuma espécie de bactéria sobreviveu, indicando que esta concentração garante efeito bactericida. Os resultados obtidos no teste da CBM levam a concluir que as concentrações menores de ácido peracético possibilitaram o crescimento de alguns dos micro-organismos testados. Analisando os resultados da taxa de corrosão, verificou-se que a corrosão do aço inox cresce com o aumento da concentração de ácido peracético. Entretanto, os valores são muito baixos, indicando que o produto não danifica o instrumental. O teste COMETA indicou atividade genotóxica para a concentração de 2500 ppm, mas inferior ao peróxido de hidrogênio. No entanto, o ácido peracético tem curto tempo de vida não permanecendo sobre o instrumental. Portanto, concluiu-se que a esterilização foi efetiva em todas as amostras utilizando o ácido peracético na concentração de 2500 ppm/ml, sendo uma técnica simples, que possibilita a esterilização de materiais termo-sensíveis em apenas 20 minutos, com a permanência de resíduos não tóxicos nos instrumentais, sem representar risco. No entanto, os resultados de citotoxicidade e genotoxicidade indicam a necessidade do uso de EPI por parte do usuário, procedimento este que já faz parte dos procedimentos habituais em consultórios odontológicos.

Lottanti *et al.*¹⁸ (2009) avaliaram os efeitos dos ácidos EDTA, EA e PA, quando usado em conjunto com NaOCl como irrigantes do canal radicular, na camada de esfregaço, e na desmineralização da dentina radicular após instrumentação / irrigação. O hipoclorito de sódio a 1% e 2%, bem como as soluções de 17% de EDTA foram adquiridos a partir de uma fonte comercial, assim, como a solução de ácido peracético. A solução 18% (saturado) de ácido etidrônico foi preparada a partir de sal em água desionizada. Utilizando um medidor de pH calibrado, os valores de pH destas soluções foram determinadas. Com relação às amostras um total de 51 pré-molares unirradiculares da coleção de dentes extraídos foi utilizado para este estudo. Os dentes foram armazenados em solução de timol 0,1% a 5°C durante não mais que um ano. Os dentes foram selecionados com base em sua aparência, sugerindo um único canal, o que foi verificado através de radiografia digital. As coroas de todos os dentes foram reduzidas para um comprimento de raiz de 12 mm. Para evitar que o cálcio fosse perdido pelas superfícies radiculares externas, estas foram cobertas com verniz. Três pré-molares foram usados como controles positivos para a análise da descalcificação da parede do canal. Para preparação dos dentes foi realizado um procedimento coroa-raiz com brocas Gates-Glidden. Os canais foram instrumentados com instrumentos Profile em um sentido coroa-raiz, até que chegasse ao instrumento 45, no comprimento de trabalho, que foi fixado em 11 milímetros para todos os dentes. Os dentes foram irrigados da seguinte forma: Grupo 1: 1% de hipoclorito de sódio durante a instrumentação, água deionizada após a instrumentação; grupo 2: 1% de hipoclorito de sódio durante e 17% de EDTA após a instrumentação; grupo 3: 1: mistura de 2% de hipoclorito de sódio e 18% ácido etidrônico durante e após a instrumentação; grupo 4: 1% de hipoclorito de sódio durante, 2,25% de ácido peracético após a instrumentação. O tempo total de irrigação durante a instrumentação foi de 15 minutos, o volume foi de 10 ml. Depois da instrumentação, 5 ml do irrigante final foi administrada a 1 mm do comprimento de trabalho ao longo de 3 min. Posteriormente, o canal foi lavado com 5 ml de água deionizada. No grupo de controle a análise da desmineralização da parede da raiz, o canal foi irrigado durante a instrumentação, tal como descrito antes, e, subsequentemente, 10 ml de EDTA a 17% foi administrada ao longo de 30 min. Cada vez que era realizada a instrumentação e a irrigação de uma amostra por grupo, amostras eram retiradas e centrifugadas a 4000 giros durante 10 min. Subsequentemente, 10 ml do

sobrenadante foram transferidos para um tubo de polipropileno com uma tampa e armazenada a 20°C para análise posterior. Uma vez que todas as amostras foram recolhidas, foram descongeladas e depois analisadas quanto ao seu teor de cálcio utilizando um espectrômetro de absorção atômica com uma chama de acetileno. Sulcos longitudinais, que não penetraram no canal, foram colocados nas superfícies vestibular e lingual das raízes para facilitar e orientar a sua fratura. Então as raízes foram fraturadas ao longo destas ranhuras mergulhando-as em água e depois em nitrogênio líquido. As secções das raízes foram desidratadas através de uma série ascendente de etanol até chegar em 100%. Os resultados mostraram que o protocolo NaOCl – Água produziu menos cálcio do que o NaOCl & EA–NaOCl & EA. A maior parte das paredes dos canais instrumentados tratados com um dos agentes de descalcificação estava livre de camada de esfregaço. Protocolos (NaOCl – Água) e (NaOCl & EA–NaOCl & EA) não causaram descalcificação da dentina na raiz, enquanto que (NaOCl – EDTA) e (NaOCl – PA) mostram padrões típicos de desmineralização. Concluíram que os protocolos de irrigação que empregam hipoclorito de sódio 1% e, em seguida, 17% de EDTA, 1% de hipoclorito de sódio e, em seguida, 2,25% de ácido peracético, ou uma solução combinada contendo 1% de hipoclorito de sódio e 9% de ácido etidróico deixou quantidades semelhantes de detritos nas paredes dos canais radiculares instrumentados. Três minutos de 17% de EDTA, 3 min de 2,25% de ácido peracético, provocam uma desmineralização gradual dos da dentina da raiz, que foram expostos ao irrigante, enquanto uma combinação de NaOCl / ácido etidróico irrigados durante a instrumentação do canal e como enxágue final não provocaram descalcificações nas paredes do canal. Protocolos de irrigação que utilizem o ácido peracético ou etidróico mostraram potencial para substituir o tratamento convencional com EDTA.

Para verificar o efeito da desinfecção por micro-ondas em biofilmes de *Candida sp. (albicans, dubliniensis e tropicalis)* formados na superfície de três tipos de resinas acrílicas, polimerizadas através de ciclo térmico longo, micro-ondas e água em ebulição, Macêdo²⁵ (2011) realizou um estudo para o qual confeccionou corpos-de-prova a partir de matrizes circulares de cera incluídas em muflas metálicas ou plásticas para micro-ondas. As muflas permaneceram em prensa hidráulica de bancada durante a cristalização do gesso, por uma hora. Em seguida, foram retiradas da prensa, abertas, imersas em água aquecida por aproximadamente três minutos para remoção das matrizes de cera. Os moldes de

gesso resultantes foram escovados com solução de detergente doméstico de água aquecida para remoção dos vestígios de cera e de vaselina usada como isolante do gesso e lavados com água aquecida. Os moldes de gesso foram recobertos com uma camada de silicone laboratorial e um disco de resina foi pressionado para formar o molde de silicone, no qual os corpos-de-prova foram confeccionados. As superfícies do gesso de inclusão foram isoladas com isolante à base de alginato de sódio antes da prensagem da resina acrílica. Foram confeccionados 30 corpos-de-prova (20 mm de diâmetro por 2 mm de altura), de cada resina, Clássico, Onda Ceryl e QC-20. Cada resina foi manipulada em pote de vidro com tampa até atingir a fase plástica, quando foi homogeneizada manualmente, inserida nos moldes de silicone, recoberta com celofane umedecido com água e prensada em prensa hidráulica de bancada. A polimerização da resina convencional Clássico foi feita em polimerizadora automática, regulada para o ciclo longo em água aquecida a 74°C por nove horas. A resina para micro-ondas Onda Ceryl foi polimerizada em forno de micro-ondas doméstico com 900 W e ciclo de polimerização de: 1- 40% da potência por 3 minutos; 2- 0% da potência por 4 minutos e 3- 90% da potência por 3 minutos; e QC-20, em água em ebulição por 20 minutos, como recomendado pelo fabricante. A demuflagem dos corpos de prova foi feita depois do esfriamento das muflas em temperatura ambiente sobre uma bancada. Depois da remoção das irregularidades grosseiras com broca, em baixa rotação, o acabamento foi feito com pedras abrasivas para resina e então os corpos de prova foram esterilizados com óxido de etileno. O inóculo da levedura (*Candida albicans*, *Candida tropicalis* e *Candida dubliniensis*) para a contaminação dos corpos-de-prova foi obtido a partir de isolados mantidos por repiques sucessivos que foram semeados e incubados para posterior medição da concentração da amostra do inóculo, por espectrofotometria. Esse procedimento foi realizado para a padronização do inóculo por meio da contagem de células leveduriformes. A seguir, três grupos principais foram obtidos: I (resina irradiada, grupo experimental) em triplicata, II (resina não irradiada, controle positivo) e III (resina sem contaminação). Cada um desses grupos foram divididos em 3 subgrupos: 1) corpos-de-prova inoculados por *C. albicans*; 2) corpos-de-prova inoculados por *C. dubliniensis* e 3) corpos-de-prova inoculados por *C. tropicalis*. Os espécimes foram colocados em meio de cultura específicos e incubados por 24 horas a 37°C em aerobiose para a formação do biofilme. Para cada resina e cada micro-organismo avaliados, três corpos-de-prova foram irradiados por micro-ondas

com potência de 650 W durante três minutos para desinfecção, um corpo-de-prova controle não foi irradiado e outro corpo-de-prova controle sem micro-organismos. Após esse processo, os corpos-de-prova foram lavados em solução salina. Após a incubação de 48 horas a 37°C, as placas das amostras irradiadas e não irradiadas foram submetidas à contagem de colônias em contador de colônias digital. As placas foram posicionadas sobre o contador digital de colônia e aquelas que apresentavam valores entre 30 e 300 foram selecionadas. A seguir, a ponta do contador foi posicionada individualmente sobre cada uma das colônias formadas para realização da contagem. Os números de UFC/ml foram calculados e comparados. Para determinar a efetividade do micro-ondas na desinfecção dos corpos-de-prova foi necessário calcular o número de micro-organismos viáveis, em valores de UFC/ml, obtido com e sem o procedimento de desinfecção pela irradiação por micro-ondas. As sementeiras relativas aos corpos-de-prova irradiados com micro-ondas (grupo experimental) apresentaram diminuição no número de colônias viáveis para todos os biofilmes formados pelas espécies de *Cândida* analisadas. A diminuição foi observada nos três tipos de resina acrílica utilizadas no presente estudo. Os resultados demonstraram efetiva esterilização do biofilme de *Cândida* após três minutos de irradiação a 650 W, para a maioria dos corpos-de-prova, porém, a completa esterilização não ocorreu para a totalidade dos grupos desinfetados. Os corpos-de-prova relativos ao grupo controle (não irradiados) apresentaram crescimento microbiano após 48 horas de incubação a 37°C. Os corpos-de-prova relativos ao grupo controle sem contaminação e sem desinfecção também não apresentaram crescimento microbiano após incubação. Portanto, os resultados deste estudo demonstraram que a irradiação por micro-ondas a 650 W por três minutos foi efetiva para desinfecção, independente da resina acrílica e da espécie de *Cândida* formadora do biofilme.

Dourado¹⁴ (2011) realizou uma revisão sobre a esterilização de instrumentais e desinfecção de artigos odontológicos com ácido peracético. Nesta revisão, ressaltou que o odontólogo realiza uma gama de procedimentos clínicos e cirúrgicos nos quais utiliza equipamentos que se tornam contaminados por secreções bucais que contém vários micro-organismos e, se estes não forem devidamente esterilizados, processo que corresponde a destruição química ou física de todos os micro-organismos, pode transmitir infecções entre os pacientes. Portanto, o ambiente de trabalho odontológico é um local de alto risco de

contaminação, e, o conhecimento e a aplicação dos métodos usados para destruir, remover ou excluir micro-organismos, tornam-se fundamental para realizar adequadamente a prática da Odontologia. Para tanto, a adequada escolha do método e substâncias empregadas para a esterilização ou desinfecção é fundamental. Assim, podem-se dividir os processos em crítico (contato com tecidos com sangue), semicrítico (contato com mucosas) e não crítico (contato com a pele íntegra). E, as substâncias seguem a classificação em níveis conforme sua capacidade em alto (inativação de esporos bacterianos resistentes e outras formas de micro-organismos vegetativos e patogênicos), média (desinfecção de algumas bactérias) e baixo nível (inativação de alguns vírus e fungos). A eficácia da desinfecção pode ser afetada por uma série de fatores, que podem anular ou limitar a eficácia do processo. Estes fatores são a eficácia na limpeza prévia do objeto, a presença de carga orgânica ou inorgânica, o tipo e o nível de contaminação microbiana, a concentração e a duração da exposição ao germicida, a natureza do objeto, a presença de biofilmes, a temperatura e o pH do processo de desinfecção. Os equipamentos normalmente utilizados para a esterilização dos instrumentais são a estufa e a autoclave, porém, em ambos os casos, o ciclo de esterilização é longo e os equipamentos, além do elevado custo de aquisição, necessitam de manutenções periódicas e funcionam apenas quando ligados à rede elétrica. Além disso, os materiais termossensíveis não podem ser esterilizados por esses equipamentos. Nesses casos e para a desinfecção de superfícies, geralmente utiliza-se a esterilização química com o glutaraldeído ou o álcool 70%. O uso do glutaraldeído vem sendo criticado devido sua alta toxicidade e pelo longo tempo necessário para esterilização, aproximadamente 12 horas. O álcool 70% não é capaz de promover esterilização, sendo apenas agente bactericida e germicida seletivo. Um agente químico que tem sido estudado e utilizado para a esterilização química de materiais e equipamentos é o ácido peracético, um potente agente microbicida, devido à sua ação rápida e em baixas concentrações, sendo efetivo contra todas as bactérias, fungos, vírus e esporos conhecidos. A atuação se dá pela oxidação da membrana celular, conteúdo citoplasmático, material genético e enzimas essenciais para reações químicas responsáveis pela sobrevivência e reprodução dos micro-organismos, desnatura proteínas e aumenta a permeabilidade da parede celular interrompendo sulfidril e enxofre. Ao contrário de outras substâncias, ela não é inativada pela presença de matéria orgânica, não deixa resíduos e não sintetiza

subprodutos prejudiciais, porque seu mecanismo de ação envolve a liberação de oxigênio livre e radicais hidroxila que se decompõe em oxigênio, água e ácido acético, proporcionando maior segurança durante a execução do serviço, diminuindo os riscos relativos à saúde ocupacional, sendo um composto biodegradável. Este produto tem sido indicado para limpeza, desinfecção de alto nível e esterilização de artigos críticos, semicríticos e não críticos. A sua formulação inibe a corrosão e mantém sua atividade mesmo em pequenas diluições. É inodoro, apresenta baixo custo, possui ação rápida e tem baixa toxicidade. Estudos mostram que o ácido peracético é capaz de inativar bactérias gram-positivas e gram-negativas, fungos e leveduras em cinco minutos a 100 ppm e, na presença de matéria orgânica, é necessário de 200 a 500 ppm. Para vírus, o intervalo da dose é de 12 minutos a 2250 ppm. Foi considerado eficaz contra todas as cepas de microbactérias dentro de 20 a 30 minutos na presença ou ausência de carga orgânica. Inativa esporos bacterianos numa concentração de 500 a 10.000 ppm de 15 a 30 minutos. Realiza desinfecção em 5 minutos numa concentração de 0,2%. Pode ser utilizado ao longo de um amplo espectro de temperatura (0 a 40°C) e de pH (de 3,0 a 7,5). Portanto, o ácido peracético possui propriedades esporicida, bactericida, virucida e fungicida em baixas concentrações. Não tem efeito residual, é atóxico e possui baixo custo. Pode ser usado em desinfecção de alto nível com a imersão dos artigos por 10 minutos e como esterilizante em imersão dos instrumentais por 30 minutos, sendo recomendada à secagem do material com gaze estéril.

Fernandes *et al.*⁷ (2012) realizaram um estudo avaliando a rugosidade da superfície (Ra) e a estabilidade de cor das resinas acrílicas (Lucitone 550, QC-20 e Vipi-Wave) utilizadas para confecção de bases para próteses totais, próteses removíveis, sobre prótese total e protocolos de prótese sobre implantes após imersão em desinfetantes químicos (1% hipoclorito de sódio e 2% de ácido peracético), durante 30 e 60 minutos. Este estudo *in vitro* avaliou a rugosidade superficial e a alteração de cor de duas resinas acrílicas polimerizadas por água aquecida, e uma processada por micro-ondas, quando submetidos à desinfecção com hipoclorito de sódio a 1% e 2% de ácido peracético em diferentes períodos de imersão. As resinas analisadas foram Onda Vip, Lucitone 550 e QC-20, que consistem de duas marcas de resina acrílica utilizada em todo o mundo (Lucitone 550 e QC-20) e uma marca amplamente utilizados no Brasil (Vipi-Wave). Na fabricação das amostras foram utilizadas amostras confeccionadas a partir de cera 9

(Wilson) obtidas através de uma matriz metálica com uma abertura de 15 mm de diâmetro e largura de 4,0 mm. Posteriormente essas amostras foram incluídas em muflas com gesso tipo III e IV (Polident; Polidental Industria e Comercio Ltda, São Paulo, SP, Brasil.). Após a presa final de gesso, os padrões de cera foram removidos com água aquecida, formando cavidades circulares que foram utilizados como matrizes para a fabricação de peças de resina acrílica. A resina acrílica em excesso foi removida com a utilização de uma broca de tungstênio (# 1508; Edenta), montado sobre baixa velocidade. O polimento final e acabamento foram feitos com o uso de papel abrasivo carboneto (Norton Indústria e comercio LTDA, São Paulo, Brasil). Posteriormente, as amostras foram polidas mecanicamente com pastas de polimento (pedra-pomes e água; pasta branca espanhola e água) em uma máquina de polimento Politriz Horizontal DPU-10 (Panambra Industrial e Técnica AS, São Paulo, Brasil). Em seguida, todas as amostras foram armazenadas em recipientes com água destilada à temperatura ambiente antes dos procedimentos de desinfecção e leitura da rugosidade de superfície e as leituras de alteração de cor. Posteriormente, as amostras foram separadas em três grupos (n = 20) de acordo com as marcas comerciais de resina acrílica (QC-20, e Lucitone Vipi-Wave), e depois, cada grupo foi separado em dois subgrupos, com referência às substâncias desinfetantes (1% de hipoclorito de sódio e ácido peracético). Após o período de 30 minutos de imersão, as amostras foram removidas das soluções desinfetantes, lavada com água destilada, e seca com papel absorvente, sendo realizadas as medições da rugosidade e cor das amostras. Em seguida, as amostras foram imersas durante um período adicional de 30 minutos, perfazendo um total de 60 minutos de imersão, a rugosidade e os procedimentos de medição de cor foram repetidos. Depois destas medições, foram calculadas as médias. A alteração da cor foi medida com a utilização do sistema de cor CIELAB, recomendado pela ADA. Os resultados para a rugosidade da superfície mostraram significância inferior a 1% em relação as resinas e 5% para o fator tempo. Para alteração de cor, não houve diferença para os fatores de desinfetantes e resinas. Para o fator de tempo houve diferença entre 30 e 60 minutos. Não houve evidência de aumento na rugosidade, após 30 minutos de imersão em desinfetantes em todas as resinas; com a CQ-20 apresentando os maiores valores de Ra e a Onda Vipi os mais baixos. Aos 60 minutos de imersão nos desinfetantes, todas as resinas apresentaram alteração de cor. A partir dos resultados obtidos, e dentro das limitações do estudo, concluiu-se

que: não houve diferenças estatisticamente significativas na rugosidade superficial média e alteração de cor na comparação entre os desinfetantes químicos de hipoclorito de sódio a 1% e ácido peracético 2%. Rugosidades superficiais médias mais altas foram detectadas após 30 minutos de imersão em desinfetantes químicos. Depois da imersão nos desinfetantes químicos, hipoclorito de sódio a 1% e ácido peracético 2%, para 30 e 60 minutos, as resina acrílica, QC-20 apresentou maior rugosidade superficial. Após 60 minutos de imersão nos desinfetantes, alterações de cor foram detectadas, no entanto, sem qualquer significado clínico.

Guiraldo *et al.*¹² (2012) avaliaram a reprodução da superfície e precisão dimensional de modelos de gesso obtidos a partir de moldes preparados, usando materiais diferentes de impressão de alginato, desinfetados usando NaOCl 2%, CHX 2%, ou ácido peracético 0,2% em comparação com os modelos de pedra produzidos a partir de moldes que não foram desinfetados. Os alginatos de impressão utilizados foram Cavex Colorchange, Hydrogum 5 e Jeltrate Plus. Os moldes foram removidos um minuto após a geleificação e desinfetados usando hipoclorito de sódio 2%, CHX 2% ou ácido peracético 0,2%. As amostras de controle não foram desinfetadas. As amostras foram divididas em 12 grupos (n = 5) de acordo com o procedimento de desinfecção e alginato utilizados: Grupo 1: sem desinfetante (grupo controle) + Jeltrate; Grupo 2: sem desinfetante (grupo controle) + Cavex colorchange; Grupo 3: sem desinfetante (grupo controle) + Hydrogum 5; Grupo 4: NaOCl 2% + Jeltrate; Grupo 5: NaOCl 2%+ Cavex Colorchange; Grupo 6: NaOCl 2% + Hydrogum 5; Grupo 7: CHX 2% + Jeltrate; Grupo 8: CHX 2%+ Cavex colorchange; Grupo 9: CHX 2% + Hydrogum 5; Grupo 10: ácido peracético 0,2% + Jeltrate; Grupo 11: ácido peracético 0,2%+ Cavex colorchange e Grupo 12: ácido peracético 0,2% + Hydrogum 5. As medidas de reprodução dos detalhes da superfície foram realizadas utilizando um microscópio óptico. Os modelos de gesso foram examinados sob iluminação de baixo ângulo em ampliações de quatro e 12 vezes para se determinar 50 µm da linha reproduzida sobre 25 mm de comprimento entre as linhas de referência que se cruzem, em conformidade com a norma ISO 1563. Medições de precisão dimensional foram realizadas sobre os modelos de gesso usando um microscópio óptico com precisão de 0,0005 mm. A precisão dimensional expressa como uma porcentagem (L) foi calculada em conformidade com a norma ISO 1563. A reprodução de todos os detalhes da superfície da moldagem em alginato foi totalmente reproduzida a 50 µm da linha,

independentemente do processo de desinfecção (100% das amostras de 5 dos 12 grupos). Não houve diferença nos valores de precisão dimensional em combinações entre os procedimentos de desinfecção e os diferentes alginatos, ou para os fatores independentes (alginato e desinfetante). Com base nos resultados obtidos, não houve diferenças na reprodução de detalhes de superfície ou precisão dimensional dos modelos de gesso produzidos, usando qualquer um dos alginatos de moldagem ou soluções desinfetantes. Pode-se concluir que o ácido peracético seria o material desinfetante de escolha. Porém mais estudos seriam necessários para confirmar a sua eficácia na desinfecção de materiais de moldagem como os alginatos.

3 PROPOSIÇÃO

O objetivo neste estudo in vitro foi avaliar o efeito da desinfecção química com soluções de 1% de hipoclorito de sódio ou 1% de ácido peracético na rugosidade de superfície de resinas acrílicas polimerizadas termicamente por uma hora e 30 minutos e 9 horas. Também foi objetivo quantificar a liberação dessas substâncias em solução aquosa.

4 ARTIGO

EFFECT OF DISINFECTION VIA SODIUM HYPOCHLORITE AND PERACETIC ACID ON THE SURFACE ROUGHNESS OF ACRYLIC RESINS POLYMERIZED BY HEATED WATER FOR TWO TIMES AND RELEASE OF SUBSTANCES IN WATERSOLUTION

(Será submetido ao periódico Brazilian Oral Reserch)

Abstract: The purpose of this *in vitro* study was to evaluate the surface roughness of acrylic resins submitted to chemical disinfection via 1% sodium hypochlorite or 1% peracetic acid. The resins were polymerized by heated water using two cycles (short cycle: 1 h at 74°C and 30 min at 100°C; conventional long cycle: 9 h at 74°C). The release of substances by these specimens in water solution was also quantified. Specimens were fabricated, divided into 4 groups (n = 10) depending on the polymerization time and disinfectant. After polishing, the specimens were stored in distilled deionized water. Specimens were immersed in 1% sodium hypochlorite or 1% peracetic acid for 30 min, and then were immersed in distilled deionized water for 20 min. The release of peracetic acid and sodium hypochlorite was measured via visual colorimetric analysis. Roughness was measured before and after disinfection. Roughness data were subjected to two-way ANOVA and Tukey's test. There was no interaction between polymerization time and disinfectant in influencing the average surface roughness (Ra, polymerization time x disinfectant, p = 0.957). Considering these factors independently showed significant differences between the short cycle and conventional long cycle (polymerization time factor, p = 0.012), but no significant difference between the disinfectants hypochlorite and peracetic acid (disinfectant factor, p = 0.366). Visual colorimetric analysis did not detect a release of substances. It was concluded that was different in surface roughness between short cycle and conventional long cycle; and disinfection at acrylic resins polymerized by heated water using short cycle modified the properties of roughness.

Keywords: Acrylic Resins, Dental Waste, Disinfection, Polymerization.

Introduction

For over 60 years, denture bases have been made with acrylic resin, mainly polymethyl methacrylate (PMMA).¹ A typical fabrication procedure in a denture laboratory involves exothermic chemical polymerization, initiated by light and heat (supplied by heated water), microwave energy, or chemical initiators. The molded acrylic resin is then subjected to a polymerization cycle. A conventional polymerization cycle involves placing the sample in a low-temperature water bath for several hours; for example, the heat-polymerization of acrylic resin usually requires 9 h at 74°C. However, it has been reported that a total polymerization time shorter than 2 h is widely preferred over the longer polymerization cycles.²

During use, acrylic resins for denture bases have to retain their mechanical and physical properties, be impermeable to oral fluids and resist bacterial action and growth.³ The roughness of a resin is very important to prevent biofilm adhesion and staining, which in turn decreases microbial colonization.⁴ Polishing of dental bases should provide a smooth and homogenous surface, to improve the denture cleaning and the patient's comfort. However, an unsatisfactory denture cleaning procedure will not efficiently remove the microorganisms entrapped in micro pits and micro porosities of the denture surface.⁵

To maintain oral health in the wearers of dentures, the methods used to clean dentures should remove or kill microorganisms and should not cause surface damage to the denture base or oral soft tissue.⁵ Guidelines of the American Dental Association and Centers for Disease Control and Prevention recommend that dental prostheses should be disinfected before being sent to the laboratory and before delivery to the patient.⁶ To eliminate cross-contamination, all prostheses and dental appliances should be properly disinfected in both the dental office and laboratory and before being inserted intraorally.⁷

Acrylic resins absorb water and disinfecting solutions. These solutions can later be released in the saliva.⁸ The disinfectant should be effective in inactivating microorganisms, and have no adverse effects on the denture materials. Common disinfectants used in dental offices are sodium hypochlorite (NaClO) and peracetic acid (C₂H₄O₃). Sodium hypochlorite has been commonly used for disinfecting dentures that are based on acrylic resin; however, depending on the concentration and time of immersion, it can have a corrosive effect on metal components.^{9,10}

Peracetic acid is a strong chemical disinfectant with a broad antimicrobial spectrum. It is formed from the chemical reaction of acetic acid (CH_3COOH) with hydrogen peroxide (H_2O_2) in aqueous solution, or by the reaction of tetraacetylenediamine with alkaline hydrogen peroxide solution.¹¹ Peracetic acid is effective for disinfecting acrylic resins, sterilizing dental equipment, demineralizing root canals, and removing smear layers.^{12,13}

Thus, the aim of this *in vitro* study was to evaluate the surface roughness of acrylic resins polymerized by heated water using either the short cycle or the conventional long cycle, and submitted to chemical disinfection with 1% sodium hypochlorite or 1% peracetic acid. The release of substances by these specimens in water solution was quantified. The null hypotheses tested were as follows: (1) that the surface roughness of acrylic resins polymerized by heated water is not affected by the polymerization cycle or the disinfectant solution and (2) that the release of substances from the resin is not affected by disinfectant solution.

Methodology

A circular metal matrix, with a central opening of 30 mm diameter x 4 mm height, was used to make wax patterns (Wilson; bath number 40930, Polidental Manufacturing and Trade Ltd., São Paulo, SP, Brazil). These wax patterns were placed in flasks with type III plaster (Herodent; bath number 005-13, Vigodent, Petrópolis, RJ, Brazil), in a ratio of 100 g powder to 30 ml of water, following the respective manufacturer instructions, vacuum spatulated (Multivac, Degussa, Germany) for 30 s, and poured with mechanical vibration to minimize the occurrence of porosity. The samples were coated with a thin layer of sodium alginate (Cel-Lac; bath number 023071/2, SS White Dental Products, Rio de Janeiro, RJ, Brazil). The monomer and polymer of the heat-polymerized acrylic resins Clássico (Classico Ind. e Com. Ltda., bath number 8220312, São Paulo, SP, Brazil.) are conventional heat-polymerized resins that are widely used in prosthetics laboratories. Heat-polymerization was performed in a thermostatically controlled water bath (Polimer 180, Series polymerization unit, Zhermack S.p.A) with two different polymerization cycles, where the short cycle consists of 1 h 74°C followed by 30 min of terminal boiling at 100°C, and the long cycle consists of 9h at 74°C (Table 1).

Table 1 - Polymerization cycles.

Polymerization cycle	Denomination
74°C for 1 h, followed by 100°C for 30 min	short cycle
74°C for 9 h	conventional long cycle

After resin polymerization, the flasks were cooled at room temperature ($26 \pm 2^\circ\text{C}$) for 2 h before opening. The disc-shaped resin specimens were then removed from the flasks. Forty specimens were fabricated, divided into 4 groups ($n = 10$) depending on the polymerization time (short cycle versus conventional long cycle) and on the disinfectant used (peracetic acid or sodium hypochlorite). Sample grouping and specimen distribution are illustrated in Figure 1. Excess acrylic resin was removed with tungsten steel burs (#1508; Edenta, Schweiz, Switzerland) at low speed. The samples were additionally hand smoothed with #320-grit silicon carbide

paper (Norton Manufacturing and Trade Ltd., Guarulhos, SP, Brazil) using water as a coolant. Further polishing was performed with #400 and 600-grit silicon carbide papers (Norton Manufacturing and Trade Ltd., Guarulhos, SP, Brazil). Final polishing was done with a horizontal machine (Struers DPU-10; Panambra, São Paulo, SP, Brazil) using a rag wheel with polishing pastes (pumice/water followed by zinc oxide/water). Specimens were stored in distilled deionized water at room temperature for 7 days before disinfection.

The specimens were numbered and washed under distilled deionized water and dried with absorbent paper. Then, the initial roughness, before disinfection, was measured. To measure the average surface roughness (Ra) of the specimens, a surface roughness tester (SJ-400, Kawasaki-Shi, Kanagawa, Japan) was used at a speed of 0.05 mm/s speed, with a length of 1.25 mm and a cutoff of 0.25 mm. Three measurements in different directions with an angle of 120° among them were recorded, and the Ra was determined for each specimen. Afterwards, the specimens were randomly divided into two groups according to the polymerization time (short cycle and conventional long cycle). Each group was further divided into two subgroups with according to the disinfectant used (1% peracetic acid or 1% sodium hypochlorite). The roughness was measured again after disinfection.

The specimens were immersed in 1% sodium hypochlorite (Solução de Milton, bath number 30252, ASFER Indústria Química Ltda, São Caetano do Sul, São Paulo, Brazil) or 1% peracetic acid (Peresal, bath number 4232AP0504, Ecolab Deutschland GmbH, Düsseldorf, Germany) for 30 min. After the 30 min period of immersion, the specimens were removed from the solutions and washed for 1 min in running water. Each specimen was placed in a receptacle containing 30 mL of distilled deionized water for 20 min.

After soaking the samples in water for 20 min, visual colorimetric analysis on 25 mL of solution was performed to determine the amount of peracetic acid released, or on 1 mL of solution to determine the amount of sodium hypochlorite released. The colorimetric analysis for peracetic acid was performed using the CHEMets KIT PERACETIC ACID (Colorimetric Method for Visual Reading, Measurement Range: 0-1 and 1-5 ppm, K-7904). The colorimetric analysis of hypochlorite was performed using the CHEMets KIT HYPOCHLORITE (Colorimetric Method for Visual Reading, Measurement Range: 0 – 1,55% NaOCl, K-5808). Both kits use di-1,4-

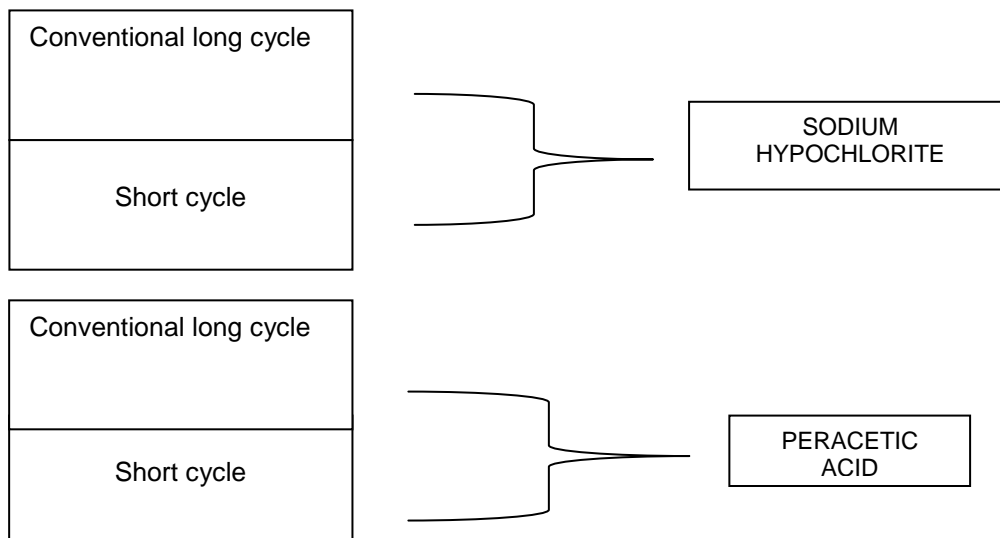
phenylenediamine, at pH 5.5 – 6.5, to form a pink complex with either peracetic acid or hypochlorite.

Statistical Analysis

The average values of surface roughness (Ra) were subjected to the D'Agostino & Pearson test for normality; and then to Student's t test for to compare the control groups (without disinfection) with experimental groups (with disinfected) at 5% significance levels; and two-way ANOVA (polymerization time x disinfectant) and the means were compared by Tukey's test at 5% significance levels.

The color of ampoules containing the samples was compared in to a color chart, following the manufacturer's guidelines. Readings were made by three raters who were unaware of the purpose of the study.

Figure 1 - Schematic diagram of the experimental groups.



Results

Upon comparing the control groups with the disinfected groups, statistically higher roughness was only observed in samples that had been prepared by the short cycle (Table 2)

Table 2 – Mean and standard deviation of surface roughness (Ra, μm) for groups with or without disinfection.

Groups	Without disinfection (Ra, μm)	With disinfection (Ra, μm)	<i>P</i> value
Conventional long cycle / Sodium hypochlorite	0.13 (0.01) A	0.15 (0.03) A	.235
Conventional long cycle / Peracetic acid	0.14 (0.01) A	0.14 (0.03) A	.99
Short cycle / Sodium hypochlorite	0.14 (0.01) B	0.17 (0.02) A	.005
Short cycle / Peracetic acid	0.14 (0.01) B	0.17 (0.02) A	.041

Mean values followed by different uppercase letters in rows differed statistically by Student's t test at 5% level of significance. Standard deviations are provided in parentheses.

Interaction between polymerization time and disinfectant was not evident in the average surface roughness (polymerization time \times disinfectant, $p = 0.957$). Considering each factor independently, polymerization time significantly influenced

the surface roughness (polymerization time factor, $p = 0.012$, Table 3) but the type of disinfectant did not (disinfectant factor, $p = 0.366$, Table 4).

Table 3 – Mean values of surface roughness (Ra, μm) for different polymerization times.

Cycle	Surface roughness average (Ra, μm)
Short	0.17 (0,02) A
Conventional long	0.15 (0,02) B

Mean values followed by different uppercase letters in columns differed statistically by Tukey's test at 5% level of significance. Standard deviations are provided in parentheses.

Table 4 – Mean values of surface roughness (Ra, μm) for different disinfectant.

Disinfectant	Surface roughness average (Ra, μm)
Sodium hypochlorite	0.16 (0.02) A
Peracetic acid	0.15 (0.03) A

Mean values followed by different uppercase letters in columns differed statistically by Tukey's test at 5% level of significance. Standard deviations are provided in parentheses.

The visual colorimetric analysis of water specimens from each disinfectant revealed no detectable release of sodium hypochlorite or peracetic acid for different polymerization times.

Discussion

Polishing of denture surfaces removes irregularities that are unavoidably introduced during the construction of an appliance, and reduces the adherence of microorganisms, food, and other debris to the denture surface.^{3,4,11} Complete immersion of dentures in denture cleansers may roughen the surface of denture base resins. A previous report indicates that higher numbers of *Candida albicans* were observed on rough acrylic resins compared to smooth resins.⁷ A smooth surface is thus essential to promote effective disinfection of dentures. The critical threshold surface roughness for bacterial adhesion is 0.2 μm .¹⁵

In this study (Table 2), after polishing agents were used to remove excess acrylic resin, the critical surface roughness of the control was 0.17 μm . However, when the samples were polymerized via the short cycle, Ra values were statistically higher for disinfected specimens when compared to the non-disinfected specimens. In this study, Ra represents the arithmetic mean of all the roughness values measured within a given area on a surface.^{11,15} Therefore, being the most indicated value.^{11,15}

Porosity of the denture base resin depends on the material and polymerization method used, and it is a complex phenomenon with a multifactorial origin. Controlling the temperature during the polymerization process is important to prevent the absorption of disinfectant substances. Heat-polymerization is the most widely used method for acrylic resin denture base fabrication and usually involves immersion in a heated water bath for several hours, typically 9 h at 74°C. This method allows the sample to continuously absorb water, which can act as a plasticizer, reducing the glass transition temperature and influencing other mechanical properties.¹⁶ It has been reported that a total polymerization time shorter than 2 h is widely preferred over the long polymerization cycle in clinical use.² However, the present study shows that the polymerization time affected the Ra after disinfection (Table 3).

Microorganisms can remain on the surface of a dental prosthesis after cleaning, especially if the dentures have surface irregularities, which act as a reservoir of infection.⁷ A rough surface may promote biofilm accumulation. Therefore, acrylic resins used for denture bases must be thoroughly finished and polished to maintain ideal surface characteristics even under the action of disinfectants such as sodium hypochlorite and peracetic acid. Sodium hypochlorite and peracetic acid

diluted in water are commonly used as denture cleansers and included in several regimens for complete denture hygiene.¹¹ This method is effective in reducing *Candida albicans* in patients with denture-induced stomatitis, depending on the concentration and the immersion time. Both sodium hypochlorite and peracetic acid are recommended by the American Dental Association, where sodium hypochlorite can be used to disinfect acrylic resin dentures and peracetic acid for cleaning and disinfecting, as alternatives to the chemical disinfectant glutaraldehyde, which can be highly toxic.¹⁷ Peracetic acid is a more powerful oxidant than chloride or chloride dioxide, causing the rupture of the cell membrane by means of protein denaturing.¹¹ Moreover, peracetic acid can disinfect specimens contaminated with *Bacillus subtilis* and *Bacillus stearothermophilus*.¹² Testing with these microorganisms proves the antimicrobial efficacy of peracetic acid-based disinfectant because these microorganisms are routinely used as controls to test the sterilizing capacity of ovens (*Bacillus subtilis*) and autoclaves (*Bacillus stearothermophilus*). If a physical or chemical agent is able to kill *Bacillus subtilis* and *Bacillus stearothermophilus*, the assumption is that the agent can destroy any other microorganism under the same temperature and time conditions.¹⁸ Thus, though the disinfectants in this study did not produce a statistical difference in roughness (Table 4), the disinfectant of choice appears to be peracetic acid based on these literature reports.

Inflammatory reactions in the oral mucosa are commonly observed in patients that use their dentures continuously. The acrylic polymers can release several compounds, including residual monomer, methyl methacrylate and other additives, such as hydroquinone, benzoyl peroxide, N,N-dimethylp-toluidine, and formaldehyde (formed from residual monomer). Upon release, these compounds diffuse into the saliva and come into contact with the oral mucosa, causing flushing and a burning sensation in the adjacent areas.¹⁹ Chemical disinfectants that have become absorbed into the resin can also be released and cause similar irritation to the oral mucosa. In order to choose the correct disinfectant, factors to be considered include cost, risk of toxicity to the patient or dental professional, potential instrument damage, stability, antimicrobial activity, and ability to inactivate the microorganisms rapidly.²⁰ In the present study, visual colorimetric analysis showed that the specimens that received chemical polishing did not release peracetic acid or sodium hypochlorite after disinfection. This may be attributed to the surface finishing, which formed a film that covered the resin surface, conferring protection from the disinfectants used in the

study and preventing penetration of liquids²¹ during the rinsing of the specimens in running water for 1 minute after disinfection. The rinse procedure was meant to reproduce a typical patient's routine for cleaning dentures, and further removed the disinfectant from the acrylic resin.

The results of the present study indicate that the first null hypothesis was not valid, because the polymerization cycle affected the surface roughness of acrylic resins polymerized by heated water, and the second null hypothesis was valid because there was no difference in the release of substances from resin prepared via different methods and subjected to disinfection. The disinfectant solutions evaluated in the study did not influence the surface roughness of acrylic resins polymerized by heated water. However, peracetic acid remains the disinfectant of choice.

Conclusion

Higher surface roughness was detected in acrylic resins for denture bases, subjected to a short polymerization cycle in heated water and disinfected by either sodium hypochlorite or peracetic acid. The conventional long polymerization cycle resulted in lower surface roughness than the short cycle. Thus, disinfection of acrylic resins polymerized by heated water using short cycle modified the properties of roughness. Both disinfectants have no effect on surface roughness. Visual colorimetric analysis of water specimens, in which each disinfected sample had soaked, revealed no detectable release of sodium hypochlorite or peracetic acid from the specimens.

References

1. Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dent Mater.* 2004 Feb;20(2):133-41.
2. Austin AT, Basker RM. Residual monomer levels in denture bases. The effects of varying short curing cycles. *Br Dent J.* 1982 Dec 21;153(12):424-6
3. Rahal JS, Mesquita MF, Henriques GEP, Nóbilo MAA. Water sorption and solubility of acrylic resins. Influence of Chemical and Mechanical Polishing on Water Sorption and Solubility of Denture Base Acrylic Resins. *Braz Dent J.* 2004;15(3):225-30.
4. Berger JC, Driscoll CF, Romberg E, Luo Q, Thompson G. Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and after polishing. *J Prosthodont.* 2006 May-Jun;15(3):180-6.
5. Kulak-Ozkan Y, Kazazoglu E, Arıkan A. Oral hygiene habits, denture cleanliness, presence of yeasts and stomatitis in elderly people. *J Oral Rehabil.* 2002 Mar;29(3):300-4.
6. Council on Dental Materials, Instrument, and Equipment, Council on Dental Practice, Council on Dental Therapeutics. Infection control recommendations for the dental office and the dental laboratory. *J Am Dent Assoc.* 1996 May;127(5):672-80.
7. Verran J, Maryan CJ. Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. *J Prosthet Dent.* 1997 May;77(5):535-9.
8. Mähönen K, Virtanen K, Larmas M. The effect of prosthesis disinfection on salivary microbial levels. *J Prosthet Dent.* 1997 May;77(5):535-9.
9. Shang C, Blatchley III, ER. Chlorination of pure bacterial cultures in aqueous solution. *Water Res.* 2001 Jan;35(1):244-54.
10. Guiraldo RD, Borsato TT, Berger SB, Lopes MB, Gonini-Jr A, Sinhoretı MAC. Surface detail reproduction and dimensional accuracy of stone models: influence of disinfectant solutions and alginate impression materials. *Braz Dent J.* 2012;23(4):417-21.
11. Fernandes FHCN, Orsi IA, Villabona CA. Effects of the peracetic acid and sodium hypochlorite on the colour stability and surface roughness of the denture base acrylic resins polymerised by microwave and water bath methods. *Gerodontology.* 2013 Mar;30(1):18-25.

12. Chassot ALC, Poisl MIP, Samuel SMW. In vivo and in vitro evaluation of the efficacy of a peracetic acidbased disinfectant for decontamination of acrylic resins. *Braz Dent J.* 2006;17(2):117-21.
13. Lottanti S, Gautschi H, Sener B, Zehnder M. Effects of ethylenediaminetetraacetic, etidronic and peracetic acid irrigation on human root dentine and the smear layer. *Int Endod J.* 2009 Apr;42(4):335-43.
14. Yap AU, Wu SS, Chelvan S, Tan ES. Effect of hygiene maintenance procedures on surface roughness of composite restoratives. *Oper Dent.* 2005 Jan-Feb;30(1):99-104.
15. Joniot S, Salomon JP, Dejou J, Grégoire G. Use of two surface analyzers to evaluate the surface roughness of four esthetic restorative materials after polishing. *Oper Dent.* 2006 Jan-Feb;31(1):39-46.
16. Barbosa DB, Souza RF, Pero AC, Marra JM, Compagnoni MA. Flexural strength of acrylic resins polymerized by different cycles. *J Appl Oral Sci.* 2007 Oct;15(5):424-8.
17. Orsi IA, Andrade VG, Bonato OS, Raimundo LB, Herzog DS, Borie E. Glutaraldehyde Release from Heat-Polymerized Acrylic Resins after Disinfection and Chemical and Mechanical Polishing. *Braz Dent J.* 2011;22(6):490-6.
18. Andrés MT, Tejerina JM, Fierro JF. Reliability of biological indicators in a mail-return sterilization-monitoring service: a review of 3 years. *Quintessence Int.* 1995 Dec;26(12):865-70.
19. Koda T, Tsuchiya H, Yamauchi M, Ohtani S, Takagi N, Kawano J. Leachability of denture-base acrylic resins in artificial saliva. *Dent Mater.* 1990 Jan;6(1):13-6.
20. Angelillo IF, Bianco A, Nobile CG, Pavia M. Evaluation of the efficacy of glutaraldehyde and peroxygen for disinfection of dental instruments. *Lett Appl Microbiol.* 1998 Nov;27(5):292-6.
21. Orsi IA, Andrade VG. Effect of chemical disinfectants on the transverse strength of heat-polymerized acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. *J Prosthet Dent.* 2004 Oct;92(4):382-8.

5 CONCLUSÃO

Com os resultados obtidos e limitações do estudo, concluímos que foram observados valores mais altos de rugosidade superficial em próteses de resina acrílica polimerizadas a calor por 1 hora quando comparado a 9 horas. Após imersão em hipoclorito de sódio 1% houve aumento na rugosidade superficial nos dois tempos de polimerização. Na análise colorimétrica visual da solução aquosa de imersão, após desinfecção, não foi detectada liberação de hipoclorito de sódio e ácido peracético.

REFERÊNCIAS

1. Lai CP, Tsai MH, Chen M, Chang HS, Tay HH. Morphology and properties of denture acrylic resins cured by microwave energy and conventional water bath. *Dent Mater.* 2004; 20(2): 133-141.
2. Anusavice KJ. *Phillips materiais dentários*. 11^a ed. São Paulo: Elsevier; 2003.
3. Morais FAI, Mello BA, Souza IA, Ponzi EAC, Revoredo GA. Polímeros a base de metil metacrilato. Importância em odontologia. *Int J Dent.* 2007; 6(2): 63-6.
4. Goiato MC, Rahal JS, Filho HC, Fajardo RS, Gonçalves WA. Avaliação da alteração dimensional e porosidade em resinas acrílicas entre métodos de polimerização convencional e de micro-ondas. *R. Fac. Odontol.* 2000; 42(2): 37-40.
5. Takamata T, Setcos JC. Resin dentures bases: review of accuracy and methods of polymerization. *Int J Prosthodont.* 1989; 2(6): p. 555-562.
6. Bafile M, Graser GN, Myers ML, Li EKH. Porosity of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent.* 1991; 66(2): 269-274.
7. Fernandes FHCN, Iara A, Orsi IA, Villabona CA. Effects of the peracetic acid and sodium hypochlorite on the colour stability and surface roughness of the denture base acrylic resins polymerised by microwave and water bath methods. *Gerodontology.* 2013; 30(1): 18-25.
8. Infection control recommendations for the dental office and the dental laboratory. Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment. Council on Dental Practice. Council on Dental Therapeutics. *J Am Dent Assoc.* 1996; 127(5): 672-680.
9. Ferreira RA. Barrando o invisível. *Rev Assoc Paul Cir Dent.* 1995; 49: 417-27.
10. Lombardi T, Budtz-Jørgensen E. Treatment of denture-induced stomatitis: a review. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.* 1993; 2(1): 17-22.
11. Verran J, Maryan CJ. Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. *J Prosthet Dent.* 1997; 77(5): 535-539.
12. Guiraldo RD, Borsato TT, Berger SB, Lopes MB, Gonini Jr A, Sinhorette MAC. Surface detail reproduction and dimensional accuracy of stone models: influence of disinfectant solutions and alginate impression materials. *Braz Dent J.* 2012; 23(4): 417-421.
13. Shang C, Blatchley III, ER. Chlorination of pure bacterial cultures in aqueous solution. *Wat Res.* 2001; 35(1): 244-254.

14. Dourado R. Esterilização de instrumentais e desinfecção de artigos odontológicos com ácido peracético – Revisão de Literatura. *J Biodent and Biomat.* 2011; (2): 31-45.
15. Rutala WA, Weber DJ. Clinical effectiveness of low temperature sterilization technologies. *Infect Control Hosp Epidemiol.* 1998; 19: 798–804.
16. Chassot ALC, Poisl MIP, Samuel SMW. In vivo and in vitro evaluation of the efficacy of a peracetic acidbased disinfectant for decontamination of acrylic resins. *Braz Dent J.* 2006; 17(2): 117-121.
17. Ceretta RA. Avaliação da eficiência do ácido peracético na esterilização de equipamentos odontológicos [dissertação]. Santa Catarina: Universidade do Extremo Sul Catarinense; 2008.
18. Lottanti S, Gautschi H, Sener B, Zehnder M. Effects of ethylenediaminetetraacetic, etidronic and peracetic acid irrigation on human root dentine and the smear layer. *Int Endod J.* 2009; 42(4): 335-343.
19. Radford DR, Sweet SP, Challacombe SJ, et al: Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. *J Dent* 1998; 26: 577-583
20. Berger JC, Driscoll CF, Romberg E, Luo Q, Thompson G. Surface roughness of denture base acrylic resins after processing and polishing. *J Prosthodont.* 2006; 15(3): 180-6.
21. Braun KO, Del Bel Cury AA, Cury JA. Avaliação in vitro da efetividade de polimerização da resina acrílica dental ativada através de energia de microondas, quando em contato com metal. *Rev Odontol Univ São Paulo.* 1998; 12(2): 173-180.
22. Silva CRG, Jorge AOC. Avaliação de desinfetantes de superfície utilizados em Odontologia. *Pesqui Odontol Bras.* 2002; 16(2):107-114.
23. Ogliari F, Collares FM, Campregher UB, Fortes CBB, Samuel SMW. Resistência flexural de resina acrílica polimerizável em micro-ondas. *R. Fac. Odonto.* 2004; 45(2): 54-6.
24. Compagnoni MA, Barbosa DB, de Souza RF, Pero AC. The effect of polymerization cycles on porosity of microwave-processed denture base resin. *J Prosthet Dent.* 2004; 91(3): 281-5.
25. Macêdo APF. Efeito da desinfecção por microondas em biofilmes de *Candida* sp. formados em resinas acrílicas [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas; 2011.