



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE PIRACICABA**



ANDRÉA FABIANA DE LIRA

Cirurgiã-dentista

**INFLUÊNCIA DA TERMOCICLAGEM, ESCOVAÇÃO MECÂNICA E
DESINFECÇÃO QUÍMICA NA DUREZA KNOOP E RUGOSIDADE DE
SUPERFÍCIE DE RESINAS ACRÍLICAS COM DIFERENTES CICLOS DE
POLIMERIZAÇÃO**

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, para Obtenção de Título de Doutor em Clínica Odontológica - Prótese Dental.

Orientador: Prof. Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani

PIRACICABA

2010

Bibliotecária: Marilene Girello – CRB-8ª. / 6159

L67i Lira, Andréa Fabiana de.
Influência da termociclagem, escovação mecânica e desinfecção química na dureza Knoop e rugosidade de superfície de resinas acrílicas com diferentes ciclos de polimerização / Andréa Fabiana de Lira. -- Piracicaba, SP: [s.n.], 2010.

Orientador: Rafael Leonardo Xediek Consani.
Tese (Doutorado) – Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Odontologia de Piracicaba.

1. Peróxido de hidrogênio. 2. Hipoclorito de sódio. 3. Próteses.

I. Consani, Rafael Leonardo Xediek. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Odontologia de Piracicaba. III. Título.

(mg/fop)

Título em Inglês: influence of thermocycling, mechanical brushing and chemical disinfection on the Knoop hardness and surface roughness of acrylic resins with different cycles of polymerization

Palavras-chave em Inglês (Keywords): 1. Hydrogen peroxide. 2. Sodium hypochlorite. 3. Prosthesis

Área de Concentração: Prótese Dental

Titulação: Doutor em Clínica Odontológica

Banca Examinadora: Rafael Leonardo Xediek Consani, Marcelo Ferraz

Mesquita, Luciana Valadares Oliveira, Anderson Pinheiro de Freitas, Ricardo

Danil Guiraldo

Data da Defesa: 30-03-2010

Programa de Pós-Graduação em Clínica Odontológica



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Faculdade de Odontologia de Piracicaba



A Comissão Julgadora dos trabalhos de Defesa de Tese de Doutorado, em sessão pública realizada em 30 de Março de 2010, considerou a candidata ANDRÉA FABIANA DE LIRA aprovada.

Prof. Dr. RAFAEL LEONARDO XEDIEK CONSANI

Prof. Dr. ANDERSON PINHEIRO DE FREITAS

Profa. Dra. LUCIANA VALADARES OLIVEIRA

Prof. Dr. MARCELO FERRAZ MESQUITA

Prof. Dr. RICARDO DANIL GUIRALDO

DEDICO ESTE TRABALHO

Aos meus pais, Inácio Paz de Lira (*In Memoriam*) e Anaiza Maria de Lira, meus grandes amores, que me permitiram nascer em um lar de harmonia e me ensinaram os seus valores contribuindo na formação do meu caráter e dos meus aprendizados.

Aos meus padrinhos, Hemetério e Vilene Carvalho e a minha prima Taciana (*In Memoriam*) pelo amor.

Aos meus irmãos com seus exemplos de sabedoria, disciplina e humildade.

Às minhas irmãs, com seus ensinamentos de superação, abdicção e otimismo.

Aos meus primos, pela atenção e amor.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Ao meu Deus, que está sempre comigo, me confortando e me iluminando nesta jornada.

Ao meu Orientador, pessoa tão querida, Professor Dr. Rafael Leonardo Xediek Consani, da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, que me acolheu como um irmão. Agradeço por confiar nas minhas condutas e porque me incentivou nos meus projetos profissionais e pessoais. Guiou-me naturalmente nas escolhas mais difíceis, me orientou e apoiou em todos os momentos. Sempre otimista, paciente, atencioso, amigo e dedicado, serei sempre grata a sua confiança, amizade, ensinamentos, liberdade, carinho e incentivos nos meus esforços pessoais.

Ao Professor Dr. Marcelo Ferraz Mesquita, da Área Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas, que participou de tantos momentos em que estive na pós-graduação, nos momentos de ensino-aprendizado, nos momentos difíceis ou nas horas de lazer. Sou grata por tudo que me ensinou, pelo carinho e solicitude ao disponibilizar os equipamentos do laboratório de Prótese Total e por confiar aos meus cuidados, tarefas dos cursos de especialização e atualização.

Ao Prof. Fernando Falcão, da Área Diagnóstico e Terapêutica da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, pelo incentivo e amizade sincera, que me fizeram acreditar desde cedo, que “todo sacrifício é valioso quando o propósito é nobre”. Serei sempre grata ao seu apoio fraternal, que como um pai e um amigo, me encaminharam aos valores morais e éticos, que procurarei seguir sempre.

À Bernadete Pinheiro Pinho, Profa. Aposentada, da Área Prótese Parcial Removível da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia, dedico minha admiração profissional, amizade e gratidão. Por intermédio de seus ensinamentos, direcionei-me pela Pós-graduação e à vida acadêmica; Isso ressaltou em mim a busca constante pelo crescimento pessoal e profissional, por meio da colaboração para a melhoria da qualidade de vida dos nossos semelhantes, pela ciência, pela arte ou por amor a odontologia e a prótese bucomaxilofacial.

AGRADECIMENTOS

À Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP, na pessoa de seu Diretor Prof. Dr. Francisco Haiter Neto e Diretor Associado Prof. Dr. Marcelo de Castro Meneghin.

À Faculdade de Odontologia da Universidade Federal da Bahia - UFBA, na pessoa da Diretora Profa. Dra. Isabel Ubira, Instituição que me deu a formação necessária para ingressar na profissão de cirurgiã-dentista e o alicerce que me estimulou na carreira docente, motivos que me estimulam em me dedicar verdadeiramente por gratidão e o desejo de vê-la cada dia melhor.

Aos professores: Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoreti e Antônio Porto Maia, pela elaboração da análise estatística.

À Profa. Dra. Renata Cunha Matheus Rodrigues Garcia, Coordenadora dos Programas de Pós-graduação em Clínica Odontológica da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela condução dos trabalhos.

Ao Prof. Dr. Simonides Consani, Titular da Área Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela simpatia, atenção constante, carinho, entusiasmo e pela autorização do uso do Laboratório de Materiais Dentários.

Ao Prof. Dr. Guilherme Elias Pessanha Henriques, Titular da Área Prótese Fixa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelos exemplos, convívio harmônico e ensinamentos.

Ao Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, Titular da Área Prótese Fixa da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pelo sorriso constante que me ajudou a superar

as situações adversas, memoráveis ensinamentos e a simplicidade de uma amizade sincera.

Ao Prof. Dr. Krunislave Antonio Nóbilo, Titular aposentado da Área Prótese Dental da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – UNICAMP, pela admirável dedicação, atenção e apoio.

Aos amigos: Guilherme Meyer, Analú Andrade, Eugênio Leite, Frederico Peixoto, Alan Araújo, Ianderley Machado, Anderson Freitas, Luciano Castelucci, Francisco Barreto e Sergio Wendel e todos aqueles, que direta ou indiretamente me motivaram a seguir o caminho da docência, por meio de seus exemplos, incentivos, experiências, amizade e o desejo mútuo de construirmos uma geração de ideais, na busca de uma Odontologia baseada em evidências e de universidades públicas renovadas e mais dignas.

Aos amigos e a minha família, na Pós-Graduação: Maurício Carrielo, Luís Gustavo Daroz, Claudia Daroz, Wagner Fragoso, Márcia Mika Nakaoka, Maria Isabela Campos, Cecília Pereira, Alexandre Espírito Santo, Wagner Filho, Maíra Serra e Silva, Liana Linhares, Elizabeth Cárdenas, Joselena Casati, Marlene e Denise Rasera.

À amiga Luciana Valadares Oliveira, pelo apoio incondicional em toda esta jornada, cujo convívio diário evoluiu pela amizade sincera de irmã e amiga em Piracicaba, Salvador e sempre.

À secretária Eliete Riguetto do Departamento de Prótese e Periodontia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba - UNICAMP, pela atenção importante para o meu desempenho e motivação.

À secretária da pós-graduação Érica A. Pinho Sinhoreti e a assessora da Pós-Graduação Raquel Q. Marcondes, pela atenção e carinho.

À Andréia Bolzan de Paula, amiga da Pós-graduação da Área Materiais Dentários, que tanto contribuiu para a realização deste experimento.

Ao CNPq e a todos que indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho.

É melhor tentar e falhar, que preocupar-se e ver a vida passar.

É melhor tentar, ainda que em vão, que sentar-se fazendo nada até o fim. Eu prefiro na chuva caminhar, que em dias tristes em casa me esconder. Prefiro ser feliz embora louco, que em conformidade viver...

Martin Luther King

“Sonhos são como Deuses, quando não se acredita neles, deixam de existir”...

RESUMO

Este trabalho avaliou o efeito da termociclagem, escovação mecânica e desinfecção química na dureza e rugosidade de resinas com diferentes ciclos de polimerização. Foram confeccionadas 480 amostras (25 mm x 14 mm x 3 mm) e distribuídas aleatoriamente em 3 grupos de acordo com as resinas: Onda Cryl (G1), QC-20 (G2) e Clássico (G3). Metade das amostras foi submetida a ensaio de rugosidade e a outra metade a ensaio de dureza, antes e após os tratamentos: controle, escovação mecânica ou desinfecção química (hipoclorito e Efferdent) com e sem termociclagem. Amostras G1 foram confeccionadas, polimerizadas em micro-ondas com potência de 900 W; G2 foram polimerizadas a 100°C por 20 minutos e G3 foram polimerizadas a 74°C por 9h. As amostras foram desincluídas e acabadas em politriz com refrigeração à água, em ordem decrescente de granulação. A desinfecção química foi realizada com: 1) Hipoclorito de sódio a 0,5% a $37 \pm 1^\circ\text{C}$, durante 20 minutos; 2) Peróxido de Hidrogênio, a $37 \pm 1^\circ\text{C}$, durante 15 minutos. Após as desinfecções, as amostras foram lavadas e imersas em água destilada a $37 \pm 1^\circ\text{C}$, pelo período restante das 24 h. O processo foi repetido 8 vezes por dia, durante 90 dias (720 ciclos). A escovação mecânica foi conduzida em máquina MSet à taxa de 5 movimentos por segundo (20.000 ciclos) e as amostras foram avaliadas sem e com envelhecimento térmico com imersões de 60 segundos a $5 \pm 1^\circ\text{C}$ e $55 \pm 1^\circ\text{C}$, simulando 2 anos. Rugosidade média de superfície foi verificada pela leituras realizadas transversalmente à direção de movimentos lineares de escovação. A dureza Knoop foi verificada, sob carga de 25g/Força de penetração por 5 segundos, em cinco mensurações, antes e após a aplicação dos tratamentos. Foi realizado teste de Kruskal-Wallis e Dunn, Mann-Whitney e Wilcoxon, com 5% de significância. Resultados: Onda-Cryl apresentou dureza (KHN) antes e após os métodos, sem termociclagem, diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,013$), enquanto entre as resinas com termociclagem, Onda-Cryl ($p \leq 0,001$) e QC 20 ($p \leq 0,002$) apresentaram diferenças estatisticamente significantes. QC 20 apresentou rugosidade média antes e após os métodos, sem termociclagem, diferença estatisticamente significativa ($p \leq 0,003$), enquanto entre as resinas com termociclagem, Onda-Cryl ($p \leq 0,046$) e QC 20 ($p \leq 0,010$) apresentaram diferenças estatisticamente significantes. Entre os métodos sem termociclagem: O peróxido revelou diferença estatisticamente significativa na dureza,

apenas para Onda-Cryl e na rugosidade, apenas para QC 20 em relação aos métodos peróxido e o hipoclorito. Entre os métodos com termociclagem: Os grupos controle, escovação e peróxido revelaram diferença estatisticamente significativa na dureza para Onda-Cryl; o método controle para resina QC 20 e os métodos peróxido e Hipoclorito para Clássico, enquanto a rugosidade revelou diferenças estatisticamente significantes para Onda Cryl em relação ao método peróxido e QC 20 para os métodos peróxido e hipoclorito. Conclusão: houve diferença estatisticamente significativa relativa à Dureza apenas para o método controle nas resinas Onda-Cryl e QC 20 independentemente da termociclagem. Não houve diferença estatisticamente significativa relativa à rugosidade independentemente da associação entre termociclagem, resinas e métodos.

Palavras-chave: Resina acrílica, escovação mecânica, desinfecção química, termociclagem, dureza, rugosidade.

ABSTRACT

This study evaluated the effect of thermocycling, mechanical brushing and chemical disinfection on the hardness and roughness of resins with different polymerization cycles. 480 samples were prepared (25 mm x 14 mm x 3 mm) and distributed randomly into three groups according to the resins: Onda-Cryl (G1), QC-20 (G2) and Classic (G3). Half of the samples were tested as roughness and the other half for testing the hardness, before and after treatments: control, mechanical brushing or chemical disinfection (hypochlorite and Peroxide) with and without thermocycling. G1 samples were fabricated, cured in the microwave with power of 900 W, G2 were polymerized at 100° C for 20 minutes and G3 were polymerized at 74° C for 9h. The samples were deflasked polishing and finished in water-cooled, in decreasing order of grain. The chemical disinfection was carried out with: 1) Sodium hypochlorite 0.5% at 37 ± 1° C for 20 minutes, 2) Hydrogen Peroxide at 37 ± 1° C for 15 minutes. After disinfection, the samples were washed and immersed in distilled water at 37 ± 1° C, for the remainder of 24 h. The process was repeated eight times daily for 90 days (720 cycles). The mechanical brushing was conducted in machine MSET at 5 moves per second (20,000 cycles) and the samples were evaluated with and without thermal aging with dips of 60 seconds to 5 ± 1° C and 55 ± 1° C simulating 2 years. Average surface roughness was determined by readings taken transversely to the direction of linear motion of brushing. Knoop hardness was observed under load 25g/Power penetration for 5 seconds, five measurements before and after treatments. Was performed using the Kruskal-Wallis and Dunn, Mann-Whitney and Wilcoxon, with 5% significance level. Results: Onda-Cryl presented hardness (KHN) before and after methods, without thermocycling, a statistically significant difference ($p \leq 0.013$), while among the resins with thermocycling, Onda-Cryl ($p \leq 0.001$) and QC 20 ($p \leq 0.002$) showed statistically significant differences. QC 20 had average roughness before and after methods, without thermocycling, a statistically significant difference ($p \leq 0.003$), while among the resins with thermocycling, Onda-Cryl ($p \leq 0.046$) and QC 20 ($p \leq 0.010$) were statistically different. Among the methods without thermocycling: The peroxide showed a statistically significant difference

in hardness only to Onda-Cryl and roughness, only QC 20 in relation to methods peroxide and hypochlorite. Among the methods thermocycling: Control groups, mechanical brushing and peroxide showed statistically significant difference in hardness for Onda-Cryl; the control method for QC 20 resin and methods for peroxide and hypochlorite Classic, while the roughness, showed statistically significant differences for Onda-Cryl in relation to the peroxide method and 20 for QC methods peroxide and hypochlorite. Conclusion: statistically significant difference on hardness only to the control method in the resins Onda-Cryl and QC 20 regardless of thermocycling. There was no statistically significant difference on the association between roughness regardless of thermocycling, resins and methods.

Key-words: Acrylic resin, mechanical brushing, chemical disinfection, thermocycling, hardness, roughness.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA	5
3. PROPOSIÇÃO	43
4. MATERIAIS E MÉTODO	
4.1. Materiais	45
4.2. Método	47
4.2.1. Confecção das amostras	48
4.2.2. Escovação Mecânica	52
4.2.3. Desinfecção com Efferdent	54
4.2.4. Desinfecção com hipoclorito de sódio	55
4.2.5. Termociclagem	56
4.2.6. Rugosidade de superfície (Ra)	56
4.2.7. Dureza de superfície (Knoop)	58
4.2.8. Análise estatística	59
5. RESULTADOS	61
6. DISCUSSÃO	65
7. CONCLUSÃO	77
REFERÊNCIAS	79
ANEXOS	87

1. INTRODUÇÃO

As resinas acrílicas derivadas do monômero de polimetilmetacrilato substituíram a borracha rígida (vulcanite) na confecção das bases de próteses, à partir de 1937 (Vieira, 1976). Desde então, pesquisadores têm procurado melhorar as características químicas e propriedades físicas do material inserindo modificações químicas na composição materiais e nos procedimentos técnicos de polimerização. Assim, técnicas alternativas foram propostas ao método de polimerização convencional em água aquecida; dentre elas, a polimerização por energia de micro-ondas (Nishii, 1968), calor seco (Gay & King, 1979), ciclo rápido em água em ebulição (Polyzois *et al.*, 1987) e luz visível (Takamata, Setcos, 1989).

Embora os resultados tenham sido satisfatórios com os processamentos por energia de micro-ondas (De Clerk, 1987; Levin *et al.*, 1989; Ilbay & Huggett, 1994; Braun *et al.*, 2005) e ciclo rápido (Hayden, 1986; Polyzois *et al.*, 1987), o ciclo de polimerização mais conhecido ainda é o ciclo longo em água aquecida (Austin & Basker, 1982; Anusvise, 2003).

A dureza e a rugosidade são fatores relacionados às características de superfície das resinas e considerados essenciais na manutenção e longevidade das próteses. Assim, a dureza é uma propriedade mecânica complexa, que pode ser relacionada com a resistência mecânica do material em uso e deterioração quando no meio bucal. (Anusvise, 2003; Azevedo *et al.*, 2006). Por outro lado, a rugosidade é representada pela lisura da base de resina (Consani *et al.*, 1995; Azevedo *et al.*, 2006), que identifica a aspereza do material que quanto mais liso e polido, melhor a facilidade dos procedimentos de higienização e o conforto do paciente, (Richamond *et al.*, 2003; Zissis *et al.*, 2000; Gonitsky *et al.*, 2002; Budtz- Jorgensen *et al.*, 1979; Moore *et al.*, 1984; Hoad-Reddick *et al.*, 1990), independente do tipo de polimento aplicado, seja químico (Neppelenbroek *et al.*, 2008; Novais *et al.*, 2009; Sanitá *et al.*, 2009) ou mecânico (Ulosoy *et al.*, 1986; Mesquita *et al.*, 1996). Além disso, bases suficientemente polidas podem evitar ou amenizar o surgimento de estomatites induzidas por próteses, devido ao rico conteúdo de *Candidas*: Albicans, Tropicalis, Krusei, Parapsilosis, Glabrata e Guiliermond (Egusa *et al.*, 2000), porque a adesão e colonização em superfícies lisas estão relacionadas com a energia livre da superfície.

Estudos clássicos revelam que valores mais baixos de rugosidade de superfície dificultam a formação do biofilme bacteriano (Quirynem *et al.*, 1990; Quirynem & Bolen, 1995; Verran & Maryan, 1997; Bollen *et al.*, 1997; Radford *et al.*, 1998).

As cadeias internas da matriz polimérica apresentam-se em equilíbrio dinâmico, considerando que as cadeias circundantes exercem atração de mesma intensidade, ao contrário das cadeias externas onde o equilíbrio não existe. A diferença de atração molecular nas cadeias externas promove força denominada de energia livre de superfície, que se relaciona com a energia eletroestática da parede celular do micro-organismo (Minagi *et al.*, 1985; Radford *et al.*, 1999; Sipahi *et al.*, 2001). Portanto, as ligações iônicas e pontes de hidrogênio facilitam a adesão inicial de micro-organismos e, através desta adesão inicial, a *Candida ssp.* Interage com a superfície do material e com os filamentos extra-celulares fixa-se colonizando micro-colônias de micelas que resultarão em biofilme (Canuto, Rodero, 2002; Radford *et al.*, 1999). Por essa razão, resinas com rugosidade de superfície maior que 0,02 μm apresentam superfícies passíveis de colonização bacteriana (Bollen *et al.* 1997; Quirynen *et al.*, 1990; Radford *et al.*, 1999).

A resina acrílica para ser considerado material ideal deveria permitir facilidade de manipulação; ser suficientemente resistente e resiliente para resistir às tensões da mastigação em temperatura bucal; ser reparada facilmente; não apresentar alterações dimensionais durante a confecção da prótese; ser resistente aos impactos causados por acidentes; ser impermeável aos fluidos bucais; resistir à ação e ao crescimento bacteriano; ter harmonia com os tecidos moles na cor e translucência; e manter as propriedades físico-mecânicas (Spencer & Gariaeff, 1949). Entretanto, as contrações de polimerização, as modificações térmicas provocadas pelo aquecimento e esfriamento da mufla e a distorção resultante da liberação de tensões após a desinclusão são fatores associados que podem diminuir a qualidade da adaptação e estabilidade das bases (Takamata *et al.*, 1989). Além disso, os procedimentos de acabamento e polimento podem interferir nas características superficiais da base (Berger *et al.*, 2006; Bollen *et al.* 1997), porque as próteses com acabamento e polimento insatisfatórios apresentam maior rugosidade de superfície, favorecendo o acúmulo do biofilme bacteriano em superfícies irregulares.

A utilização de produtos caseiros e dentifrícios abrasivos para higienização de prótese total é inadequada para uso prolongado sobre superfícies de resina acrílica (Consani *et al.*, 1995). Além disso, outros fatores também podem exercer influência

nas características de superfície, dependendo da aplicação de tratamentos de polimento e desinfecção (Zissis *et al.*, 2000; Gornitsky *et al.*, 2002; Richmond *et al.*, 2003; Rahal *et al.*, 2004; Berger *et al.*, 2006) e de tipos de ciclos de polimerização das resinas acrílicas (Jerolimov *et al.*, 1989; Neppelenbroek *et al.*, 2005, Azevedo *et al.*, 2005), pois dificultam a manutenção de uma superfície limpa, contribuindo para formação do biofilme (Sexson, Phillips, 1951; Abelson, 1981; Tarbet, 1984).

A presença de *Cândida* é superior em esfregaços provenientes de próteses de resina acrílica quando comparados aos esfregaços da mucosa do palato, mesmo quando se encontram inflamadas e resultantes de proliferação microbiana que desencadeia estomatites em indivíduos usuários de próteses acrílicas.

A indicação para tratamento desses indivíduos seria voltada para a redução do número de *Cândidas*, principalmente sobre a superfície interna das bases de prótese. Além disso, é importante utilizar e testar métodos associados para adequada higienização dessas próteses, principalmente aqueles que não causem danos à superfície da resina acrílica, independente do mecanismo de ação ser químico ou mecânico (Kulak *et al.*, 1997; Haselden *et al.*, 1998; Odman *et al.*, 1992; Minagi *et al.*, 1987) para que, dessa forma, seja possível orientar melhor os usuários de próteses à base de resina acrílica (Kulak, Oskan, 2002).

Diante dessas considerações, é oportuno avaliar o efeito de métodos de higienização mecânico (escovação) e químico (Peróxido de hidrogênio e hipoclorito) quando associados à termociclagem, sob as características de dureza e rugosidade de resinas acrílicas.

2. REVISÃO DA LITERATURA

SPENCER & GARIAEFF, em 1949, compararam as características da resina acrílica com às da borracha vulcanizada (vulcanite) para confecção de bases de próteses e verificaram que o plástico apresentava vantagens sobre a borracha vulcanizada, tais como: facilidade de manipulação e reparo, melhores condições de condutibilidade térmica, resistência ao crescimento bacteriano, translucidez e estabilidade de cor, menor permeabilidade aos fluidos bucais e menor contração durante o processamento. Entretanto, os tecidos de suporte apresentaram tolerância inferior em relação à vulcanite, apesar da superioridade de características.

SEXSON & PHILLIPS, em 1951, verificaram os efeitos abrasivos de procedimentos de limpeza com diversas soluções limpadoras e dentifrícios sobre a superfície de resinas acrílicas. Observaram que pacientes utilizavam diferentes materiais de limpeza para higienização de suas próteses, até mesmo desinfetantes caseiros. Avaliaram a alteração de peso das amostras quando submetidas à escovação mecânica constante de 240 g e imersão em agentes químicos de limpeza. O peso das amostras foi considerado constante quando a variação não foi superior a 0,0002 g. A pasta utilizada para o ensaio foi obtida misturando 10 g de dentifrício com água, até formar mistura espessa. Também avaliaram a imersão variando os tempos (24 e 72 horas). O efeito do polimento também foi analisado visando observar a abrasividade dos materiais e a observação da perda de material da superfície foi realizada por microscopia metalográfica. Observaram que a imersão em agentes específicos para a higienização de próteses ou substâncias caseiras não alteravam a cor ou peso das amostras. Por outro lado, a escovação com pastas abrasivas resultou em potencial perda de peso e promoveu aumento da rugosidade. Produtos caseiros e dentifrícios abrasivos são inadequados para uso prolongado sobre superfícies de próteses em resina acrílica, pois alteram a adaptação e tornam mais difícil a limpeza da superfície.

NISHI, em 1968, utilizou a energia por micro-ondas para polimerizar a resina acrílica termopolimerizável, empregando tempos de irradiações de nove, dez e onze minutos. Estudando variáveis sorção de água; dureza; resistências à tração e transversal; deflexão; retenção de dentes artificiais e a adaptação das bases de prótese total; o autor concluiu que as propriedades físicas das resinas acrílicas foram tão satisfatórias quanto àquelas obtidas com a polimerização em banho de água, quando a irradiação foi de onze minutos. A adaptação da base polimerizada pela técnica convencional foi semelhante à obtida pelo ciclo de micro-ondas. As porções correspondentes às cristas dos rebordos alveolares apresentaram melhores níveis de adaptação, enquanto as bordas laterais e a região palatina apresentaram os maiores desajustes por causa da distorção irregular da base. Bases umedecidas mostraram melhor adaptação quando comparados com as secas.

DAVENPORT, em 1970 verificou a concentração e distribuição de *Cândida sp* na saliva de pacientes usuários de prótese total e nas respectivas próteses. Foram preparados esfregaços de superfícies do palato e da mucosa de cinquenta pacientes portadores de estomatite protética. Amostras para biópsia foram recolhidas desses tecidos inflamados, com 3 mm de diâmetro, para checagem do número de células encontradas, tanto nas bases da prótese como nos tecidos em contato. O número de células com *Cândida* foi maior na superfície basal das próteses quando comparadas aos tecidos inflamados do palato, sugerindo que a estomatite é mais associada à formação de *Cândida* que ocorre primeiro no biofilme existente na prótese, sugerindo que a prevenção e o tratamento das candidoses devem direcionar-se para reduzir o número de micro-organismos, principalmente sobre as próteses.

VON FRAUNHOFER & SUCHATLAMPONG, em 1975, avaliaram o efeito da umidade sobre as características superficiais de resinas com ativação térmica e química nos respectivos ciclos de polimerização para bases de prótese: 74°C por 1 hora e 30 minutos na resina termo ativada e temperatura ambiente para o ciclo quimicamente ativado. Realizaram polimento com discos de carboneto de silício com granulação decrescente e velocidade de 300 rpm. A dureza foi avaliada antes e após 12 dias de armazenagem em água destilada. As amostras também foram abrasionadas com discos de carboneto, polidas com pasta de diamante, lavadas com álcool e secas com algodão. Adaptou-se aparelho Reichert a um microscópio metalúrgico MeF2,

com 20 g de carga para leituras de dureza. O polimento aumentou a dureza das resinas devido à remoção da camada superficial mais macia. A resina termoativada apresentou maior dureza que a quimicamente ativada independentemente da armazenagem.

VIEIRA, em 1976, em revisão de literatura relatou as inovações técnicas dos materiais utilizados na confecção de bases de prótese desde o emprego da borracha rígida conhecida como vulcanite, das poliamidas até o aparecimento das atuais resinas acrílicas, cujo conjunto de propriedades físicas era resultado dos avanços na área.

BUDTZ & JORGERSEN, em 1979, publicou uma revisão sobre os materiais, métodos para higienizar próteses e os meios para mantê-las livres de biofilme. Os métodos de higienização foram classificados em: escovação, dentifrícios, ultra-som e químicos (peróxido alcalino, hipoclorito alcalino, desinfetantes, enzimas e ácidos orgânicos ou inorgânicos diluídos). O autor afirmou que a limpeza mecânica é um método efetivo na higienização da prótese e manutenção da mucosa saudável, não havendo evidência experimental que a escovação com dentifrício ou pasta para polimento é mais efetiva que com sabão. Segundo a revisão, a maioria dos pacientes prefere utilizar dentifrício. Para evitar desgastes excessivos, deve-se utilizar dentifrício de baixa abrasividade (polimetilmetacrilato ou bicarbonato de sódio) e escovas macias. Pois a influência do desgaste da resina acrílica na base da prótese está diretamente relacionada com o tamanho e espessura das cerdas, além do uso de produtos abrasivos e insolúveis como o carbonato de cálcio ou menos abrasivos e mais solúveis como o bicarbonato de cálcio. A orientação do paciente deve ser cuidadosa e objetiva, pois o biofilme formado na prótese, assim como o biofilme dental, é de difícil remoção. Os agentes químicos de limpeza são importantes alternativas, principalmente para pacientes geriátricos portadores de prótese, ou com dificuldades motoras. A imersão diária de prótese em solução de peróxido alcalino durante a noite constitui meio de limpeza efetivo e seguro. A solução de hipoclorito é efetiva, porém, o uso deve ser limitado a 1 vez por semana, devido à capacidade de branqueamento. Soluções à base de ácido hidrocloreídrico devem ser evitadas e as soluções de gluconato de clorexidina são inadequadas devido ao manchamento,

porém podem ser prescritas para imersão da prótese como droga específica antimicótica no tratamento de estomatite protética causada por *Cândida*.

GAY & KING, em 1979, investigaram a possibilidade de polimerizar a resina acrílica por meio de calor seco emitido por prensa aquecida. Corpos-de-prova retangulares de diferentes espessuras foram incluídos em muflas e as resinas acrílicas processadas nas temperaturas de 100°C por 10 minutos; 75°C por 15 minutos; 70°C por 20 minutos; 60°C por 30 minutos; O grupo considerado controle foi produzido por semelhança em processamento de ciclos rápidos de 30, 45 e 60 minutos à temperatura de 100°C e por ciclo longo de 9 horas à temperatura de 75°C. Os autores concluíram que o processamento de resinas por meio de placas aquecidas não promoveu porosidades e o processo foi considerado reproduzível em laboratórios.

ABELSON, em 1981, testou a capacidade de um aparelho de ultra-som na remoção de biofilme e quando associado a dois agentes químicos de limpeza à base de peróxido alcalino (Efferdent e Polident). Na primeira sessão, as próteses foram higienizadas, polidas e os voluntários avisados da necessidade de realizar três sessões para o estudo, e que não poderiam limpar as próteses durante 3 dias antes de cada sessão, para promover a formação do biofilme. Os produtos para a limpeza das próteses foram utilizados de acordo com as recomendações dos fabricantes. Em cada sessão, as próteses com acúmulo de biofilme eram imersas em água, para eliminar resíduos alimentares e um evidenciador foi utilizado para quantificar o biofilme. As próteses foram higienizadas de acordo com cada método indicado, e, novamente, avaliada a quantidade de biofilme. Os resultados mostraram que o aparelho de ultra-som com água foi mais eficiente na remoção do biofilme que quando associado aos agentes químicos de limpeza à base de peróxido alcalino.

AUSTIN & BASKER, em 1982, descreveram um método para mensuração da quantidade de monômero residual. Estudaram o efeito dos procedimentos de manipulação das resinas sobre o conteúdo de monômero e avaliaram casos clínicos de próteses que continham quantidade concentrada de monômero residual sobre o efeito destas em regiões mucosas, quando utilizaram essas próteses. Foram produzidas amostras em resinas termopolimerizáveis pela utilização de dois ciclos de polimerização: ciclo curto e ciclo longo. Parte das amostras foi armazenada em água

e a outra a seco. Realizaram análise de cromatografia gás - líquida e após uma hora realizaram a verificação da quantidade de monômero residual. Concluíram que a relação existente entre temperatura atingida, tempo de polimerização e conteúdo de monômero residual está relacionada ao ciclo curto quando este sofreu aumento significativo de 700% da quantidade de monômero enquanto que no ciclo longo a quantidade de monômero foi significativamente menor (0,29%). Nos mesmos ciclos de polimerização, as amostras mais finas apresentaram maiores concentrações de monômero residual devido à polimerização ser uma reação exotérmica que atinge altas temperaturas nas áreas mais espessas, convertendo, desse modo, maior quantidade de monômero em polímero. Quanto ao armazenamento, verificaram que não houve diferença significativa entre ambos e as próteses produzidas em ciclo curto apresentaram clinicamente maior irritação às mucosas devido a concentração de monômero, (6 a 11 vezes superior) em relação as próteses polimerizadas em ciclo longo.

Em 1983, HEATH *et al.* publicaram estudo sobre o efeito abrasivo de dentifrícios, dos quais 3 continham como abrasivo o pifosfato de cálcio (Boots, Dentu-creme, Crest) e apenas 1 (Colgate-Palmolive) continha o carbonato de cálcio e aragonite). Discos de 10 mm de diâmetro por 1 mm de espessura foram fixados em blocos plásticos e imersos em água destilada a 37°C por 7 dias antes da escovação mecânica. A remoção física de placa bacteriana de próteses através da escovação pode significar importante recurso na manutenção da saúde bucal. No entanto, existe um perigo de que a escovação seja agressiva à resina acrílica. Utilizou-se uma máquina de escovação para testes laboratoriais com dentifrícios, empregando uma escova de dente com bons acessos e adaptabilidade a superfície das próteses. Verificaram que o dentifrício Crest produziu o maior desgaste de resina acrílica, enquanto Dentu-Creme produziu menor desgaste. A taxa de abrasão diminuiu com a elevação da temperatura. Escovação apenas com água, ou com uma solução de 10% de sabão, não produziu desgaste detectável. Pastas de limpeza de próteses produziram maior abrasão, enquanto Dentu-Creme produziu menor abrasão. A escovação mecânica não produziu a mesma abrasão que ocorre na escovação manual, nem classificou os dentifrícios na mesma ordem de abrasividade. A relevância clínica destes resultados parece ser discutível.

MOORE *et al.*, em 1984, compararam a efetividade de métodos de higienização de próteses em estudo laboratorial e clínico. O estudo laboratorial testou a capacidade de agentes químicos de limpeza de eliminar *Cândida albicans* sob condições controladas. Os agentes químicos de limpeza foram Denalan, Mersene, Polident, Efferdent, Miller's e Clorox/Calgon, avaliados em concentrações $\frac{1}{4}$, $\frac{1}{2}$ e 1 das recomendadas pelos fabricantes. As amostras foram coletadas após 15, 30 e 60 minutos de exposição em cultura de *Cândida albicans*. Os resultados desse estudo revelaram que Mersene, Clorox/Calgon e Miller's demonstraram atividade fungicida semelhante em todas as concentrações e tempos testados. A segunda parte do estudo testou a eficácia dos agentes químicos de limpeza em remover e/ou eliminar microrganismos de próteses utilizadas por 10 pacientes, que foram instruídos a utilizar as próteses como o habitual, armazená-las em água quando não estivesse em uso e não utilizar qualquer abrasivo ou agente químico de limpeza durante o estudo. O agente de limpeza Denalan foi excluído do estudo, pois se mostrou o agente fungicida menos efetivo, enquanto o Kleenite foi adicionado, pois tem se mostrado compatível com condicionadores de tecidos e reembasadores à base de silicone. As amostras seguiram os seguintes tratamentos: 1) as próteses foram imersas em água destilada com o respectivo agente de limpeza por 30 minutos; 2) escovação com escova de cerdas macias, sabão e água corrente por 60 segundos; 3) imersão da prótese em água destilada por 30 minutos (controle). Os resultados mostraram que a imersão em Miller's e Kleenite foi o método de higienização mais eficiente, seguido da escovação e imersão em Mersene. Apesar da imersão em Clorox/Calgon ter mostrado eficiência no estudo laboratorial, não foi comprovada clinicamente. Para melhorar a eficiência *in vivo* de agentes à base de hipoclorito de sódio, os autores sugeriram a adição da substância lauril sulfato de sódio (detergente utilizado para solubilização de proteínas em laboratórios microbiológicos), presente nos materiais Kleenite e Mersene.

TARBET *et al.*, em 1984, avaliaram a efetividade de métodos de limpeza na remoção de biofilme de superfícies de próteses. Os métodos utilizados foram imersão nos agentes químicos de limpeza Polident e Efferdent e escovação com dentifrício de baixa abrasividade. Os voluntários foram separados aleatoriamente em três grupos, e instruídos a higienizar suas próteses de acordo com cada grupo. Qualquer outro procedimento de higienização no período de 12 semanas foi proibido, exceto a

imersão da prótese em água durante a noite. Os voluntários retornaram a cada 7 dias quando a quantidade de biofilme foi registrada. Concluíram que a escovação com dentifrício, o método mais eficaz na remoção do biofilme da prótese e a utilização de dentifrício de baixa abrasividade provavelmente causou polimento na superfície da prótese, fazendo com que esta ficasse menos sujeita a novo acúmulo de biofilme.

Em 1985, ABELSON publicou revisão sobre higienização de próteses, a importância e os meios da utilização das mesmas pelos pacientes. O autor afirmou que a escovação da prótese com dentifrício abrasivo é o melhor método de higienização, mas que pode ser difícil para pacientes idosos ou com deficiência motora. Para os pacientes com falta de motivação e habilidade, é aconselhada a escovação com dentifrício apropriado para limpeza. As soluções de hipoclorito são muito eficientes e têm eficiência comprovada em diversos estudos. Quando o sabor e odor do hipoclorito forem desagradáveis, a imersão pode ser seguida pela imersão em solução de peróxido. O autor afirmou ainda que produtos novos devem ser testados em biofilme formado *in vivo*. Os resultados devem ser avaliados através de métodos quantitativos, e se ainda existir biofilme, deve-se analisar sua patogenicidade.

MINAGI *et al.*, em 1985, verificaram os efeitos da hidrofobicidade de superfícies do substrato na aderência microbiana, examinados utilizando *Cândida albicans* e *Cândida tropicalis* e 21 materiais de base de prótese em resina acrílica. Com o aumento da energia livre superficial das placas sob a resina, houve aumento na aderência de *C. albicans* e diminuiu a aderência de *C. tropicalis*. A energia livre de superfície com *C. albicans* foi maior que toda resina livre de micro-organismos, e nas amostras contendo *C. tropicalis* a energia livre de superfície foi menor que a de todos os materiais utilizados. No cálculo das mudanças de energia livre que acompanha a adesão, a tendência de uma maior adesão acompanhada por um valor menor para a mudança de energia livre nas amostras. De outro ponto de vista, quanto mais próximo da superfície livre o substrato e o microorganismo, maior a probabilidade de aderência.

REITZ *et al.*, 1985, verificaram a efetividade da energia de microondas na polimerização da resina acrílica próxima ao metal, foram confeccionados 36 corpos-

de-prova cilíndricos com 30,0 mm de diâmetro x 4,0 mm de espessura, contendo no seu interior uma sela metálica com 28,0 mm x 8,0 mm x 0,5 mm, divididos aleatoriamente em 3 grupos e submetidos aos seguintes processamentos: G1) resina *clássico* polimerizada em ciclo curto; G2) resina *Acron-MC* polimerizada em forno de microondas por 3 minutos a 500 W; G3) resina *clássico* polimerizada em forno de microondas por 3 minutos a 500 W. Após a polimerização, cada amostra foi dividida 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 dosagem de monômero liberada na água durante doze dias consecutivos foi avaliada através da espectrofotometria. Verificaram a dureza Knoop nas distâncias de 50, 100, 200, 400 e 800 mm da sela metálica, e a porosidade interna e externa foi avaliada a olho nu e com auxílio de microscópio com aumento de 100x. Diante dos resultados obtidos, concluiu-se que a energia de microondas 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 microondas, apresentaram maior quantidade de poros.

HAYDEN, em 1986, comparou a resistência à compressão utilizando três resinas acrílicas termopolimerizáveis: 1) resina contendo co-polímeros de metil metacrilato; 2) resina de poli-metil metacrilato contendo partículas de borracha, resistente ao impacto; 3) resina considerada padrão contendo poli-metil metacrilato, polimerizadas por 2 tipos de ciclos: a) em água e; b) energia de micro-ondas. Bases de próteses totais com 2,0 mm de espessura foram confeccionadas, utilizaram-se quatro métodos de polimerização: 1) banho de água aquecida a 63 °C por 9 horas (ciclo longo); 2) em água aquecida a 163 °C por 30 minutos (ciclo curto); 3) energia de micro-ondas a 700 W por 2 minutos de cada lado da amostra; e, 4) energia de micro-ondas a 90 W por 6 1/2 minutos de cada lado da amostra. Posteriormente, as amostras foram esfriadas por 30 minutos em ar e 15 minutos em água fria, onde o teste de resistência a compressão foi realizado na máquina Instron. O autor concluiu que houve diferenças significantes entre o ciclo curto em água e os métodos de polimerização em micro-ondas, sendo que as resinas polimerizadas pelo último método apresentaram menores valores de resistência à compressão. Por outro lado, a resina acrílica contendo partículas de borracha apresentou maior resistência em relação à resina padrão. Segundo o autor, as amostras polimerizadas pelo ciclo longo

contem características de absorção de energia em virtude da formação de cadeias longas de polímeros com alto peso molecular; ao contrário das amostras polimerizadas em micro-ondas, onde a menor resistência seja devido à rápida polimerização e formação de cadeias curtas de polímeros com baixo peso molecular.

ULUSOY *et al.*, em 1986, realizaram um estudo objetivo visando selecionar o método de polimento que pudesse fornecer uma superfície mais lisa sobre resinas acrílicas ativadas química e termicamente, comparando a efetividade das diferentes técnicas de polimento. As amostras foram confeccionadas com 1 cm de diâmetro na base, 1 cm de altura e 0,5 cm de diâmetro no topo. Os materiais utilizados foram à resina acrílica Quick Rodex ativada termicamente e a resina Vertex ativada quimicamente, de acordo com as orientações do fabricante. Foram confeccionadas 10 amostras pra cada grupo, que sofreram diferentes tipos de polimento, realizados pelo mesmo profissional, com baixa rotação, pressão suave e contato intermitente sob spray de água. A pedra abrasiva foi aplicada durante 15 segundos. Cada tipo de disco abrasivo foi utilizado durante 15 segundos sobre cada lado da amostra. Foi aplicado também um cone de feltro com pasta de pedra-pomes e escova macia com pó de giz, durante 15 segundos cada. O método de polimento mais eficaz para a superfície de resinas acrílicas, comparando pedras abrasivas, disco abrasivo, cone de feltro com pedra-pomes e escova macia com pó de giz, todos atuando por 15 segundos de polimento. Rugosidade média e microscopia foram avaliadas nas amostras submetidas aos diferentes métodos de polimento. Os resultados indicaram que os melhores métodos para polimento foram: pedras abrasivas de modo progressivo, discos abrasivos grossos, médios e finos, cone de feltro com pasta de pedra-pomes e escova macia com pó de giz, respectivamente.

De CLERK, em 1987, relatou que a energia de micro-ondas pode ser utilizada para gerar calor no interior da resina, eliminando a necessidade de transferência de calor de água quente através das várias estruturas, como por exemplo: a mufla e o modelo de gesso até alcançar a resina. Na utilização de energia de micro-ondas, a temperatura de polimerização deve ser rigorosamente controlada no aquecimento, onde a maior potência no aparelho pode acarretar aumento na porosidade. O autor concluiu em seu estudo que a utilização da energia de micro-ondas economiza tempo

e custo, e ainda oferece as mesmas propriedades físicas, quando comparada a energia de micro-ondas ao método convencional de polimerização.

MINAGI *et al.*, em 1987, verificaram um método de higienização de próteses para 2 próteses totais superiores e 1 inferior que foram utilizadas por mais de dois anos pelos pacientes. Após a confecção de novas próteses, cada prótese antiga foi cortada, a superior em 25 zonas e a inferior em 15, com aproximadamente 5 x 5 mm, e cada zona dividida em 4 partes. As amostras foram divididas aleatoriamente em 4 grupos, um controle e 3 para agentes de limpeza (2 enzimas e 1 peróxido). As amostras do grupo controle foram imersas em 150 mL de água destilada a 20°C por 6 horas, e os grupos teste em 150 mL da solução de cada agente de limpeza a 20°C por 6 horas. A porcentagem de área de acúmulo de placa foi calculada por análise de computação gráfica e pela avaliação da atividade antifúngica. Os resultados mostraram que os agentes de limpeza à base de enzimas foram mais eficientes que o peróxido.

POLYZOIS *et al.*, em 1987, avaliaram a estabilidade dimensional de três resinas processadas em ciclo rápido e convencional. A estabilidade dimensional foi medida em quatro distâncias na base e três nos dentes: antes da inclusão, depois do processamento, depois da desinclusão e depois da armazenagem em água destilada à temperatura ambiente por uma semana. Todas as próteses contraíram. As contrações lineares das distâncias da base e dentes foram menores que 1%. As alterações obtidas das distâncias borda a borda e molar a molar, foram: menores que 0,5 mm e 0,2 mm, respectivamente. Os resultados desta investigação indicam que das cinco resinas que produzem mais próteses, a mais utilizada ainda é a de ciclo convencional. A prótese processada em ciclo rápido apresentou menor distorção na área mediana palatina quando comparada com a prótese confeccionada no ciclo convencional. As mudanças lineares informadas nesta investigação foram clinicamente insignificantes, portanto, estudos clínicos devem ser realizados para estabelecer correlações com os achados laboratoriais.

DILLS *et al.*, em 1988, avaliaram a capacidade de um dentifrício abrasivo e uma solução química de peróxido alcalino em reduzir os níveis de bactérias de biofilme *in vivo*. Foram realizadas duas avaliações, seguindo o mesmo protocolo.

Para este estudo cruzado, foram selecionados 14 pacientes portadores de prótese parcial removível. As próteses foram higienizadas por escovação, imersão em agente químico de limpeza e em ultra-som. Os pacientes não realizaram limpeza das próteses 48 horas antes do início do ensaio e foram separados segundo os tratamentos: 1) escovação por 30 segundos; 2) imersão em solução de agente químico de limpeza à base de peróxido alcalino por 12 minutos a 45°C; 3) escovação seguida de imersão; 4) sem tratamento. O biofilme foi colhido e imediatamente transferido para o meio de cultura. Os resultados mostraram que os três tratamentos reduziram significativamente o número de microrganismos quando comparados ao grupo controle, sendo que a imersão sozinha e o tratamento combinado foram mais eficientes que somente a escovação.

TROUNG & THOMAZ, em 1988, investigaram propriedades como dureza Knoop, resistência transversal, perda de massa por lixiviação, sorção, porosidade e extração de solvente de resinas submetidas a dois ciclos de polimerização: água em ciclo rápido (20 minutos a 100°C e resfriadas em água corrente por 20 minutos) e de micro-ondas 90 W: (1 min. + 13 min. + 24 min. + 30 min.) + 6 min (60 W + 90 W), todos seguidos de 2 minutos a 500 W. Não houve diferença estatística em relação aos valores de resistência transversal e dureza para ambos os métodos. A porosidade se fez presente em todas as resinas para micro-ondas, provavelmente atribuída ao excessivo calor da reação, que pode ser reduzida pela diminuição da potência na reação inicial. Foi considerada ideal a seguinte sequência de ativação por micro-ondas: 6 minutos a 60 W + 6 minutos a 90 W + 2 minutos a 500 W.

ARAB *et al.*, em 1989, simularam procedimentos de limpeza próteses utilizados por pacientes e verificaram os mesmos procedimentos em amostras de 4 tipos de resinas acrílicas com alta e baixa concentração de monômero residual. As amostras foram imersas em quatro diferentes soluções para higiene, simulando a utilização durante 100 dias, verificando a aparência visual, as características superficiais, a transmissão de luz, a resistência transversa e a dureza superficial. Os resultados mostraram que as amostras com alto e baixo conteúdo de monômero residual apresentaram alteração similar para os ensaios relacionados aos processos de alteração de cor. Entretanto, as propriedades dureza superficial e resistência transversa foram afetadas adversamente pela quantidade de monômero residual.

JEROLIMOV *et al.*, em 1989, avaliaram os efeitos dos ciclos de polimerização (rápido e longo), em relação às propriedades físicas e mecânicas das resinas acrílicas. As muflas eram mantidas por 15 minutos de pós-prensagem em prensa, polimerizadas em água, resfriadas lentamente e desincluídas. Verificaram: valores de porosidade, dureza, monômero residual e ainda outras propriedades mecânicas. Se a reação exotérmica é alta, maior o calor dissipado e maior a porosidade, dependente da concentração de peróxido de benzoíla presente no polímero e dimetil p-toluidina presente no monômero para reagir e produzir radicais livres para iniciar a polimerização. Concluíram que quanto maior a taxa de polimerização, maior o calor gerado pela reação, e se esse calor não for dissipado, poderá causar a vaporização do monômero e, por conseguinte, maior porosidade, e esta é, dependente da concentração do peróxido de benzoíla, presente no polímero e dimetil p-toluidina presente no monômero para reagir com o peróxido de benzoíla, produzindo radicais livres e iniciar a reação de polimerização mais lentamente.

LEVIN *et al.*, em 1989, realizaram revisão de literatura sobre a utilização da energia por micro-ondas para polimerizar resinas acrílicas em bases de prótese, sendo que as propriedades físicas dessas resinas especialmente formuladas podem ser exageradas. As vantagens desse método são descritas na literatura como curto tempo para o ciclo, facilidade de manipulação e limpeza. As desvantagens estão relacionadas à necessidade de uma mufla reforçada com fibra de vidro, com maior custo e podem trincar após sucessivas prensagens em prensa hidráulica e processamentos, devido à carga e às altas temperaturas. As amostras foram polimerizadas por dois ciclos (convencional e micro-ondas) e conservadas por 21 dias em água destilada a 37°C, para que fossem realizados os ensaios de porosidade, densidade, resistência transversal, dureza Knoop e monômero residual. Não houve diferenças significativas de adaptação das bases pelos dois métodos de polimerização e a menor dureza Knoop foi verificada quando utilizaram a energia de micro-ondas.

TAKAMATA & SETCOS, em 1989, revisaram a literatura a respeito da alteração dimensional e os métodos de polimerização de resinas acrílicas e verificaram que diferentes coeficientes de expansão térmica da resina e do gesso agravavam os problemas de contração ocorridos na polimerização. Concluíram que a

combinação entre contração de polimerização, contração térmica e liberação de tensões durante a demuflagem resultava em adaptação imprecisa da prótese total ao tecido bucal. Portanto, a adaptação precisa era muito importante, visto que a distância entre a base e o tecido de suporte era considerada fator importante na estabilidade e retenção da prótese.

TAKAMATA *et al.*, em 1989, compararam a precisão dimensional de próteses totais confeccionadas com resinas acrílicas termopolimerizáveis, ativadas por luz visível e por energia de micro-ondas. Verificaram a alteração dimensional da prótese pela interposição de silicone para moldagem entre a base de resina e o modelo de gesso. O silicone era removido e pesado em balança analítica. As medidas dimensionais de adaptação foram feitas com microscópio comparador, nas posições envolvendo a fenda da borda posterior na linha média, na lateral vestibular posterior e nas cristas alveolares. Cada medida foi repetida três vezes e a média determinou a largura da fenda. Todos os grupos mostraram contração, principalmente entre os rebordos vestibulares. A resina ativada por luz produziu adaptação com valores intermediários e a melhor adaptação foi demonstrada pelas resinas polimerizadas quimicamente e ativadas por micro-ondas.

HOAD-REDDICK *et al.*, em 1990, investigaram o método de limpeza empregado pela população idosa, quando os voluntários selecionados foram examinados e questionados quanto à higienização das próteses. Os autores observaram: 1) alto nível de edêntulismo; 2) 84,2% dos voluntários higienizavam às próprias próteses; 3) o método de higienização considerado mais satisfatório (escovação e imersão) era utilizado por 40,2%; 4) 79,1% das próteses eram higienizadas diariamente; 5) 83,3% dos pacientes apresentaram-se sem qualquer orientação quanto à higienização; 6) relação entre idade/limpeza da prótese demonstrou que 55,3% com até 5 anos e 30,6% das que tinham mais de 31 anos estavam limpas; 7) 27,9% das próteses com higiene satisfatória e 15,8% deficiente eram imersas regularmente, e agentes químicos de limpeza foram usados em 71,7% das próteses com higiene satisfatória e 55,8% das próteses com higienização insatisfatória; 8) das próteses com higiene satisfatória, 90,2% eram higienizadas diariamente, bem como 76,6% das próteses com higienização deficiente; 9) estomatite protética e queilite angular foram observadas duas vezes mais em

pacientes portadores de próteses com higiene insatisfatória. Os autores concluíram que apenas 40% das próteses encontravam-se corretamente limpas e a maioria dos usuários não sabiam higienizá-las. A educação para a saúde bucal deve ser direcionada para esses problemas e os dentistas devem encorajar os pacientes a realizar revisões constantes, para que as próteses antigas com adaptação deficiente e relacionadas com alta incidência de estomatite protética possam ser detectadas e sanadas para a saúde desses pacientes.

QUIRYNEN *et al.*, em 1990, verificaram que estudos anteriores *in vivo* sugerem que a superfície de um substrato de alta energia livre superficial (SFE) e o aumento da rugosidade da superfície pode facilitar o acúmulo de placa supra-gengival. Em ensaio clínico visou explorar o "aparente" efeito de uma combinação dessas características de superfície sobre o crescimento da placa. Duas tiras, uma feita de flúor etileno propileno (FEP) e outra feita de acetato de celulose (CA) (polímeros, com energias livres de superfície de 20 e 58 erg/cm², respectivamente) foram adaptadas à superfície vestibular dos incisivos centrais de 16 voluntários. Metade da superfície de cada tira era lisa (Ra + / - 0,1 microns) e a outra metade era rugosa (Ra + / - 2,2 microns). A formação de placa sobre estas bandas foi verificada pelo período de 6 dias. A extensão da placa no terceiro e sexto dias foi marcada metricamente em slides coloridos. Ao final, 6 amostras de pacientes foram retiradas das tiras, bem como de uma superfície lisa do dente vizinho (SFE 88 erg/cm²; Ra + / - 0,14 microns). Essas amostras foram analisadas com microscópio de luz para marcar a proporção de células cocóideas, e as pequenas, médias e grandes varas ou bactérias fusiformes. No terceiro dia, uma diferença significativa no acúmulo de placa foi obtida quando apenas uma superfície irregular foi comparada com uma superfície lisa. No entanto, no sexto dia, a placa significativamente menor foi registrada na FEP lisa (19,4%) quando comparado com CA lisa (39,5%). Entre FEP bruto (96,8%) e AC rugosa (98,2%), não houve diferença significativa.

SANDERS *et al.*, em 1991, avaliaram 3 resinas comerciais processadas por ciclo convencional e por energia de micro-ondas. A adaptação das bases para um molde padrão foi medida para determinar se houve diferença estatisticamente significativa no ajuste que poderia ser atribuída a diferenças nos métodos de polimerização e as marcas de resina. Os resultados indicaram uma pequena diferença

significativa em favor do ciclo convencional e polimerização total, mas clinicamente não houve diferença significativa na adaptação das bases com o método de polimerização ou as resinas utilizadas. A adaptação de próteses artificiais feitas em resina acrílica é clinicamente aceitável tanto com micro-ondas ou o método de polimerização convencional.

ODMAN, em 1992, utilizou métodos microbiológicos para avaliar o efeito de um agente químico de limpeza contendo a enzima protease que atua sobre o biofilme. Foram selecionados 13 pacientes que apresentavam biofilme na superfície de assentamento da prótese total superior após aplicação de solução reveladora. O hábito de limpeza da prótese desses pacientes era escovação com sabão suave e, em algumas ocasiões, associação com agente químico para limpeza. O estudo foi realizado pelo período de 6 semanas. No primeiro dia, amostras bacteriológicas foram colhidas e aplicadas em solução evidenciadora. A prótese era lavada em água corrente e escovada com escova macia, até que não houvesse biofilme ou mancha aparente, quando era realizada nova coleta de amostra. Uma vez por dia, os pacientes deviam dissolver um tablete do agente químico em 150 mL de água a 45°C e imergir a prótese na solução por 10 minutos, seguida de lavagem em água corrente. Nas primeiras 3 semanas, a escovação da prótese não era permitida, mas a imersão em agente químico de limpeza podia ser feita tantas vezes quando necessárias. Outras coletas foram feitas após 1, 2 e 3 semanas para análise do estado da mucosa do palato e se as próteses encontravam-se limpas. Os resultados mostraram que a combinação dos métodos de limpeza (escovação e imersão) proporcionou melhores resultados que somente a limpeza com escovação ou somente com imersão.

ILBAY, HUGGETT, em 1994, verificaram o efeito da polimerização da base de resina acrílica utilizando energia de micro-ondas na dureza e propriedades físicas e mecânicas, variando a força de irradiação e o tempo de polimerização. Os resultados mostraram que a resina acrílica polimerizada por energia de micro-ondas era mais resistente à falha mecânica que a resina acrílica polimerizada convencionalmente e a técnica pode ser utilizada na produção de bases de prótese total.

CONSANI *et al.*, em 1995, avaliaram a abrasividade de dentifrícios comerciais fluoretados, utilizando escovas extra-macias de pontas arredondadas e a máquina de escovação mecânica com capacidade para 8 corpos-de-prova. Os corpos-de-prova de resina acrílica foram fixados no dispositivo porta-amostra da máquina e um volume de 4,6 ml (6 g) de dentifrício foi misturado a 6 mL de água destilada (6 g) e vertido no recipiente. As amostras foram submetidas a movimentos lineares de escovação, com velocidade de 250 movimentos por minuto, totalizando 30.000 ciclos por amostra, num período de 2 horas. O percurso de escovação sobre o corpo-de-prova foi de 43 mm, sob carga de 200 g colocada sobre o suporte do dispositivo porta-escovas. As amostras foram submetidas à leitura da média de rugosidade superficial entre picos e vales (Ra) produzida pela escovação. Observou-se alto poder de abrasão da maioria dos 21 dentifrícios, dependente do tipo, tamanho e forma das partículas. Sob a atuação da mesma força, partículas grandes e pequenas de formatos semelhantes produzem sulcos similares; partículas afiadas produzem sulcos mais profundos que as arredondadas, e uma mesma partícula, sulcos mais largos e profundos com o aumento da força aplicada. A escova utilizada no estudo produziu índice médio bastante próximo da rugosidade apresentada antes da escovação, atuando apenas como agente mecânico na condução das partículas abrasivas sobre as amostras durante o ensaio de escovação. Os autores concluíram que a associação escova dental-abrasivo deve ser prescrita de acordo com a frequência de escovação utilizada por cada indivíduo.

JAGGER & HARRISON, em 1995, realizaram um estudo para examinar o método de limpeza mais popular utilizado entre portadores de prótese total e parcial removível e aconselhar sobre higienização. Um questionário contendo cinco perguntas sobre a higienização e limpeza de próteses fora preenchido por 100 pacientes atendidos para substituição de prótese total ou parcial removível. Os resultados mostraram que muitos pacientes não sabem como higienizar a prótese satisfatoriamente, sendo que 46% dos pacientes afirmaram nunca ter recebido orientação de como higienizá-las. O peróxido alcalino foi o agente químico de limpeza mais comumente utilizado. Os autores afirmaram que a escovação é um método eficiente de higienização e que exige grau de destreza manual nem sempre encontrado em todos os indivíduos. As próteses com estrutura metálica podem ser higienizadas pela imersão em solução de peróxido alcalino associado às enzimas

proteolíticas. Para as próteses reembasadas com material resiliente temporário, os autores indicam imersão em hipoclorito alcalino por 20 minutos e, para os materiais permanentes, escovação suave com escova macia e água e sabão.

QUIRYNEN *et al.*, em 1995, verificaram na cavidade bucal a adesão bacteriana sobre superfícies de materiais. Esta adesão ocorre geralmente em quatro fases: o transporte da bactéria para a superfície, a adesão inicial, a micro colonização e a formação do biofilme. Diferentes superfícies foram testadas na cavidade oral (dentes, materiais reembasadores, implantes dentários ou próteses), todos com características superficiais diferentes. Em condições de saúde, existe um equilíbrio dinâmico nestas superfícies entre as forças de adesão e os de remoção. No entanto, maior acúmulo de bactérias frequentemente resulta em mudanças referentes à doença. Dois mecanismos favorecem a retenção de placa bacteriana: adesão e estagnação. O objetivo desta revisão foi examinar a influência da rugosidade de superfície e a energia livre de superfícies no processo de adesão. Estudos referem-se à importância de ambas variáveis na formação da placa supra-gengival. Superfícies ásperas promovem a formação de placa e aumento na energia de superfície, conhecidos por formar mais placa bacteriana, que se liga à placa mais fortemente e seleciona bactérias específicas. Embora ambas variáveis interagissem, a influência da rugosidade da superfície se sobrepôs a energia livre de superfície. Para o ambiente sub-gengival, mais suscetível aos microrganismos, para sobreviver, a importância das características da superfície diminui drasticamente. Portanto, a influência da rugosidade da superfície e da superfície de energia livre na placa supra-gengival justifica a procura de superfícies lisas, com uma superfície de baixa energia livre a fim de minimizar a formação de placa e suas consequências.

MESQUITA *et al.*, em 1996, pesquisaram o efeito do polimento químico na dureza de resinas ativadas termicamente e quimicamente ativadas, sob períodos de armazenagem. Confeccionaram 80 amostras separadas em 4 grupos e polidas pelo método convencional e pelo polimento químico, após armazenagem em água destilada a 37°C nos tempos de: 1 hora, 1 dia, 1 semana e 1 mês. Realizaram ensaio de dureza e observaram que houve diferenças entre os polimentos. O método de polimento convencional foi superior no período de 1 dia de armazenagem para a resina termo-ativada e superior para a resina quimicamente ativada com 1 mês de

armazenagem. O polimento químico foi superior para dureza na resina termo polimerizável com 1 dia e 1 semana de armazenagem. Entretanto, houve diferença estatística significativa quando se utilizou a resina quimicamente ativada em todos os períodos de armazenagem.

BOLLEN *et al.*, em 1997, avaliaram por meio de revisão de literatura os valores de rugosidade superficial de alguns materiais dentários, bem como a alteração desses valores em consequência de diferentes tratamentos. As resinas acrílicas quando polidas, chegam a apresentar valores do 0,03 a 0,75 μm de Ra. Assim, é possível que esse material apresente valor mais abaixo que o mínimo considerado para adesão e retenção bacteriana (0,2 μm). A higienização com escova e pastas abrasivas pode riscar a superfície da prótese, elevando o valor de rugosidade da superfície. Os autores afirmaram que cada material necessita de tratamento específico a fim de apresentar e manter as superfícies lisas.

KULAK *et al.*, em 1997, avaliaram o efeito da escovação e de agentes químicos sobre a superfície de cinco próteses totais superiores coletadas e imediatamente transferidas para solução de formalina a 10%. Utilizou-se um disco de carborundo para preparar 8 amostras de cada prótese, com 1cm². Uma amostra foi deixada sem tratamento (controle) e outra processada e polida para comparação adicional. As soluções efervescentes (Corega, Dentipur, Fittydent) foram preparadas com 1 tablete para 200 mL de água destilada. As outras soluções (hipoclorito de sódio a 5%, Savlon e Ipanol) já se encontravam preparadas. Uma amostra foi escovada por 30 segundos sob água corrente com escova dental de cerdas macias. As amostras foram observadas em microscópio eletrônico de varredura e as fotografias qualificadas por 3 avaliadores em escala de 1-5, baseada na porcentagem da amostra coberta por material diferente (a fotografia da prótese limpa foi utilizada como referência). Observou-se que todos os tratamentos reduziram a porcentagem de área da amostra coberta por material estranho quando comparados com o controle, sendo que a imersão em Savlon e hipoclorito de sódio a 5% obtiveram melhores resultados na limpeza das próteses. Os autores afirmaram que a higienização eficiente da prótese é importante para manutenção da saúde bucal dos pacientes e que a limpeza mecânica (escovação) isoladamente provavelmente não é efetiva na remoção de microrganismos, especialmente em superfícies rugosas da prótese. A imersão em

solução de hipoclorito de sódio a 5% e em Savlon (clorexidina a 1,5%) foi mais eficiente que qualquer outro método de limpeza utilizado no estudo, sendo ideal a associação dos métodos.

VERRAN & MARYAN, em 1997, compararam a qualidade microbiológica da pedra-pomes em laboratórios clínicos e laboratórios não-clínicos. As amostras foram inoculadas em meios seletivos e não seletivos. Colônias foram coletadas e contadas sendo identificadas ao nível de gênero ou espécie. Estudos laboratoriais realizaram a contagem constante de *Pseudomonas*, *Staphylococcus* e *Bacillus* spp de aproximadamente 10⁷ a 10⁸ ufc/g. com agentes contaminantes importantes da pedra-pomes utilizadas nos laboratórios. Concluiu-se neste estudo que os laboratórios não-clínicos não são imunes a presença de microrganismos potencialmente patogênicos na pasta de polimento e a desinfecção reduz significativamente a contaminação por microorganismos bucais.

RADFORD *et al.*, 1998, avaliaram a aderência *in vitro* de *Cândida albicans* ao procedimento de cocção por calor para confecção de bases rígidas de resina acrílica e bases de reembasamento resilientes com diferentes materiais quanto a rugosidade de superfície e observaram o efeito dessa união por meio da adesão de *Cândidas* salivares sob estas superfícies. Foram realizados ensaios *in vitro* de aderência por calor em resina acrílica Trevalon e resilientes Molloplast B e Novus utilizando a cepa de *C. albicans*. Superfícies foram preparadas para os ensaios com instrumentos rotatórios clinicamente apropriados. A aderência foi significativamente maior de *C. albicans* em superfícies ásperas e não foi encontrada em superfícies lisas, bem como, maior adesão aos materiais resilientes em comparação ao acrílico. As superfícies ásperas sobre bases de próteses promoveram a adesão de *C. albicans* *in vitro*. No entanto, a saliva reduziu a aderência de *C. albicans* e, assim, diminuiu o efeito da rugosidade da superfície e diferenças de energia livre de superfície entre os materiais.

HASELDEN *et al.*, em 1998, avaliaram por meio da escovação mecânica os efeitos abrasivos de três dentifrícios sobre 2 resinas acrílicas (termoativada e quimicamente ativada) e 1 resina de uretano dimetacrilato (fotoativada) para base de prótese. A rugosidade superficial foi mensurada em direção perpendicular aos

movimentos de escovação. Uma carga axial de 250 g foi aplicada sobre cada escova durante o ensaio, permanecendo livres para movimentos na direção vertical. As amostras eram lavadas e o excesso de dentifrício dispensado em cada escova adicionando 1 mL de água. A cada 2.000 ciclos, a escova era substituída por uma nova e cada amostra foi escovada por 30.000 ciclos. Para avaliar o efeito da escovação com apenas água, um grupo de cada material foi submetido a um ensaio similar, sem dentifrício. Os autores observaram que após a escovação houve perda de material, o que variou de acordo com a combinação resina-dentifrício. A avaliação macroscópica das amostras escovadas apenas em água não mostrou desgaste. As amostras escovadas com dentifrício apresentaram nível variado de desgaste, as quais apresentaram sulcos mais pronunciados em algumas amostras. Os autores concluíram que a interação entre diferentes resinas com dentifrícios pode levar à alteração na rugosidade de superfície. A perda de material variou de acordo com a combinação resina-dentifrício.

BRAUN *et al.*, em 1999, verificaram o efeito do polimento químico sobre amostras de resinas autopolimerizáveis e termoativadas associadas a infra-estruturas metálicas em comparação ao efeito gerado pelo polimento mecânico dessas mesmas resinas. As características conferidas foram dureza de superfície, porosidade e nível de monômero residual. A energia de micro-ondas foi capaz de polimerizar próteses com estrutura metálica e as amostras polimerizadas por este método apresentaram menor nível de monômero residual e maior dureza superficial.

RADFORD *et al.*, 1999, verificaram os mecanismos e o significado clínico da aderência de *C. albicans* em relação à base da prótese e a presença de estomatite relacionada ao uso das mesmas. Os primeiros relatos na literatura apresentam prevalência de 65% de próteses relacionadas à presença de estomatites e parecem ser exagerados. Estudos mais recentes indicam que a estomatite protética é consideravelmente menos comum, especialmente em indivíduos normais e saudáveis. A etiologia da doença é discutida nesta revisão, e apesar de grande parte da literatura apoiar a visão de que a condição está fortemente associada com *C. albicans*, isso nem sempre é assim. Em alguns indivíduos, a causa parece estar relacionada com uma placa não-específica. Esta análise considerou também o papel da base de prótese na patogênese da estomatite e sua colonização por organismos de Cândida. Estudos

controlados *in vivo* são difíceis, e como consequência, muitos investigadores tiveram de recorrer a estudos *in vitro*. A maioria destes estudos buscou investigar a hidrofobicidade de *C. albicans*, relacionando a energia livre de superfície de materiais para base de prótese: a resina acrílica em especial aos micro-organismos. Surpreendentemente, poucos trabalhos foram dirigidos à rugosidade das superfícies e como isso afetaria a retenção de organismos. Além disso, nenhuma atenção tem sido dada às propriedades e características da superfície, com exceção da rugosidade média, como afetaria a aderência. A comparação dos resultados de estudos *in vitro* nos efeitos sobre a adesão em superfícies de materiais para base de prótese com saliva produziu conclusões equivocadas. Em grande parte, devido a pouca padronização de protocolos experimentais entre estudos, nomeadamente na recolha e tratamento da saliva usada. Em conclusão, a revisão apóia fortemente a sugestão de que os materiais de aderência de *C. albicans* a base de prótese *in vitro* está relacionada com a hidrofobicidade do organismo. O significado clínico da observação e os mecanismos para o desenvolvimento e maturação da base de prótese ainda estão para ser compreendidos. Há necessidade de mais investigação de outros fatores que podem moderar a aderência e colonização de microrganismos em materiais utilizados para base de próteses.

SESMA *et al.*, em 1999, avaliaram a eficiência de três métodos de higienização e limpeza de próteses. Os métodos analisados foram: 1) escova de dente com dentífrício; 2) escova de dente com dentífrício associado à imersão em produto químico comercial à base de perborato de sódio; 3) escova de dente com dentífrício associado à aplicação de digluconato de clorexidina a 2% na parte interna da base da prótese. Dez pacientes portadores de prótese parcial removível utilizaram os três métodos de higienização por 1 semana. Ao final de cada período, foram colhidas amostras seccionadas das próteses para análise em microscópio eletrônico de varredura. Os autores observaram a superfície da resina coberta por biofilme denso e a presença de bactérias livres nas amostras referentes ao primeiro método de higienização, mostrando-se ser menos efetivo. O segundo método mostrou-se mais efetivo que o primeiro, com a resina coberta por substância extracelular recobrando os microrganismos do biofilme. O terceiro método evidenciou superfície de resina coberta por biofilme menos espesso e sem microrganismos livres, sendo o método mais efetivo de todos. Os autores concluíram que apesar de a associação escova de

dente-clorexidina a 2% apresentar maior eficiência que os outros métodos, nenhum conseguiu eliminar todo o biofilme da superfície das próteses.

ANIL *et al.*, em 2000, pesquisaram micro infiltração entre base resiliente e material da base da prótese e o efeito do envelhecimento acelerado sobre as características de micro infiltração dos materiais. Foram investigados 6 materiais resilientes, sendo preparadas 40 amostras em forma de disco. Metade das amostras de cada material foi armazenada em acelerador de envelhecimento durante 900 horas, onde foram expostas à luz ultravioleta e a luz visível, em uma temperatura de 43°C, e a um ciclo prolongado de pulverização com spray de água destilada de 18 minutos de duração a cada 2 horas, equivalendo a 3 anos de função clínica. Todas as amostras foram imersas por 2 dias em solução de radioisótopo 45 Ca. Após a remoção, cada amostra foi colocada em bloco de resina acrílica auto polimerizável e seccionada longitudinalmente. Foram produzidas as auto-radiografias e a micro infiltração determinada de acordo com uma escala. Os autores concluíram que o Mucopren e o Molloplast-B mostraram o menor grau de infiltração e os materiais: Flexor e Simpa apresentaram o maior grau. Os procedimentos de envelhecimento não afetaram as propriedades de infiltração do Simpa, Flexor, Mucropen silanizado e Tokuyama, enquanto nos outros materiais indicou tendência significativa de diminuição. Além disso, a silanização das bases resilientes pode ser benéfica na redução de micro-infiltração, apesar de seu efeito diminuir com o envelhecimento.

EGUSA *et al.*, em 2000, verificaram que a utilização tópica de agentes antifúngicos depende diretamente da colaboração do paciente, e a utilização intermitente, expõe a cavidade bucal e a prótese a níveis inconstantes da droga, comprometendo a sua ação. Associado a esses fatores, a ação de diluição da saliva e a ação mecânica da musculatura bucal reduzem a disponibilidade da droga, levando a manutenção de concentrações abaixo do nível terapêutico preconizado. Os autores realizaram a exposição de isolados de *cândida spp.* a baixas concentrações com o intuito de verificar o efeito na adesão a superfície de resina acrílica. Os autores concluem que a exposição em menor concentração de poliênicos foi capaz de diminuir a adesão inicial dos microrganismos.

TAN *et al.*, em 2000, analisaram a hipótese que o tipo de agente químico de limpeza, temperatura e acabamento de superfície não afetava as propriedades do material resiliente Molloplast-B. Os autores compararam a cor, dureza Shore A e rugosidade do material após tratamento com agentes químicos de limpeza a 25 e 55°C e diferentes acabamentos de superfície. Para avaliar a rugosidade superficial, as amostras foram divididas em 3 áreas de textura: 1) sem acabamento; 2) tira de lixa e mandril; 3) polida com pedra pomes fina. Foram utilizados 5 agentes químicos de limpeza comercialmente disponíveis: Efferdent, Polident, Kleenite (perborato), Sparkle-Dent (persulfato) e Javex/Calgon (hipoclorito). Como as instruções dos fabricantes desses materiais afirmam que as soluções podem ser preparadas com água morna ou quente, as soluções foram ensaiadas com temperatura de 25 e 55°C. As soluções preparadas a 55°C resfriaram-se naturalmente. Cinco amostras foram imersas em cada agente químico de limpeza nas temperaturas de 25 e 55°C, e 4 amostras foram imersas em água para cada grupo controle, num total de 58 amostras. A cor, dureza Shore A e rugosidade superficial foram avaliadas antes e após os tratamentos. A alteração de cor do material Molloplast-B depende do tipo de agente e do acabamento de superfície. As superfícies mais rugosas levaram a maior perda de cor do material, bem como o agente químico de limpeza à base de perborato. A dureza também foi influenciada pelo tipo de agente de limpeza e acabamento de superfície. Os valores foram maiores para as amostras imersas em agentes químicos de limpeza à base de perborato e com acabamento rugoso. Não foram observadas diferenças na rugosidade de superfície nos diferentes tipos de agente químico de limpeza a 25 e 55°C. Os autores concluíram que as superfícies rugosas (as quais possuem maior área de superfície) contribuem para perda de cor e enrijecimento do material reembasador.

ZISSIS *et al.*, em 2000, avaliaram a rugosidade de superfície de 20 materiais comercialmente disponíveis para base de prótese (4 resinas acrílicas, 9 reembasadores rígidos e 7 reembasadores resilientes). Foram confeccionadas 5 amostras de cada material, seguindo as recomendações de cada fabricante. Nos materiais Molloplast-B, Mollosil e Permaflex (reembasadores resilientes) foi aplicado selante fornecido pelos fabricantes. As amostras foram imersas por 1 mês em água destilada a $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ previamente ao ensaio e para cada amostra foram realizadas 5 leituras de valores Ra. O grupo de resina acrílica apresentou valores Ra

entre 3,4 a 7,6 μm ; os reembasadores rígidos entre 0,7 a 4,4 μm ; os reembasadores resilientes auto e fotopolimerizáveis, entre 0,7 a 3,5 μm e os reembasadores resilientes termopolimerizáveis entre 3,5 a 4,5 μm . Os autores concluíram que a rugosidade apresentada por todos os materiais indica que existe a possibilidade de acúmulo de biofilme, visto que o valor considerado mínimo para aderência bacteriana é de 0,2 μm .

SIPAHI *et al.*, em 2001, avaliaram o efeito do revestimento salivar na molhabilidade e a energia livre de superfície de diferentes materiais para base de prótese. Cinco resinas acrílicas e dois materiais contendo bases metálicas de próteses foram investigados. Dez espécimes de cada material (20x15x1,5m) foram confeccionados e um método padronizado foi utilizado para o polimento das amostras. Saliva não estimulada foi coletada de um único doador saudável. As propriedades de molhabilidade dos materiais foram testadas, antes e após a formação da camada orgânica. As forças de molhamento foram determinadas de acordo com a Wilhelmy Plate Technique. Diiodometano, etileno glicol e formamida foram usados como sonda líquidos. Os ângulos de contato, os componentes de energia de superfície, e as energias de superfície total foram calculados utilizando equações. A energia de superfície foi verificada determinando experimentalmente os diferentes materiais de base de prótese. A resina acrílica fotoativada foi o material mais molhável em relação às bases. A diminuição da superfície total foi verificada para todos os materiais ao mesmo tempo. Os revestimentos apresentaram homogeneidade em termos de componentes de energia livre de superfície dos materiais para prótese; no entanto, as propriedades adesivas ainda pareciam influenciadas pelo substrato utilizado.

CANUTO & RODERO, em 2002, relatam por meio de revisão da literatura a resistência dos microrganismos aos antifúngicos disponíveis no mercado, como os azóis e o poliênicos. Os autores apresentam o mecanismo de ação dos poliênicos e azóis e citam os fatores responsáveis pela resistência a estes medicamentos. Os autores relatam a possibilidade do uso combinado destas drogas e citam os estudos sobre o controle para o uso indiscriminado dos agentes antifúngicos. Os autores demonstram que a exposição contínua ao fluconazol levou algumas espécies de 14 candida a apresentarem resistência natural a esta droga.

GORNITSKY *et al.*, em 2002, avaliaram a eficiência de três agentes químicos de limpeza na redução de *Cândida spp.*, bactérias e de biofilme na superfície de próteses em pacientes geriátricos de instituição hospitalar. Foram selecionados 27 pacientes desdentados portadores de prótese total superior. Os pacientes foram divididos em grupos para utilizar um dos agentes químicos de limpeza ou água (controle). Uma semana antes do tratamento, as próteses dos pacientes foram limpas em cuba ultra-sônica por 5 minutos, e os pacientes utilizaram somente água para higienizá-las durante esse período. Os tratamentos seguintes foram realizados após o período de 1 semana de intervalo: 1) Denture Brite: imersão noturna inicial, seguida de sessões de imersão de 20 minutos; 2) Polident Overnight: imersão noturna; 3) Efferdent New Concentrated Blue Tablet: imersão noturna. Para avaliar a eficácia dos agentes químicos de limpeza na redução do acúmulo de biofilme, mancha e alimentos foram feitas duas fotografias (no primeiro e oitavo dia de tratamento), as quais foram avaliadas por 3 dentistas. Os resultados mostraram que os agentes químicos de limpeza apresentaram níveis de efetividade diferentes na redução de dois tipos principais de micro-organismos. Denture Brite e Polident foram mais efetivos que o grupo controle na remoção de *Candida spp.*, enquanto o tratamento Efferdent foi mais efetivo que o controle na remoção de *Streptococcus mutans*. A redução do número de microrganismos, biofilme, manchas e alimentos observados sugerem que o uso de agentes químicos de limpeza são métodos adequados para higienização de próteses para população geriátrica hospitalizada.

KULAK-OZKAN *et al.*, em 2002, avaliaram os hábitos de higiene bucal, limpeza das próteses e a presença de leveduras e estomatite protética em 70 pacientes portadores de prótese total dupla. Os autores observaram: 1) 55,7% dos pacientes estavam livres de estomatite protética, enquanto 54,3% apresentaram estomatite classificada como leve, difusa ou granular; 2) a cultura da região do palato mostrou crescimento de diferentes tipos de *Cândida* em 37 pacientes (sendo a *Candida albicans* a mais frequente) e 43 pacientes livres de levedura; 3) 34 pacientes apresentaram próteses com higiene deficiente, 25 regular e 11 excelente; 4) 18 pacientes relataram higienizar a prótese ocasionalmente, 20 uma vez por dia e 32 mais de uma vez por dia; 5) 40 pacientes relataram somente hábitos de escovação, 4 somente de imersão em solução, 12 somente imersão em água e 6 de escovação e

imersão. Houve correlação significativa entre higienização da prótese deficiente e estomatite protética. Assim, os autores recomendaram que profissionais devem assegurar-se que os portadores de prótese saibam como higienizá-las adequadamente.

PINTO *et al.*, em 2002, avaliaram o efeito da termociclagem sobre a deformação permanente de 2 materiais resilientes considerados definitivos pelos fabricantes e utilizados com a base da prótese, sendo um composto de silicone (Mucopen Soft) e o outro, de resina acrílica (Eversoft). Para o estudo foram confeccionadas matrizes metálicas cilíndricas de 13 mm de diâmetro e 19 mm de altura, cujo molde impresso no silicone de inclusão foi preenchido com os materiais resilientes. Utilizaram 200 amostras para cada material, sendo metade armazenada em água destilada a 37° C durante 24 horas e a outra metade foi submetida a 3.000 ciclos térmicos, alternando banhos de 1 minuto em água destilada a 5±10° C e 1 minuto a 55±10° C. Para o ensaio, foi utilizado um aparelho mecânico descrito na especificação nº18 da ADA. Os valores de deformação permanente foram comparados através da análise de variância e o teste de Tukey em nível 5% de probabilidade. Independente da realização da termociclagem, o Eversoft apresentou os maiores valores de deformação permanente, e o Mucopen Soft os menores. Segundo os autores, isso ocorreu devido ao fato do Mucopen Soft ser um material elastomérico. Esses materiais apresentam grande número de ligações cruzadas e isso indica melhor recuperação elástica. Com a realização da termociclagem, aumentou a porcentagem de deformação permanente e causou diferença estatística apenas para o material composto de resina acrílica. Esses materiais apresentaram alta porcentagem de deformação permanente principalmente pelo fato de liberar os plastificantes para o meio oral, gerando diminuição da sua resiliência e deterioração das suas propriedades elásticas. Esses plastificantes reduzem a temperatura de transição vítrea do polímero a um valor inferior ao da temperatura bucal, reduzindo o módulo de elasticidade do material a um nível aceitável. Já os materiais à base de silicone não necessitam de plastificantes para aumentarem sua resiliência.

CONSANI *et al.*, em 2002, verificaram a influência da contensão da mufla na adaptação da base de prótese total superior, com o propósito de impedir que a abertura da mufla durante a retirada da prensa pudesse influenciar a distorção da base. A resina acrílica foi prensada em muflas metálicas de acordo com os métodos

convencional e RS de contensão e polimerizada em ciclo de água a 74°C por 9 horas. O conjunto base de resina-modelo de gesso foi seccionado transversalmente em 3 porções e a adaptação entre modelo e base mensurada em 5 pontos em cada secção. As diferentes fases da resina acrílica mostraram valores de adaptação com diferença estatisticamente significativa, com menores discrepâncias no método de contensão com o dispositivo RS. O melhor resultado de adaptação foi verificado na secção anterior e o pior na região palatina posterior, em ambos os métodos de prensagem da mufla.

ANUSAVICE, em 2003, verificou que uma prótese total pode ser definida como prótese removível, utilizada com o intento de repor as superfícies mastigatórias e as estruturas associadas da arcada. A prótese era composta de dentes artificiais unidos a uma placa-base que em geral é fabricada empregando polímeros comuns. Materiais termoativados eram utilizados na fabricação de quase todas as bases de prova para prótese total e essa energia térmica era fornecida por um banho de água ou micro-ondas. A maioria dos sistemas de resinas consistia nos componentes pó-liquido que deviam ser misturados em uma proporção apropriada (3:1 em volume), para permitir que o monômero embebesse as partículas de polímero, mas não contribuísse para um aumento da polimerização, limitando a contração volumétrica em cerca de 6%. Um ciclo de polimerização de 8 horas ou mais a 74°C sem ebulição ou então um ciclo de 2 horas a 74°C e mais uma hora a 100°C mostrou resultados satisfatórios. No entanto, o resfriamento rápido poderia resultar em distorções da resina em consequência das diferenças de contrações térmicas da resina e do gesso. A ativação química também podia induzir a polimerização da resina. Em geral, a polimerização alcançada em resinas quimicamente ativadas foi inferior aquela obtida por resinas termoativadas. A indicação mais evidente fora representada pela grande quantidade de monômero residual não reagido na resina de ativação química.

JIN *et al.*, em 2003, avaliaram os efeitos dos agentes químicos de limpeza na rugosidade superficial e estabilidade de cor dos materiais reembasadores resilientes de próteses. Utilizaram para o estudo os materiais resilientes Bio resin (acrílico termopolimerizável), Soften e Nissin Soft Reverse (acrílico autopolimerizável), Mollosil, Evatough, Tokuyama Soft Relining e GC Denture Relining (silicone autopolimerizável) e Molloplast-B (silicone termopolimerizável), e os agentes

químicos de limpeza Steradent (peróxido alcalino), Correct, Polident, Pika DCE (peróxido neutro com enzima) e Clean Soft (enzima). Três amostras de cada material foram imersas em solução de cada agente químico de limpeza por 8 horas, a uma temperatura de $22 \pm 2^\circ\text{C}$. Entre os intervalos de imersão, as amostras permaneceram em água destilada a 37°C . Este processo, com a preparação de novas soluções frescas de cada produto foi repetido continuamente por 180 dias. A rugosidade superficial foi medida após 1, 3, 7, 14, 28, 60, 90 e 180 dias. A avaliação da estabilidade de cor foi realizada após 180 dias de imersão. Os resultados mostraram que os valores de rugosidade superficial variaram com o tempo de imersão e do tipo de solução. Houve alteração de cor, em maior ou menor grau, em todas as combinações de agentes químicos de limpeza e os reembasadores resilientes. Os autores concluíram que, apesar de serem eficientes na prevenção do biofilme, as soluções de limpeza podem produzir efeitos negativos nas propriedades físicas dos reembasadores, e que a compatibilidade entre os agentes químicos de limpeza e materiais resilientes é importante para o uso clínico do material.

NIKAWA *et al.*, em 2003a, avaliaram *in vitro* a interação entre materiais reembasadores resilientes submetidos à ciclagem térmica, película de saliva e soro de *Cândida Albicans* e agentes químicos de limpeza. Utilizaram a resina acrílica Bio resin e os sete materiais resilientes: Soften, Nissin soft reverse, Mollosil, Evatouch, Tokuyama soft relining, GC denture relining e Molloplast-B e os agentes químicos de limpeza Steradent, Correct, Polident, Pika DCE e Clean soft. Onze amostras de cada material submetido à termociclagem com banhos de imersão alternados em 1 minuto em água a 40°C e 70°C , durante 1000 e 10.000 ciclos e foram imersas em solução de cada agente químico de limpeza por 8 horas por dia, durante 180 dias, em temperatura ambiente. As amostras foram lavadas e imersas em água destilada por 24 horas a uma temperatura de 37°C . Três amostras de cada material foram submetidas ao ensaio de rugosidade superficial e as oito amostras restantes posicionadas na base da placa de cultura, para inoculação da suspensão de *Cândida albicans*. O crescimento fúngico e formação de biofilme foram avaliados pela mensuração do pH e análise da Adenosina Trifosfato (ATP). Observou-se que a formação de biofilme nas amostras de resina acrílica e reembasadores resilientes imersos em agentes químicos de limpeza variou, de acordo com a combinação material/solução. Não houve diferença quando se comparou a relação entre a formação de biofilme e a

rugosidade superficial dos materiais ensaiados. Os autores sugeriram que a colonização fúngica deve ser controlada pela combinação do material resiliente e agente químico de limpeza, e que clinicamente, a imersão diária de material resiliente em agente químico de limpeza de combinação inadequada promove colonização fúngica no material. Assim, a compatibilidade entre esses materiais deve levar em consideração os aspectos químicos e biológicos desses materiais. Portanto concluíram que alguns materiais resilientes exibem atividade anti-fúngica, sendo reduzida através da termociclagem ou pela película de proteína, portanto, há a necessidade do controle de placa visando aumentar a longevidade desses materiais.

NIKAWA *et al.*, 2003b, investigaram *in vitro* o efeito das interações entre materiais reembasadores resilientes submetidos à ciclagem térmica, películas de saliva e soro, sobre a colonização de *Cândida albicans*. Para o estudo da colonização fúngica, foram utilizadas amostras de resina acrílica e 7 materiais resilientes. As amostras de cada material termociclado foram submetidas a banhos alternados em 1 minuto em água a 40°C e 700°C, durante 1.000 e 10.000 ciclos. Nos materiais resilientes controle (sem termociclagem e sem soro), a colonização fúngica dependeu do tipo de material utilizado, sendo maior na resina acrílica Bio Resin e Evatouch (material resiliente autopolimerizável a base de silicone) e menor, no Molloplast-B, Kurepeet Dough (reembasador resiliente termopolimerizável) e Tokuyama Soft Relining (reembasador autopolimerizável). A termociclagem essencialmente promoveu a colonização fúngica, causada pela redução significativa do efeito anti-fúngico das bases resilientes. As amostras cobertas com películas de saliva e soro promoveram a colonização fúngica das bases resilientes e sua quantidade variou consideravelmente.

PAVARINA *et al.*, 2003, verificaram os efeitos de soluções desinfetantes sobre a dureza da resina acrílica de próteses e dentes. As superfícies oclusais de 64 próteses totais foram desgastadas com abrasivos até 400-grit com papel de Carbetto de silício. As medições foram feitas antes e após o polimento e sequencialmente as amostras foram armazenadas em água a 37°C por 48 horas. As amostras foram então divididas em quatro grupos e imersas em desinfetantes químicos (4% de clorexidina; 1% hipoclorito de sódio e perborato de sódio) por 10 minutos. Os métodos de desinfecção foram realizados duas vezes para simular as condições clínicas e dureza

as medições foram efetuadas. As amostras testadas como controles foram imersas em água durante o mesmo tempo de desinfecção. Oito exemplares foram produzidos para cada grupo. Após os procedimentos de desinfecção, ensaios de dureza foram realizados, e posteriormente as amostras foram armazenadas a 37° C por 7, 30, 60, 90 e 120 dias. De acordo com os resultados, não foram encontradas diferenças entre os materiais e soluções de imersão, no entanto, uma contínua diminuição na dureza foi observada após o envelhecimento. As superfícies das resinas acrílicas e dos dentes reduziram os valores de dureza após imersão na desinfecção em água, independentemente da solução utilizada.

GARCIA *et al.*, em 2003, avaliaram a alteração no peso, rugosidade superficial e resistência de união à tração entre dois materiais reembasadores resilientes e uma resina acrílica para micro-ondas quando imersas em um agente químico de limpeza e em água. Utilizaram a resina acrílica Onda-Cryl, os materiais resilientes Coe Soft e Dentusoft e o agente químico de limpeza Polident. Foram confeccionadas 20 amostras de cada reembasador resiliente para a avaliação da alteração de peso e rugosidade superficial. Após a polimerização do material reembasador, as amostras foram secas e pesadas imediatamente. Para o ensaio de resistência de união à tração, foram confeccionados blocos de resina acrílica, os quais foram unidos 2 a 2 com uma camada de 3 mm de material resiliente. Após a primeira mensuração, as amostras foram armazenadas em saliva artificial. Dez amostras da mensuração da alteração de peso e rugosidade superficial e 48 do ensaio de resistência da união foram removidas aleatoriamente e imersas 1 vez por dia em água ou solução de Polident por 5 minutos, por um período de 15 dias. As avaliações foram realizadas novamente em 24 h, 7 e 15 dias após a armazenagem inicial em saliva. Observou-se aumento das alterações de peso quando as amostras foram imersas na solução de limpeza, mas sem afetar a rugosidade superficial e a resistência da união à tração dos materiais resilientes. Desta forma, os autores afirmaram que a compatibilidade dos materiais deve ser considerada para evitar ou minimizar alterações nas propriedades, já que os agentes químicos de limpeza podem provocar deterioração significativa dos materiais resilientes.

RICHMOND *et al.*, em 2003, avaliaram a alteração de peso e a rugosidade de superfície de resinas acrílicas submetidas ao ensaio de escovação mecânica. Foram

selecionadas 2 resinas injetáveis e 1 resina convencional, para ensaios com amostras retangulares submetidas a 100.000 ciclos de escovação. Sobre cada escova Oral B 40 foi aplicada uma carga de 2,5 N e a diluição pasta abrasiva-água foi na proporção de 1:1. Os resultados mostraram que não houve alteração de peso entre as resinas após a escovação. A rugosidade de superfície dos materiais aumentou após o ensaio de escovação. Os autores sugerem que o material que apresentou menor valor de rugosidade de superfície seria o que está menos sujeito clinicamente ao acúmulo de biofilme.

PINTO *et al.*, 2004, avaliaram *in vitro* a variação do tempo de envelhecimento reproduzido através da termociclagem sobre a deformação permanente e a resistência à tração na união de 2 reembasadores resilientes disponíveis no mercado. Para a confecção das amostras, foram utilizadas matrizes metálicas incluídas em mufla, cujo molde impresso no silicone foi preenchido com resina acrílica e/ou material resiliente. Para o ensaio da tração foram utilizadas matrizes retangulares de 10 mm² de secção transversal e um espaçador de 3 mm de espessura para padronizar o espaço para a base resiliente. A resina acrílica (QC-20) foi incluída com o espaçador e foi polimerizada em água a 100°C durante 20 minutos. Após a polimerização o espaçador foi removido, as amostras de resina acrílica retiradas do molde, realizado o acabamento, e as superfícies tratadas de acordo com as recomendações dos fabricantes para cada material resiliente. As amostras de resina acrílica retornaram ao molde, e no lugar do espaçador, os materiais resilientes foram prensados e termopolimerizados de acordo com as instruções dos fabricantes. Para o ensaio de tração, as amostras foram submetidas sob tensão até a ocorrência da fratura no Equipamento Universal EMIC DL-500 MF. As amostras foram observadas quanto ao tipo de ruptura: adesiva, coesiva ou mista. Para o ensaio de deformação permanente, foram utilizadas matrizes cilíndricas de 12,7mm de diâmetro e 19 mm de altura, sendo utilizado um dispositivo mecânico descrito na especificação nº 18 da A.D.A. Para cada ensaio, as amostras foram separadas em 10 grupos (n=10): o grupo controle os outros grupos foram submetidos a 200, 500, 1.000, 1.500, 2.000, 2.500, 3.000, 3.500 e 4.000 ciclos, respectivamente. Os tratamentos foram realizados em termocicladora MCT-3 plus, alternando banhos de imersão de 1 minuto em água a 5° ±10° C e 1 minuto em água a 55° ±10° C. A termociclagem não afetou estatisticamente a resistência à tração de união do material

Softliner, enquanto o material Permasoft apresentou diferença estatística a partir de 4.000 ciclos. Com relação aos tipos de fratura, o Softliner apresentou 100% fratura adesiva e no grupo do Permasoft foram observadas 53% falhas adesivas, 12% coesivas e 35% mistas. A termociclagem aumentou a porcentagem de deformação permanente e causou diferença estatística apenas para o Permasoft a partir de 1.500 ciclos, não existindo diferença estatística entre os grupos de 3.500 e 4.000 ciclos.

RAHAL *et al.*, em 2004, verificaram a influência de métodos de polimento na absorção de água e solubilidade de resinas acrílicas foi estudada. Oitenta amostras foram divididas em grupos: Clássico (CL), e QC 20 (QC) - banho de água quente; Acron MC (AC), e Onda Cryl (ON) – micro-ondas e submetidos ao polimento mecânico (PM) - polimento com pó de giz, escova macia e cone de feltro em torno de bancada, ou polimento químico (CP) - monômero em uma polidora química. O primeiro processo de dessecação foi seguido de armazenamento em água destilada a $37^{\circ} \pm 1^{\circ}\text{C}$ por 1 hora, 1 dia, 1, 2, 3 e 4 semanas. Ao término de cada período, a absorção de água foi medida. Após quatro semanas, um segundo processo de dessecação foi feita para calcular a solubilidade. Os meios de sorção de água (%) e solubilidade (%), respectivamente, foram: CL-MP: 1,92 e 0,02; CL-PQ: 1,98 e 0,52; QC-PM: 2,31 e -0,05; QC-PQ: 2,32 e 0,25; AC-PM: 2,45 e -0,07; AC-CP: 2,43 e 0,41; ON-PM: 2,32 e -0,06; ON-PQ: 2,34 e 0,27. O polimento mecânico promoveu menor solubilidade para as resinas acrílicas. Inicialmente, os valores de absorção de água foram maiores para as amostras polidas quimicamente; entretanto, após quatro semanas todos os grupos apresentaram resultados similares.

AZEVEDO *et al.*, em 2005, avaliaram a dureza das resinas para base de prótese e resinas para reembasamento imediato porque podem apresentar alterações devido à polimerização continuada e absorção de água. Verificaram que o grau de conversão de duas resinas autopolimerizáveis para reembasamento (Duraliner II-D and Kooliner-K) e de uma resina termopolimerizável para base de prótese (Lucitone 550-L) foi avaliado, indiretamente, por meio da mensuração da dureza. O efeito da imersão em água sobre essa propriedade também foi analisado. Após a polimerização, amostras (diâmetro- 5 mm; espessura- 2 mm) foram armazenadas a seco em temperatura ambiente e a dureza (VHN) foi mensurada após 0, 2, 7, 30 e 90 dias. As amostras foram, então, imersas em água a 37°C e a dureza foi avaliada nos

períodos citados. Cinco amostras foram preparadas para cada material. Para o armazenamento a seco, o material L apresentou aumento significativo na dureza de 0 (VHN=23.2) para 30 dias (VHN=27.1), após o qual nenhuma diferença significativa foi observada. Aumento contínuo na dureza foi observado para o material D de 0 (VHN=4.6) para 90-dias (VHN=7.3). Para o material K, aumento na dureza foi observado até 7 dias (VHN=9.2) quando ocorreu a estabilização. Após 2 dias de armazenamento em água, todos os materiais apresentaram redução significativa na dureza. A dureza dos materiais avaliados aumentou durante o armazenamento a seco e diminuiu após a imersão em água.

NEPPELENBROEK *et al.*, em 2005, avaliaram a dureza de 2 resinas acrílicas termopolimerizáveis após desinfecção e termociclagem. 32 amostras de 13,0 mm de diâmetro e 8,0 mm de largura foram confeccionadas para cada resina, sendo estas Lucitone 550 e QC-20, polidas e armazenadas em água a 37°C por 48 horas, até serem submetidas aos ensaios de dureza Vickers após procedimento de desinfecção. Os métodos de desinfecção foram: 1- gluconato de clorexidina a 4% por 1 minuto; 2- perborato de sódio a 3,78%, 3- gluconato de clorexidina a 4%, 5- hipoclorito de sódio a 1% e imersão em água por 3 minutos. Os procedimentos de desinfecção foram repetidos 4 vezes e 12 mensurações de dureza foram realizadas para cada amostra. O grupo controle não sofreu desinfecção, sendo mantido em água por 56 minutos. O teste de dureza Vickers foi repetido após 15, 30, 60, 90, 120 dias de armazenamento em água. Os valores de dureza foram menores após desinfecção na seguinte ordem de solução utilizada: Lucitone 550 $15,5 \pm 0,74$; QC-20: $8,09 \pm 0,39$. Entretanto o efeito foi reversível após 15 dias de armazenamento em água. Ambos materiais demonstraram valores de dureza crescentes no tempo de armazenamento superior a 60 dias; porém não foram significativos.

AZEVEDO *et al.*, em 2006, verificaram o efeito na dureza Vickers e rugosidade média de superfície (Ra) de materiais reembasadores resilientes e resinas acrílicas para base de prótese sob efeito da desinfecção com hipoclorito de sódio a 1% e clorexidina a 4%. O primeiro tratamento consistiu em manter o Duraliner II por 10 minutos em água a 55°C. A resina Lucitone 550 foi exposta a 2 soluções desinfetantes para diferentes tempos e condições (1 hora após produzida, após 48 horas a $37 \pm 2^\circ\text{C}$ em água, após 2 ciclos de desinfecção, após 7 dias em solução

desinfetante e após 7 dias somente em água. Para cada condição experimental, 8 amostras foram feitas para cada material. Para Kooliner e Lucitone 550 não foram observadas diferenças significantes na dureza após a desinfecção após 7 dias de imersão independente da solução utilizada desinfetante. Para Duraline II com e sem tratamento térmico a menor dureza; porém significativa dureza foi observada nas amostras com solução desinfetante por 7 dias. Todos os materiais não demonstraram mudanças significativas na sua rugosidade. Os autores concluíram que as soluções desinfetantes não causaram aparentes danos à rugosidade e dureza de superfície dos materiais testados.

BERGER *et al.*, em 2006, compararam o efeito de 3 métodos de polimento com brocas com o polimento convencional em base de prótese de resina acrílica. Vinte e quatro amostras de 30 x 30 x 2 mm foram confeccionadas para cada uma das resinas avaliadas: autopolimerizável, termopolimerizável, injetável e de micro-ondas. O polimento convencional com pedra-pomes e disco de filtro fora considerado para o grupo controle. Os outros grupos foram polidos com seqüência de três brocas de polimento: Axis, Brasseler e Shofu. Cada grupo foi avaliado quanto a rugosidade de superfície, e não foram encontradas diferenças significativas no tempo aplicado para o polimento de amostras com as brocas para polimento. Houve diferença significativa na rugosidade de superfície quando comparadas às resinas acrílicas, sendo as termopolimerizáveis, injetáveis e para micro-ondas, significativamente menores que as autopolimerizáveis. Não houve interação significativa entre resinas e brocas para polimento quanto à rugosidade de superfície. Concluíram que o tempo não é um fator que interfira no procedimento de polimento. Por ser menos danoso a superfície, recomendaram que o polimento convencional devesse ser preterido aos polimentos com as brocas.

MOURA *et al.*, em 2006, verificaram que existe informação limitada sobre o papel dos métodos de polimerização na aderência e patogenicidade de espécies de *Cândida* em resinas e a relação deste com rugosidade de superfície e superfície de energia livre, que parecem desempenhar papel importante na fase inicial da aderência microbiana. Por essa razão, avaliaram a influência dos métodos de polimerização e a ação da saliva humana sobre a aderência de espécies de *Cândida* a superfícies de resina acrílica. Amostras em resina (n=256) medindo 2,5 x 1,2 x 0,2 cm foram

produzidas pelo método convencional pela resina Clássico, ou micro-ondas pela resina Onda-Cryl, e, avaliadas quanto à rugosidade de superfície e a energia livre de superfície. Para os ensaios de aderência, as amostras de cada resina acrílica foram separadas aleatoriamente em 8 grupos, conforme exposição ou não à saliva humana, e para uma das quatro seguintes suspensões: *Cândida albicans*, *Cândida tropicalis*, *Cândida dubliniensis*, ou *Cândida glabrata*. Leveduras aderidas foram contadas usando microscópio óptico em ampliação de 3.400X. Nenhuma diferença estatística foi verificada para rugosidade, e maior energia livre de superfície foi encontrada para a resina acrílica. A adesão global de espécies de *Cândida* diminuiu significativamente na saliva humana. Dentro das limitações do estudo, a saliva foi capaz de reduzir a aderência de espécies *Cândida*, enquanto a rugosidade e a energia livre não influenciaram as taxas de aderência.

NEPPELENBROEK *et al.*, 2008 verificaram a eficácia da desinfecção por micro-ondas de prótese total maxilar no tratamento da *Cândida*, causadoras da estomatite protética. Pacientes (n=60) foram separados em quatro grupos de tratamento de 15 indivíduos cada: 1- grupo de controle: pacientes realizaram o procedimento de rotina de higiene das próteses; 2- grupo MW: pacientes com prótese desinfetada em micro-ondas (650 W por 6 minutos), três vezes por semana por 30 dias; 3- grupo MwMz: pacientes receberam o tratamento do grupo MW em conjunto com a aplicação tópica de miconazol três vezes por dia durante 30 dias; 4- grupo MZ: pacientes receberam a terapia antifúngica do grupo MwMz. Esfregaços citológicos e culturas micológicas foram retiradas das próteses e dos palatos dos pacientes antes do tratamento, nos dias 15, 30, 60 e 90 dias de tratamento. A análise microbiana, e, a análise clínica do grupo controle não apresentou diminuição significativa da infecção por *Cândida* durante o ensaio clínico. Esfregaços e culturas do palato e das próteses dos grupos de Mw e MwMz exibiu ausência de *Cândida* nos 15 e 30 dias de tratamento. Nos 60 e 90 dias, alguma forma micelial foi observada em 11 esfregaços de prótese (36,6%) dos grupos de Mw e MwMz, mas não sobre as manchas palatais. Miconazol (grupo Mz) não causou redução significativa da inflamação palatal nem erradicou a *Cândida* das próteses ou do palato. A desinfecção em micro-ondas foi eficaz para o tratamento da estomatite protética com drástica redução de recorrência.

ROSSATO *et al.*, 2008 avaliaram se a imersão em água poderia alterar o grau de porosidade interna da resina acrílica processada em microondas. Confeccionaram 50 corpos-de-prova (20x20x5mm) utilizando-se as resinas acrílicas incolores Vipi Cril® e Vipi Wave®. A polimerização do Grupo 1 (G1) foi obtida pela técnica convencional em banho de água quente (12h a 74°C) e os grupos experimentais (G2, G3, G4 e G5) foram polimerizados por energia de microondas (ciclo de 20min a 180W, mais 5min a 540W). Os corpos-de-prova dos grupos G2 e G4 foram polimerizados imersos em água, enquanto que a polimerização dos grupos G3 e G5 procedeu-se sem imersão. Todos os corpos-de-prova de resina acrílica incolor foram submetidos à avaliação visual a olho nu por um único observador calibrado, que atribuiu valores de 0 a 3 em uma escala crescente de porosidade. Dos resultados: Todos os corpos-de-prova receberam escore 0. A resina convencional (líquido Vipi Cril®) processada por energia de microondas não resultou em porosidade visível a olho nu. Os resultados permitiram concluir que não houve alteração na porosidade da resina polimerizada por energia de microondas, com ou sem imersão da mufla em água.

NOVAIS *et al.*, 2009 verificaram o efeito da desinfecção por micro-ondas sobre a porosidade de materiais de reembasamento autopolimerizáveis para bases de próteses acrílicas (Kooliner-K, New Truliner-NT, Tokuso Rebase Fast-TR e Ufi Gel Hard-UGH) e uma resina convencional (Lucitone 550-L). As amostras (10x20x1 mm) foram obtidas a partir da moldagem da superfície da mucosa palatal de uma única pessoa e divididas em quatro grupos (n=5). A porosidade foi avaliada após a polimerização (C1), após dois ciclos de desinfecção por micro-ondas (MW2), após sete ciclos de desinfecção por micro-ondas (MW7) e após 7 dias de armazenamento em água a 37°C (C2). Amostras do grupo MW7 foram expostas à desinfecção por micro-ondas diariamente e posteriormente armazenados em água a 37°C entre as exposições. Todas as réplicas foram revestidas de ouro para micrografias e imagens digitais foram tiradas de cada réplica utilizando microscopia eletrônica de varredura. As análises morfológicas foram examinadas usando analisador de imagem para determinar o número de poros. MW7 resultou em um aumento significativo no número de poros do material K, mas diminuiu em número de material TR reembasador e resina relínea UGH. A quantidade de poros (nos materiais NT e L) manteve-se inalterada após desinfecção por micro-ondas. Concluíram existir

diferenças na porosidade entre os materiais e nas diferentes condições experimentais após desinfecção por micro-ondas.

SANITÁ *et al.*, em 2009, estudaram a eficácia da irradiação por micro-ondas na desinfecção de próteses totais inoculadas com a American Type Culture Collection (ATCC) e isolados do HIV contendo cinco espécies de Cândidas. Cinquenta próteses foram produzidas, esterilizadas e inoculadas com os micro-organismos testados de *C. albicans* (dublinskiensis, krusei, glabrata e tropicalis). Após incubação (37° C por 48 horas), as próteses foram desinfetadas em micro-ondas (650 W por 3 minutos). Algumas das próteses não foram irradiadas como grupo controle. Réplicas de suspensões foram semeadas em diluições e, incubadas a 37° C durante 48 horas. A contagem de colônias foi quantificada. Algumas próteses também foram mantidas a 37° C durante 7 dias. As próteses contaminadas com todas as espécies de Cândia mostraram esterilização após a irradiação de micro-ondas. Todas as próteses do grupo controle apresentaram crescimento microbiano nas placas. A *C. glabrata* foi maior que a *C. albicans*, *C. dublinskiensis* e *C. tropicalis* respectivamente. Considerando que o ufc ml (-1) para *C. krusei* foi menor. O ufc ml (-1) para isolados clínicos foi maior do que os de levedura ATCC. A Irradiação de micro-ondas por 3 minutos a 650 W resultou na esterilização de todas as próteses totais.

3. PROPOSIÇÃO

O propósito neste trabalho foi avaliar o efeito da escovação mecânica e da desinfecção química (Peróxido de Hidrogênio e Hipoclorito de Sódio) antes e depois da ciclagem térmica, na dureza e rugosidade de superfície de resinas para bases de prótese com diferentes ciclos de polimerização: Onda Ceryl (por micro-ondas), QC-20 (ciclo curto em água em ebulição) e Clássico (ciclo longo em água aquecida).

A hipótese verificada foi que os métodos de escovação mecânica e desinfecção química sob influência da ciclagem térmica poderiam interferir na dureza e rugosidade de superfície de resinas acrílicas com diferentes ciclos de polimerização.

4. MATERIAIS E MÉTODO

4.1. MATERIAIS

Para o estudo do efeito da escovação mecânica e da ação de agentes químicos antes e depois da ciclagem térmica, na dureza e rugosidade de superfície de resinas para base foram selecionados os seguintes materiais: 3 resinas acrílicas disponíveis comercialmente, 2 agentes químicos de limpeza, 1 tipo de escova dental e 1 dentifrício. O produto Clássico (Produtos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP) é uma resina acrílica polimerizada pelo ciclo convencional, comercializada na forma de pó e líquido, baseada no copolímero de polimetilmetacrilato, com ativação térmica para ciclo convencional. A resina Onda Ceryl (Produtos Odontológicos Clássico, São Paulo, SP) é comercializada na forma de copolímero de metilmetacrilato e etileno glicol metacrilato, com ativação por energia de micro-ondas. A resina QC-20 (GC, Dentsply/DeTrey, Konstanz, Germany) é composta por metacrilato de metila, etileno glicol dimetacrilato e terpinolene, sendo comercializada em forma de pó e líquido baseada no copolímero de polimetilmetacrilato, com ativação química e térmica para ciclo rápido em água em ebulição.

Foi utilizada a escova dental macia Oral B (Oral B, São Paulo, SP) e o dentifrício Sorriso Dentes Brancos (Kolynos do Brasil, São Paulo, SP) para o ensaio de escovação mecânica.

Os materiais de desinfecção foram: Efferdent (Warner - Lamber Co. USA) baseado no peróxido de hidrogênio em pastilhas efervescentes (Figura 1) e hipoclorito de sódio a 0,5% (Medicinallis, Farmácia de Manipulação e Homeopatia, Piracicaba, SP, Brasil).



A



B



C



D



E



F



G

Figura 1 – Ilustração das resinas e dos materiais para escovação e desinfecção química:
A) Onda-Cryl B) QC-20, C) Clássico D) Escova dental E) Dentifrício F) Péróxido de Hidrogênio e G) Hipoclorito de sódio.

4.2 MÉTODO

Quadro 1 – Marca comercial, composição química básica e fabricante dos materiais.

MARCA	COMPOSIÇÃO BÁSICA	FABRICANTE
Clássico	Copolímero de poli-metil metacrilato	Artigos Odontológicos Clássico Ltda., SP
QC-20	Copolímero metil-n-butil metacrilato e metacrilato de metila, etileno glicol dimetacrilato e terpinolene	GC, Dentsply Ind. E Comércio Ltda., RJ
Onda-Cryl	Copolímero metil-n-butil metacrilato e metacrilato de metila, etileno glicol dimetacrilato	Artigos Odontológicos Clássico Ltda., SP
Efferdent	Peróxido de Hidrogênio	Warner - Lamber Co. USA
Hipoclorito de Sódio	Hipoclorito de Sódio a 0,5%	Medicinallis, Farmácia de Manipulação e Homeopatia, Piracicaba, SP, Brasil
Sorriso dentes brancos	Lauril sulfato de sódio	Kolynos do Brasil, São Paulo, SP

4.2.1 Confeção das amostras

Para confecção das amostras em resina acrílica foram utilizadas matrizes de silicone (Ufi-Gel, São Paulo-SP) obtidas com a moldagem do dispositivo porta-amostras da máquina de ensaio de escovação mecânica, nas dimensões de 25 mm de comprimento x 14 mm de largura x 3 mm de espessura (Figura 2), conferidas com paquímetro digital. A espessura de 3 mm foi escolhida para simular a situação clínica considerada ideal para a espessura da base da prótese.

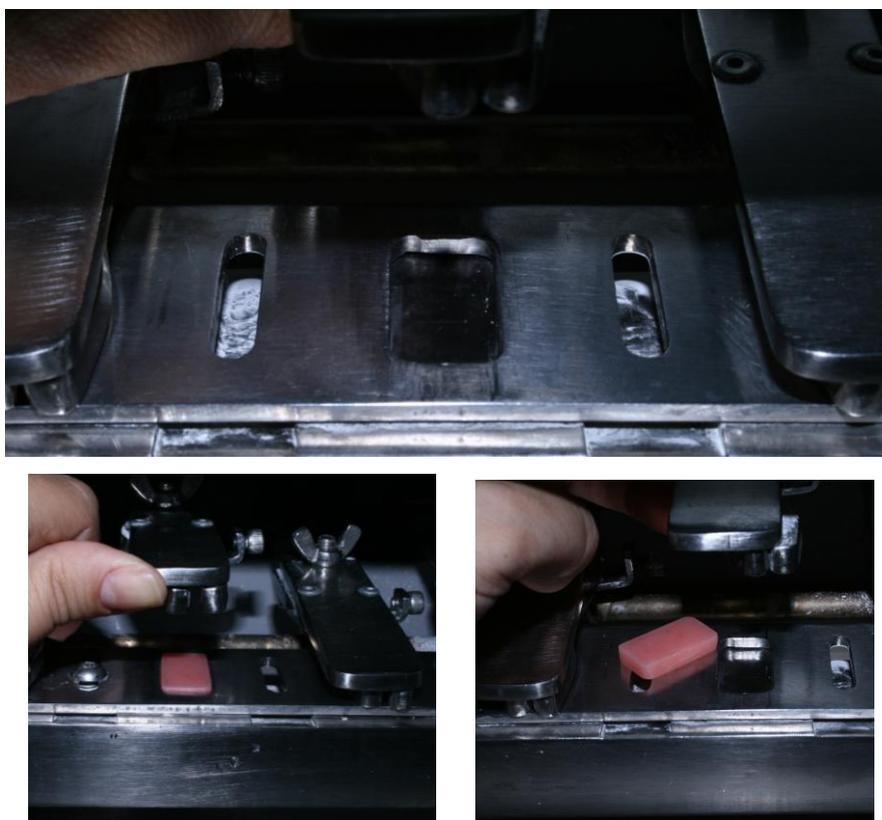


Figura 2 – Dispositivo porta-matriz, matriz em silicone confeccionada.

Em cada mufla metálica n°6 (Uraby, São Paulo, SP) ou plástica para microondas (Clássico) foram inseridas 8 matrizes de silicone. A mufla foi devidamente isolada na face interna com vaselina em pasta e preenchida com gesso pedra tipo III (Herodent-Vigodent, Petrópolis, RJ), proporcionado na relação de 100 g de pó para 30 mL de água, espatulado a vácuo (Multivac, Degussa, Alemanha) durante 30 segundos e vazado sob vibração, para minimizar a ocorrência de porosidade no interior do gesso.



Figura 3 – Muflas metálica e para micro-ondas.

As matrizes de silicone foram posicionadas sobre o gesso (Figura 4A) e uma placa de vidro vaselinada foi colocada sobre elas (Figura 4B) para estabelecer relação paralela com a borda da mufla.

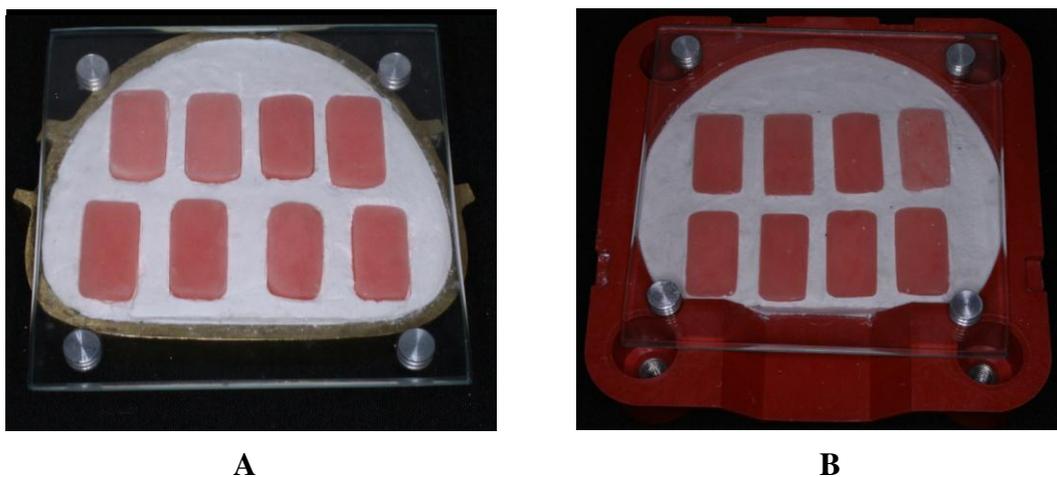


Figura 4 - Amostras posicionadas na mufla metálica (A) e para micro-ondas (B) recobertas pela placa de vidro.

Após 1 hora a placa de vidro foi removida, a contra-mufla foi adaptada à base da mufla e preenchida com gesso pedra tipo III (Herodent-Vigodent), proporcionado e manipulado de acordo com as recomendações do fabricante. Depois da colocação da tampa a mufla foi prensada em prensa hidráulica de bancada por 1 hora. Dessa forma, pretendia-se evitar que a expansão de presa do gesso pudesse causar qualquer desadaptação dos encaixes das partes da mufla (Consani *et al.*, 2002).

A demuflagem para remoção das matrizes de silicone foi realizada após 1 hora, deixando os moldes impressos no gesso (Figura 5). As superfícies foram isoladas com isolante à base de alginato de sódio (Cel-lac, SS White, Rio de Janeiro, RJ) antes da prensagem da resina acrílica.

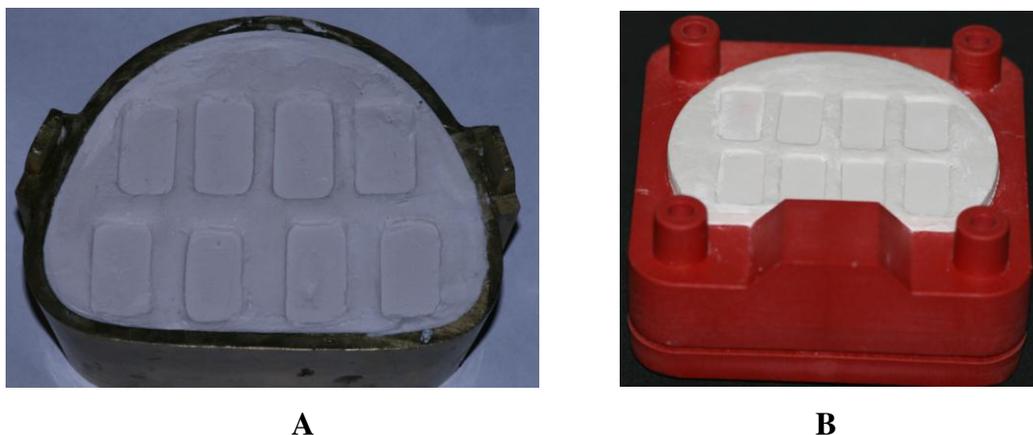


Figura 5 – Moldes impressos no gesso: A) mufla metálica e B) mufla para micro-ondas.

A resina Clássico foi proporcionada e manipulada de acordo com as recomendações do fabricante, na proporção de 21 g de polímero para 7 mL de monômero, em pote de vidro com tampa, até atingir a fase plástica quando foi homogeneizada manualmente, inserida nos moldes de gesso e recoberta com celofane umedecido com água. A prensagem inicial foi lenta e gradual em prensa hidráulica de bancada (Línea 2000; VH Ltda., São Paulo, SP) até atingir 850 kgf de pressão, para extravasar o excesso de material. Após a abertura da mufla metálica, o celofane foi removido e os excessos de resina retirados com instrumento cortante Le Cron. Depois da prensagem final com carga de 1.250 kgf a polimerização foi realizada no ciclo longo em água aquecida a 74°C por 9 horas, em polimerizadora (Termotron, Piracicaba, SP).

A resina QC-20 foi proporcionada e manipulada de acordo com as recomendações do fabricante na proporção de 21 g polímero para 7 mL de monômero em pote de vidro com tampa, até atingir a fase fibrilar, homogeneizada manualmente e posicionada sobre a parte interna superior do gesso de inclusão com celofane umedecido com água interposto entre a resina acrílica e o modelo de gesso. A prensagem inicial foi lenta e gradual em prensa hidráulica de bancada (Línea 2000), até atingir 800 kgf de pressão, para extravasar o excesso de material. Após abertura da mufla metálica, o

celofane foi removido e os excessos de resina retirados, com instrumento cortante Le Cron. Depois foi realizada a prensagem final com carga de 1.000 kgf e a polimerização em água a 100°C por 20 minutos, em polimerizadora (Termotron, SP).

A resina Onda Cryl foi proporcionada e manipulada de acordo com as recomendações do fabricante na proporção de 21 g de polímero para 7 mL de monômero em pote de vidro com tampa, até atingir a fase fibrilar, homogeneizada manualmente e colocada nos moldes de gesso e recoberta com celofane umedecido com água. A prensagem inicial foi lenta e gradual em prensa hidráulica de bancada (Línea 2000) até atingir 800 kgf de pressão, para extravasar o excesso de material. Após a abertura da mufla plástica, o celofane foi removido e os excessos de resina retirados com Le Cron. Depois da prensagem final com carga de 1.000 kgf a polimerização foi realizada no ciclo rápido em micro-ondas (Continental, SP) na potência de 900 Watts recomendada pelo fabricante (3 minutos a 30%, 4 minutos a 0% e 3 minutos a 70% de potência).

A desinclusão das amostras foi feita depois do esfriamento completo das muflas em temperatura ambiente, quando foram submetidas ao acabamento, eliminando as irregularidades grosseiras com broca Maxi Cut (Meillefer, Rio de Janeiro, RJ), em baixa rotação.

As superfícies foram lixadas com lixa d'água de carbeto de silício em ordem decrescente de granulação (320, 400 e 600), em politriz horizontal (Arotec Modelo APL-4) com refrigeração à água e dispositivo de sustentação e posicionamento das amostras (Figura 8), para acabamento final. O tempo das lixas foi estipulado em 30 segundos para cada uma das faces superior e inferior de todas as amostras.



Figura 6 – A- politriz; B – porta-amostra; e C – Acabamento da amostra.

Depois do acabamento final, as amostras de cada grupo foram armazenadas em recipientes de plástico com tampa e identificados, imersos em água destilada, em estufa à temperatura de 37°C por 24 horas, antes de serem submetidas aos respectivos ensaios de escovação mecânica, desinfecção química e termociclagem.

4.2.2. Escovação mecânica

As amostras correspondentes a cada grupo foram posicionadas no dispositivo porta-matriz, localizado no recipiente metálico da máquina de ensaio de escovação mecânica (MSet; São Carlos, SP), com capacidade para 10 amostras.

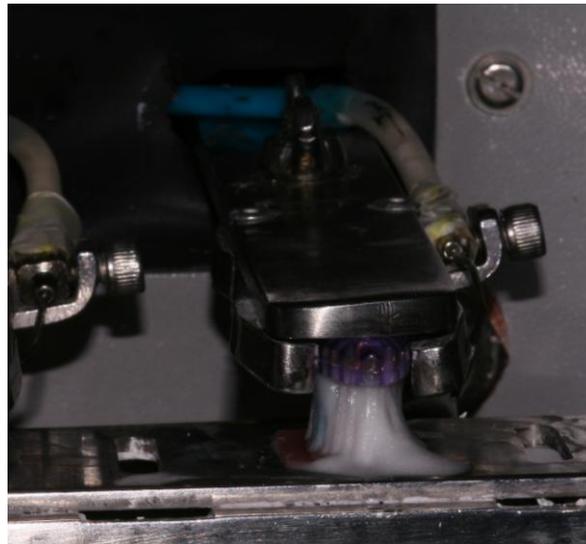
Para a escovação mecânica foram utilizadas as escovas (Oral B) de cerdas macias, com as especificações: número de tufo 36; diâmetro do tufo 170µm; diâmetro da cerda 18 µm; comprimento da cerda 10 mm e secção arredondada.

A ponta ativa da escova foi seccionada do cabo com disco de carboneto de silício e fixada no dispositivo porta-escova, da máquina de escovação, a qual permite a escovação simultânea de 10 amostras. As amostras foram posicionadas na base da máquina de escovação (Figura 7), de modo que as cerdas da escova ficassem perpendiculares e em contato com a superfície a ser escovada, possibilitando curso linear de varredura na faixa de 47 mm, com velocidade controlada de 0 a 350 ciclos por minuto, sendo substituídas ao tempo correspondente a três meses de ensaio.

O dentifício Sorriso (Kolynos) foi utilizado em solução na proporção de 4,6 g de dentifício para 6 mL de água (Consani *et al.*, 1995). Segundo o fabricante, a composição básica do dentifício é: bicarbonato de sódio, carbonato de cálcio, lauril-sulfato de sódio, monofluorfosfato de sódio e 1.500 ppm de flúor.



A



B

Figura 7 – A – máquina de escovação e B - posição da escova no dispositivo porta-escova.

Cada amostra foi submetida a movimentos lineares de escovação, com velocidade de cinco movimentos por segundos, totalizando 20.000 ciclos, o que correspondeu na prática de dois anos de higienização (Sexson, Phillips, 1951). O ensaio de escovação foi desenvolvido sob ação de carga axial de 250 g, para simular a força empregada durante os procedimentos de higiene bucal (Haselden *et al.*, 1998). A

temperatura foi controlada em $25^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$. A solução formada pela diluição do dentifrício em água foi injetada de forma independente para cada amostra, no volume de 0,3 mL a cada minuto.

Completado o ciclo de escovação, as amostras foram removidas, lavadas e armazenadas em água destilada em estufa (Fanem, modelo Orion 502, São Paulo, SP), à temperatura de $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, por 24 horas e posteriormente avaliadas quanto à dureza e rugosidade de superfície.

4.2.3. Desinfecção com Peróxido de Hidrogênio (Efferdent)

As amostras de cada grupo de resinas foram submetidas à desinfecção com pastilhas a base de Peróxido de Hidrogênio (Efferdent), em recipiente plástico incolor (Figura 8) a $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ (Gornitsky *et al.*, 2002). Inicialmente, a solução tornava-se azul e após 20 minutos, a solução tornava-se transparente e as amostras permaneciam imersas por mais 15 minutos.



Figura 8 – Peróxido e Amostras imersas em Peróxido de Hidrogênio (Efferdent)

Após as imersões, as amostras foram lavadas e armazenadas em água destilada em estufa de cultura 502 Orion (Fanem, São Paulo, Brasil) à temperatura de $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, por 24 horas.

O procedimento foi repetido 8 vezes por dia, durante 90 dias, totalizando 720 ciclos, equivalente a 2 anos de higienização. Em seguida, as amostras foram imediatamente avaliadas quanto ao nível de rugosidade superficial e dureza Knoop, antes do tratamento associado ao envelhecimento térmico.

4.2.4. Desinfecção com hipoclorito de sódio

As amostras de cada grupo de resina foram imersas em recipiente plástico incolor (Figura 9) contendo hipoclorito de sódio a 0,5% a $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ (Davenpot *et al.*, 1986; Tan *et al.*, 2000), durante 20 minutos. Após as imersões, as amostras foram lavadas em água corrente e imersas em água destilada, a $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, por 24 horas. Esse processo foi repetido oito vezes por dia durante 90 dias (720 ciclos, simulando 2 anos).

Após as imersões em hipoclorito de sódio, as amostras foram lavadas e armazenadas em água destilada em estufa de cultura 502 Orion (Fanem) à temperatura de $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$, por 24 horas.



Figura 9 – Hipoclorito e Amostras imersas em hipoclorito de sódio.

4.2.5. Termociclagem

Cada amostra de resina antes (controle) e após tratamento com os agentes de desinfecção foi submetida ao procedimento de envelhecimento por ciclagem térmica (Pavarina *et al.*, 2003) em termocicladora (MSCT-3 PLUS, São Carlos, Brasil) (Figura 10), por dois anos de envelhecimento simulado, imersas em água destilada com banhos alternados de 60 segundos a $5^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ e $55^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ (Pinto *et al.*, 2002; Pinto *et al.*, 2004).

Em seguida, as amostras foram submetidas às leituras de dureza e rugosidade de superfície.



Figura 10 - Máquina para termociclagem.

4.2.6. Rugosidade de superfície (Ra)

As amostras foram submetidas à análise de rugosidade de superfície em rugosímetro (Surfcorder SE 1700; Kosaka-Laboratory Ltda., Japão) (Figura 14). Para a obtenção de valor médio de rugosidade (Ra) de cada amostra, foram estabelecidas padronizações para a leitura (Zissis *et al.*, 2000; Garcia *et al.*, 2003), conforme: Padrão: ANSI (leitura mínima e máxima); Tipo de leitura: Ra; Cut-off: 0,25 mm (filtragem que minimiza as interferências de ondulação na superfície da amostra); Filtro: Gaus; Comprimento da leitura: 1,25 mm; Pré e pós-leitura: 0,25 mm; Velocidade média de leitura: 0,5 mm/s; Modo de leitura: seqüencial; e Raio de ação: 80 micrometros.



Figura 11- Rugosímetro.

Para realização das leituras de rugosidade (Figura 11), as amostras foram fixadas em superfície metálica com adesivo à base de cianoacrilato. Em todas as amostras as leituras foram realizadas transversalmente à direção dos movimentos lineares de escovação, de forma que a agulha passasse pelo centro da amostra. Em cada amostra foram realizadas 5 leituras e assim obtido o valor médio de rugosidade (R_a), antes e após os tratamentos.



Figura 12- Agulha do rugosímetro em posição transversal à direção dos movimentos lineares de escovação.

4.2.7. Dureza de superfície (Knoop)

As amostras foram submetidas ao ensaio de dureza Knoop em durômetro (SHIMADZU HMV-2, Shimadzu do Brasil, Comercio Ltda., São Paulo, SP, Brasil), fixado verticalmente em suporte (GS-2002; Woltest, São Paulo, SP) (Figura 13). O ensaio baseou-se na penetração da agulha na superfície do material (Figura 14) com carga de 25 gf por cinco segundos. Em cada amostra presa a uma mesma base, de forma que a posição fosse sempre a mesma a cada avaliação, foram realizadas 5 leituras e assim obtido o valor médio de dureza Knoop (KHN), antes e após os tratamentos.



Figura 13 – Durômetro.

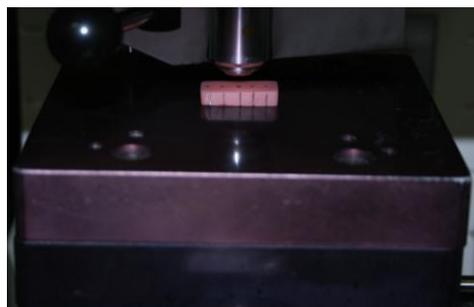


Figura 14 - Posição da penetração.

4.2.8. Análise estatística

O banco de dados foi elaborado no MS Excel (v.2003) e analisado no software R (v.2.9.1) e no GraphPad Prism 5, para realização da análise descritiva (média, desvio padrão e mediana).

Foi verificada a normalidade da distribuição dos dados em cada grupo de amostras através dos testes de Shapiro-Wilk e D'Agostino & Pearson e para a homocedasticidade das variâncias foi utilizada o teste de Barlett e o de Levene.

Com o objetivo de comparar os valores encontrados entre a primeira e a segunda avaliação em cada subgrupo, foi utilizado o teste não-paramétrico Exato de Wilcoxon para amostras pareadas.

Para comparar os métodos de desinfecção de acordo com a resina e a realização ou não da termociclagem, foi realizado o teste não-paramétrico Exato de Kruskal-Wallis, seguido do teste de Dunn (para comparações múltiplas/*post hoc*). Para identificar as diferenças significativas nas mensurações entre os grupos com ou sem termociclagem para cada resina e método de desinfecção foi utilizado o teste não-paramétrico Exato de Mann-Whitney.

O nível de significância foi de 5%. Os resultados estão apresentados sob a forma de Tabelas para interpretação e visualização dos resultados.

5. RESULTADOS

Os testes não-paramétricos realizados levaram em conta cada uma das comparações: entre resinas, entre métodos, para cada resina e método; para cada resina e época; para cada método e termociclagem.

5.1 Dureza Knoop (KHN)

Tabela 1. DUREZA SEM TERMOCICLAGEM E ANTES DOS MÉTODOS

	ONDA CRYL	QC 20	CLÁSSICO
CONTROLE	17,5 aA	18,2 aA	16,5 aA
ESCOVAÇÃO	17,5 aA	18,2 aA	16,5 aA
PERÓXIDO	17,5 aA	18,2 aA	16,5 aA
HIPOCLORITO	17,5 aA	18,2 aA	16,5 aA

Medianas seguidas de letras maiúsculas iguais nas colunas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Wilcoxon, em nível de 5% de significância.

Medianas seguidas de letras minúsculas iguais nas linhas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Kruskal-Wallis e Dunn ($p \leq 0,05$).

Tabela 2. DUREZA SEM TERMOCICLAGEM E APÓS OS MÉTODOS

	ONDA CRYL	QC 20	CLÁSSICO
CONTROLE	17,5 aA	18,2 aA	16,5 aA
ESCOVAÇÃO	15,5 aA	16,8 aA	16,1 aA
PERÓXIDO	19,3 bA	18,2 aA	17,4 aB
HIPOCLORITO	17,7 aA	17,9 aA	18,0 bA

Medianas seguidas de letras maiúsculas iguais nas colunas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Wilcoxon, em nível de 5% de significância.

Medianas seguidas de letras minúsculas iguais nas linhas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Kruskal-Wallis e Dunn ($p \leq 0,05$).

Tabela 3. DUREZA COM TERMOCICLAGEM E ANTES DOS MÉTODOS

	ONDA CRYL	QC 20	CLÁSSICO
CONTROLE	17,5 aA	18,2 Aa	16,5 aA
ESCOVAÇÃO	17,5 aB	18,2 aA	16,5 aA
PERÓXIDO	17,5 aA	18,2 aB	16,5 aB
HIPOCLORITO	17,5 aA	18,2 aB	16,5 aB

Medianas seguidas de letras maiúsculas iguais nas colunas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Wilcoxon, em nível de 5% de significância.

Medianas seguidas de letras minúsculas iguais nas linhas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Kruskal-Wallis e Dunn ($p \leq 0,05$).

Tabela 4. DUREZA COM TERMOCICLAGEM E APÓS OS MÉTODOS

	ONDA CRYL	QC 20	CLÁSSICO
CONTROLE	20,5 aA	16,0 aB	17,6 aA
ESCOVAÇÃO	15,1 bB	16,8 aA	16,1 aA
PERÓXIDO	19,3 aB	18,2 aA	17,4 aB
HIPOCLORITO	18,0 aA	17,9 aA	18,7 bB

Medianas seguidas de letras maiúsculas iguais nas colunas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Wilcoxon, em nível de 5% de significância.

Medianas seguidas de letras minúsculas iguais nas linhas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Kruskal-Wallis e Dunn ($p \leq 0,05$).

5.2 Rugosidade de Superfície (Ra em μm)

Tabela 5. RUGOSIDADE SEM TERMOCICLAGEM E ANTES DOS MÉTODOS

	ONDA CRYL	QC 20	CLÁSSICO
CONTROLE	0,37 aA	0,36 bA	0,29 aA
ESCOVAÇÃO	0,37 aA	0,36 bA	0,29 aA
PERÓXIDO	0,37 aA	0,36 bA	0,29 aA
HIPOCLORITO	0,37 aA	0,36 bA	0,29 aA

Medianas seguidas de letras maiúsculas iguais nas colunas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Wilcoxon, em nível de 5% de significância.

Medianas seguidas de letras minúsculas iguais nas linhas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Kruskal-Wallis e Dunn ($p \leq 0,05$).

Tabela 6. RUGOSIDADE SEM TERMOCICLAGEM E APÓS OS MÉTODOS

	ONDA CRYL	QC 20	CLÁSSICO
CONTROLE	0,37 aA	0,36 bA	0,29 aA
ESCOVAÇÃO	0,30 aA	0,36 bA	0,27 aA
PERÓXIDO	0,45 aA	0,50 bB	0,24 aA
HIPOCLORITO	0,24 aA	0,50 Ba	0,29 aA

Medianas seguidas de letras maiúsculas iguais nas colunas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Wilcoxon, em nível de 5% de significância.

Medianas seguidas de letras minúsculas iguais nas linhas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Kruskal-Wallis e Dunn ($p \leq 0,05$).

Tabela 7. RUGOSIDADE COM TERMOCICLAGEM E ANTES DOS MÉTODOS

	ONDA CRYL	QC 20	CLÁSSICO
CONTROLE	0,37 aA	0,35 bA	0,29 aA
ESCOVAÇÃO	0,37 aA	0,35 bA	0,29 aA
PERÓXIDO	0,37 aA	0,35 bA	0,29 aA
HIPOCLORITO	0,37 aA	0,35 bA	0,29 aA

Medianas seguidas de letras maiúsculas iguais nas colunas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Wilcoxon, em nível de 5% de significância.

Medianas seguidas de letras minúsculas iguais nas linhas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Kruskal-Wallis e Dunn ($p \leq 0,05$).

Tabela 8. RUGOSIDADE COM TERMOCICLAGEM E APÓS OS MÉTODOS

	ONDA CRYL	QC 20	CLÁSSICO
CONTROLE	0,37 aA	0,35 bA	0,29 aA
ESCOVAÇÃO	0,47 aA	0,35 bA	0,29 aA
PERÓXIDO	0,51 aB	0,46 bB	0,29 aA
HIPOCLORITO	0,19 aA	0,46 bA	0,29 aA

Medianas seguidas de letras maiúsculas iguais nas colunas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Wilcoxon, em nível de 5% de significância.

Medianas seguidas de letras minúsculas iguais nas linhas não diferem estaticamente entre si, pelo teste de Kruskal-Wallis e Dunn ($p \leq 0,05$).

6. DISCUSSÃO

Próteses sem acabamento e polimento satisfatórios possuem, em geral, altos valores de rugosidade de superfície, favorecendo o acúmulo de biofilme. O polimento final de bases de próteses promove superfícies mais lisas evitando o acúmulo de bactérias que poderiam causar mucosites provocadas pelos subprodutos bacterianos liberados pelo biofilme (Egusa *et al.*, 2000; Canuto & Rodero 2002; Radford *et al.*, 1999).

As resinas acrílicas quando polidas apresentam valores de Ra entre 0,03 μm e 0,75 μm . Dessa forma, é possível que esse material apresente menor valor que o considerado como valor mínimo (0,2 μm) para adesão e a retenção bacteriana. Entretanto, a higienização da prótese de resina acrílica com escova e dentifrício abrasivo pode riscar a superfície, elevando o valor da rugosidade (Bollen *et al.*, em 1997; Consani *et al.*, 1995; Quirynem *et al.*, 1990; Mesquita *et al.*, 1996; Radford *et al.*, 1999; Zissis *et al.*, 2000; Tan *et al.*, 2000).

Trabalhos anteriores mostram que existem diferenças nas propriedades físicas entre tipos de resinas em função do tipo de polimerização (Hayden *et al.*, 1986; Jerolimov *et al.*, 1989; Azevedo *et al.*, 2005), produzindo bases com características que podem comprometer algumas próteses quando em uso. Apesar disso, a dureza de resinas polimerizadas em água em ebulição ou por energia de micro-ondas foi similar, enquanto a porosidade esteve presente em outros trabalhos, nos quais, todas essas resinas foram anteriormente testadas (Truong & Thomaz, 1988).

A hipótese neste trabalho *in vitro* que os métodos de desinfecção mecânica e química sob influência da ciclagem térmica poderiam influenciar nas características de dureza e rugosidade de superfície de diferentes resinas acrílicas foi confirmada.

Dureza Knoop de superfície (KHN)

No presente estudo observou-se a termociclagem associada com os métodos escovação mecânica e soluções higienizadoras (Peróxido de hidrogênio ou Hipoclorito de sódio), resultando em diferentes efeitos sobre as resinas acrílicas.

Os valores de dureza com diferença estatisticamente significativa foram observados neste trabalho, na resina Onda Cryl ($p:0,013$) após os métodos de higienização e sem influência da termociclagem e valores significantes após os métodos de higienização, para as resinas Onda Cryl ($p < 0,001$) e QC-20 ($p:0,002$), submetidas à termociclagem. Provavelmente, esse resultado pode ser explicado pelo efeito do polimento sobre amostras de diferentes tipos de resinas (Bollen *et al.*, 1997) ou pelas características inerentes resultantes dos diferentes ciclos de polimerização devido ao processamento por micro-ondas e em água em ebulição.

O comportamento das resinas influenciadas pelos métodos de higienização, sem influência da termociclagem (Tabela 2) resultou que após os métodos escovação (15,5 μm) e peróxido (19,3 μm) houve interferência na dureza Knoop da resina Onda Cryl ($p:0,013$). Entretanto, como a rugosidade promovida por desgaste depende da dureza, é possível supor que essas resinas permitam valores de rugosidade superiores àqueles necessários para a adesão e colonização microbiana.

A resina QC-20 sofreu influência após o método peróxido de hidrogênio (18,2 μm) avaliado quanto à dureza Knoop sem interferência da termociclagem (Tabela 2), enquanto a resina Clássico resultou em diferença estatisticamente significativa quando avaliados os métodos Peróxido de hidrogênio (17,4 μm) e Hipoclorito de sódio a 0,5% (18,7 μm) em associação com a termociclagem (Tabela 4).

Apesar do grupo controle da resina QC-20 (18,2 μm) mostrar diminuição do valor de dureza Knoop (16,0 μm) influenciado pela termociclagem (Tabelas 2 e 4) após a aplicação dos métodos, as resinas Onda Cryl (17,5 μm – 20,5 μm) e Clássico (16,5 μm – 17,6 μm) apresentou aumento do valor de dureza no grupo controle sem diferença significativa após a termociclagem, e somente as resinas Onda Cryl (20,5 μm) e QC-20 (16,0 μm) apresentaram valores com diferenças estatisticamente significativas entre si (Tabela 2).

Provavelmente este fato se explica pela polimerização tardia decorrente das diferenças de temperatura de polimerização das resinas QC 20 e Onda Cryl, pelo esfriamento e absorção de água resultantes da termociclagem. (Al Doori *et al.*, 2008; Anusavice, 2003).

No presente estudo, a resina Onda Cryl, após aplicação dos métodos: controle, escovação e peróxido de hidrogênio, com interferência da termociclagem, revelaram diferença significativa nos valores de dureza (20,5 μm ; 15,1 μm ; 19,3 μm), diferentemente do método hipoclorito de sódio que não sofreu modificações significativas influenciadas pela termociclagem (Tabela 4). Após a imersão em solução de Hipoclorito de sódio a 0,5% promoveu-se significativa diferença estatística nas medianas de dureza Knoop somente na resina Clássico sem influência da termociclagem (18,0 μm) e com termociclagem (18,7 μm).

Por outro lado, as resinas QC-20 e Onda Cryl, quando associadas à termociclagem, apresentaram valores sem diferença estatística significativa após a aplicação do Hipoclorito de sódio a 0,5%, não apresentando alteração nos valores de dureza (Tabela 4).

Na resina QC-20, o grupo controle (18,2 μm – 16,0 μm) apresentou significativa diferença quando influenciado pela termociclagem (Tabelas 3 e 4). Porém, prévios estudos mostram que a dureza da resina não sofreu modificações depois da armazenagem em água nem durante os ensaios. Entretanto, autores justificam esse fato devido à diferença do tipo de polimerização e a composição química do material, provavelmente o que ocorreu com a resina QC-20, de polimerização rápida, neste estudo *in vitro*.

A semelhança de comportamento apresentada na dureza dos materiais Onda Cryl e QC-20, submetidos ao método de higienização com Hipoclorito de sódio a 0,5%, pode ter ocorrido devido a dois fatores: 1- Por serem classificadas como materiais que possuem polimetilmetacrilato e *cross-linked*, podendo resultar em baixos valores iniciais de dureza; 2- Porque o método de ativação química resultaria em reação de polimerização inicialmente incompleta com conseqüentemente menor valor de dureza ou maior quantidade de monômero residual (Austin & Basker, 1982).

Ao contrário do que foi observado neste estudo, todas as três resinas (Tabela 1 e 2) deveriam apresentar comportamento semelhante frente ao ensaio de dureza, considerando que possuem composição química similar. Apesar de composição similar, a diferença nos valores de dureza entre as resinas Onda Cryl (17,5 μm), QC-20 (18,2

μm) e Clássico (16,5 μm) pode ter ocorrido pela diferença nos níveis de componentes para ligações cruzadas em favor de Clássico, que apresentou comportamento significativo em relação ao método Hipoclorito, com valores estatísticos maiores de dureza, entre as amostras e o tratamento térmico de ciclagem (Tabela 4), porém com diferença estatisticamente significativa.

Após a escovação mecânica e termociclagem, os materiais avaliados apresentaram medianas de dureza com valores numéricos similares: Onda Cryl (15,1 μm), QC-20 (16,8 μm) e Clássico (16,1 μm), sendo a resina Onda-Cryl com diferença estatística significativa para a dureza Knoop (Tabela 4).

Em geral, os tratamentos desinfetantes não promoveram diminuição significativa das medianas de dureza dos materiais avaliados ou não alteraram significativamente (Tabelas 1 e 2). Entretanto, a escovação mecânica (Tabela 4) mostrou-se significativa em Onda Cryl e Clássico e, após ser comparada ao método Peróxido de hidrogênio na resina Onda Cryl associada à termociclagem antes dos métodos (Tabela 3) e após (Tabela 4).

Fato interessante ocorreu com a resina Clássico quando foi submetida ao método Hipoclorito de sódio (Tabelas 2 e 4) independente da termociclagem associada, quando mostrou diferença estatística significativa inclusive quando comparado com o método Peróxido de hidrogênio (Tabela 4).

Resultados equivalentes são relatados pela literatura, quando aumento de valores de dureza foram observados em materiais termopolimerizáveis imersos em peróxido alcalino e nenhuma diferença foi verificada na dureza de materiais que eram imersos em soluções de peróxido alcalino (Gornitsky *et al.*, 2002) e hipoclorito alcalino ou quando o material reembasador à base de resina acrílica era submetido a diferentes agentes desinfetantes (Tan *et al.*, 2000); entretanto, mostraram contínua diminuição na dureza, observada após envelhecimento das amostras. (Pavarina *et al.*, 2003), contrariando os resultados encontrados neste estudo referentes a termociclagem.

Após higienização houve diferença estatística significativa nos valores de dureza Knoop em relação às resinas Onda Cryl sem termociclagem associada e, diferiram dos valores das resinas QC-20 e Clássico que não apresentaram diferença estatística significativa sem termociclagem; e após o método escovação (16,5 μm – 16,1 μm) em associação com a termociclagem, provavelmente devido à absorção de água pela resina Onda Cryl (16,8 μm) (Tabela 2).

Após a imersão em Peróxido de hidrogênio (Tabela 1 e 2), as resinas Onda Cryl (19,3 μm) e Clássico (17,4 μm) não apresentaram diferenças estatisticamente significantes. A mesma situação estatística foi observada com a resina Clássico, após tratamentos com Hipoclorito de sódio (18,7 μm) com influência da termociclagem ou sem termociclagem associada à desinfecção (18,0 μm).

Neste estudo, Onda Cryl apresentou valores de dureza com diferença estatística significativa após a aplicação dos tratamentos (Tabela 2): controle (20,5 μm), escovação (15,1 μm) e Peróxido de hidrogênio (19,3 μm) quando submetidos à termociclagem. Porém foram diferentes estatisticamente enquanto que a resina QC-20 após a aplicação do tratamento controle (16,0 μm) quando submetida à termociclagem.

Dentro das limitações deste estudo, a resina QC-20 associada aos tratamentos de desinfecção, sem a interferência da ciclagem térmica, não mostrou alteração significativa na dureza Knoop das amostras antes e após métodos de desinfecção quando as variáveis: controle, escovação, Peróxido de hidrogênio e Hipoclorito de sódio foram consideradas.

Trabalho anterior mostrou que a dureza Knoop variou em função dos tratamentos de superfície e termociclagem (Neppelenbroek *et al.*, 2005). No presente trabalho, o método desinfetante com solução de Hipoclorito de sódio resultou em diferenças estatisticamente significativas após os métodos, para retenção e colonização de micro-organismos, independente da interação com a termociclagem para a resina Clássico, fato que talvez sinalize porque a resina Clássico tratada com Hipoclorito de sódio mostrou maior lisura de superfície e maior dureza Knoop (18,7 μm) resultantes provavelmente, da ação do polimento químico proporcionado por esse desinfetante nesta resina, polimerizada pelo método convencional (Polyzois, 1987) cuja ação decorrente da polimerização em ciclo longo, permitiu a absorção de energia em virtude da formação de cadeias longas de polímeros com alto peso molecular (Hayden *et al.*, 1986).

A dureza Knoop avaliada na resina Clássico após ser submetida à desinfecção química pelo método Hipoclorito de sódio foi maior em relação às demais, sendo, portanto, mais rígida que os outros métodos avaliados. Este fato ocorreu provavelmente devido à ação de remoção da camada mais superficial semelhante a um polimento químico, realizado pelo Hipoclorito de sódio (Von Fraunhofer & Suchatlampong, 1975).

A higienização eficiente da prótese é importante para manutenção da saúde bucal dos pacientes e a escovação isoladamente provavelmente não é efetiva na remoção de microrganismos (Sesma *et al.*, 1999), especialmente em superfícies rugosas da prótese, entretanto, a imersão em agente químico isoladamente e o tratamento combinado parece ser mais eficiente que a escovação mecânica. (Dills *et al.*, 1988). A imersão em solução de hipoclorito de sódio a 5% e em clorexidina a 1,5% sugere ser mais eficiente que qualquer outro método químico de limpeza, sendo ideal a associação dos métodos (Kulak *et al.*, 1997; Odman *et al.*, 1992).

Porém, são necessários outros estudos para avaliar outras propriedades também importantes desses materiais, como: resistência de união, absorção de água, solubilidade e estabilidade dimensional linear.

É provável que a termociclagem tenha promovido choque térmico nas amostras de resina, ocasionando sucessivas contrações e expansões (Anil *et al.*, 2000), resultando no endurecimento mecânico e aumento da dureza.

Dessa maneira, este trabalho realça a importância das diferenças significantes entre métodos de desinfecção utilizados e a interação entre eles, sendo a implicação nas características da superfície dessas resinas, fundamental, sob os efeitos na qualidade, longevidade e satisfação, que esses materiais possam exercer, quando selecionados, visando melhoria da saúde, menor acúmulo de biofilme, estética e bem estar do paciente (Kulak *et al.*, 1997, Pavarina *et al.*, 2003; Novais *et al.*, 2009).

Rugosidade de superfície (Ra)

A rugosidade de superfície promovida pelos materiais utilizados na higienização de próteses (Heath *et al.*, 1983) é de grande importância considerando que pode afetar, direta ou indiretamente, a adesão microbiana (Moura *et al.*, 2006). O valor de rugosidade de superfície para retenção bacteriana é de 0,2 μm , sendo que abaixo desse valor não é observada retenção por micro-organismos (Bollen *et al.*, 1997; Quirynem *et al.*, 1990; Radford *et al.*, 1999).

Depois do método Peróxido de hidrogênio associado à termociclagem, as amostras de resina Onda Ceryl apresentaram diferenças estatisticamente significativas (Tabela 7) nos valores de rugosidade de superfície (0,51), o que poderia significar a presença de porosidades (Novais *et al.*, 2009). O método Peróxido de hidrogênio representou a presença significativa de rugosidades de superfície nas resinas Onda Ceryl e QC-20, provavelmente, decorrentes da ação efervescente desse agente de limpeza sobre as superfícies dessas resinas, que geralmente apresentam maior número de poros, pelas suas características de polimerização rápida, seja água em ebulição ou em micro-ondas (Nishi, 1968).

As resinas acrílicas quando polidas apresentam valores de Ra entre 0,03 μm a 0,75 μm . Dessa forma, é possível que esse material apresente menor valor que o considerado como valor mínimo (0,2 μm) para adesão e a retenção bacteriana. Entretanto, a higienização da prótese de resina acrílica com escova e dentífrico abrasivo pode riscar a sua superfície, elevando o valor de rugosidade superficial (Consani *et al.*, 1995; Bollen *et al.*, em 1997; Haselden *et al.*, 1998; Quirynem *et al.*, 1990; Mesquita *et al.*, 1996; Radford *et al.*, 1999; Zissis *et al.*, 2000; Tan *et al.*, 2000).

O aumento da rugosidade promove maior tendência ao acúmulo de biofilme (Bollen *et al.*, 1997). Porém, além da rugosidade outros fatores como composição do material e o envelhecimento do próprio material e os fluidos do hospedeiro podem promover o crescimento de micro-organismos em resinas acrílicas e reembasadores resilientes (Nikawa *et al.*, 2003a). O parâmetro para obtenção dos valores de rugosidade de superfície utilizado nesse estudo foi o Ra; valor que corresponde à média aritmética

das distâncias absolutas de um perfil rugoso em relação à linha central, num dado comprimento de leitura (Sanders *et al.*, 1991).

No presente estudo, o método da escovação mecânica sem termociclagem (Tabela 5 e 6) não aumentou significativamente os valores medianos de rugosidade de superfície das três resinas avaliadas, provavelmente porque neste estudo utilizou-se um dentifrício de abrasividade relativamente pequena, que poderia ter promovido polimento da superfície (Tarbet *et al.*, 1984).

Embora a resina Clássico tenha apresentado diferença discrepante de rugosidade após a escovação associada à termociclagem (Tabela 7), a diferença estatística significativa foi verificada nas resinas Onda Cryl e QC-20 nos tratamentos Peróxido de hidrogênio e Hipoclorito pode ter ocorrido devido à composição dos materiais e/ou modo de polimerização acelerado, permitindo a presença de porosidades em algumas áreas das resinas termopolimerizáveis, o que justificaria esse comportamento no presente trabalho.

De acordo com trabalhos anteriores, os materiais termopolimerizáveis devem possuir reação de polimerização completa, formando uma rede de polímero com maior número de ligações cruzadas, tornando-os mais resistentes que outros materiais, o que explicaria na polimerização rápida, conseqüências superficiais em relação à rugosidade para Onda Cryl e QC 20, aqui revelados para este estudo.

A escovação mecânica associada a termociclagem promoveu nas resinas Onda Cryl e Clássico valores sem significância na rugosidade de superfície. O valor mínimo de rugosidade considerado para retenção de micro-organismos é de 0,2 μm (Bollen *et al.*, 1997). Por outro lado, apesar de a associação escova de dente-clorexidina a 2% apresentar maior eficiência que os outros métodos de limpeza, nenhum conseguiu eliminar completamente o biofilme da superfície das próteses parciais removíveis (Sesma *et al.*, 1999).

Este estudo verificou que entre os tratamentos, a resina QC-20 (Tabela 6), mesmo sem influência da termociclagem, alterou significativamente os valores de rugosidade, quando o controle (0,36 μm) foi comparado com Peróxido de hidrogênio (0,50 μm).

No entanto, a termociclagem representou alterações na resina Onda Cryl (Tabela 8) após os métodos Peróxido de hidrogênio (0,51 μm) e Hipoclorito (0,19 μm). Dessa maneira, associadas à termociclagem, o método com Hipoclorito estaria em condições menos susceptíveis à colonização microbiana na resina QC-20, assim como, quando

submetida aos métodos Peróxido de hidrogênio (0,50 µm) e Hipoclorito (0,50 µm) sem termociclagem e Peróxido de hidrogênio (0,46 µm) e Hipoclorito (0,46 µm) com termociclagem (Tabela 8).

O tratamento com Peróxido de hidrogênio provocou diferenças significantes nos valores medianos de rugosidade para a resina Onda Cryl (0,51 µm) em associação com a termociclagem (Tabela 8) e valores com diferença estatisticamente significantes para resina QC-20 (Tabela 8), após tratamento com Peróxido de hidrogênio (0,46 µm) e Hipoclorito (0,46 µm) com termociclagem.

Estudos anteriores já relataram alterações na superfície de resinas e de reembasadores resilientes quando submetidos à desinfecção por soluções alcalinas efervescentes (Davenport *et al.*, 1970). Porém, outros estudos mostram que além dos peróxidos outros componentes químicos de higienização e o pH também podem provocar danos em materiais resinosos (Nikawa *et al.*, 2003a; Nikawa *et al.*, 2003b).

Este fato sinaliza a necessidade de mais pesquisas sobre o efeito nas características de superfície dessas resinas como, por exemplo, a desinfecção por micro-ondas, que tem sido eficaz no tratamento de estomatites e na diminuição da recorrência de Cândidas em prótese total (Neppelenbroek *et al.*, 2008), mesmo quando associadas ao HIV (Sanitá *et al.*, 2009).

Foi observado aumento dos valores de rugosidade da resina Onda Cryl pela imersão de amostras na mesma solução de peróxidos por um período equivalente a nove meses (Tan *et al.*, 2000). Esses autores justificam que o resultado foi devido ao curto período de imersão e pela reduzida quantidade de amostras.

Entretanto, apesar do maior número de amostras e de diferentes ciclos de imersão, no presente estudo não foram observadas diferenças estatísticas significantes para a resina Clássico (Tabela 7 e 8) com Peróxido de hidrogênio, que além da ação química, os agentes de limpeza efervescentes possuem também ação mecânica, resultante da produção de bolhas criadas pela reação ao liberar o oxigênio (Jagger, Harrison 1995). Os valores obtidos para esse tratamento no presente estudo foram resultado, provavelmente, dessa ação mecânica do Peróxido de hidrogênio, que produziu o polimento químico sobre essa superfície de resina convencional, (Polyzois, 1987) com menores valores de rugosidade.

Os estudos mostram controvérsia quanto aos efeitos de desinfetantes, alguns relatam o branqueamento das próteses quando utilizados diariamente (Budtz & Jorgensen, 1979) resultantes da imersão em solução de hipoclorito alcalino. Entretanto,

outros estudos sugerem o Hipoclorito de sódio como solução ideal para controle de biofilme (Goll *et al.*, 1983; Jagger, Harrison, 1995; Dills *et al.*, 1998).

A diminuição dos valores de rugosidade de superfície também foi observada em reembasador imerso em solução de Hipoclorito de sódio (Tan *et al.*, 2000). Este resultado pela imersão em Hipoclorito de sódio ocorre, provavelmente, devido à alcalinidade da solução (pH=11), a qual teria promovido polimento químico da superfície dos materiais avaliados neste estudo, como ocorreu na resina Onda Cryl (0,19 μm), associada à termociclagem (Tabela 8), entre os métodos testados, ou até mesmo, resultantes da energia livre de superfície decorrente da interação entre tipos de resina, da ciclagem térmica e do tempo.

Com o tratamento com Hipoclorito de sódio (Tabela 6 e 8), a resina Clássico, não apresentou diferenças estatísticas significantes, independente da interação com a termociclagem sugerindo a possibilidade de não haver, clinicamente, adesão e retenção bacteriana associada a essa resina independente do método de higiene estipulado.

A imersão em Hipoclorito de sódio ou Peróxido de hidrogênio promoveu aumento do valor de rugosidade de superfície da resina QC-20 (Tabela 6), antes da termociclagem (0,36 μm – 0,50 μm) e após termociclagem (0,46 μm), aumentando os valores de rugosidade (Tabela 8). Portanto, as resinas passaram a apresentar valores de rugosidade maiores de 0,2 μm , sugerindo que esses materiais estariam mais sujeitos à adesão e colonização microbiana, principalmente porque os valores de rugosidade de superfície de diferentes materiais, incluindo as resinas acrílicas e os reembasadores, variam de 0,7 μm a 7,6 μm (Zissis *et al.*, 2000).

Os métodos químicos de higienização de próteses parecem ser mais convenientes, quando utilizarmos as resinas avaliadas nesse estudo, em períodos semelhantes aos testados, correspondentes a dois anos de utilização.

Os resultados deste trabalho demonstram que a seleção de um agente de limpeza não pode ser baseada em uma única opção. É possível inferir que independentemente da ação da termociclagem, o método controle para as resinas Onda-Cryl e QC 20 foi capaz de alterar a dureza e que a rugosidade, independentemente da associação entre termociclagem, resinas e métodos não foi alterada. E em geral Clássico, apresentou comportamentos semelhantes de dureza e rugosidade, independentemente da ação da termociclagem.

O que parece ideal é indicarmos a combinação de métodos que sejam eficazes quimicamente e menos danosos à superfície da resina acrílica para materiais com

comportamento mecânico similar às resinas utilizadas neste estudo, porque a combinação dos métodos de higiene e desinfecção, como a escovação ou a imersão, proporcionando melhores resultados na remoção de depósitos orgânicos em confirmação aos achados na literatura.

7. CONCLUSÃO

Com base na discussão dos resultados e considerando as limitações deste estudo *in vitro*, pode-se concluir que:

1. Houve influência da termociclagem na dureza das resinas QC-20 e Onda Cryl.
2. Entre resinas e métodos, a desinfecção com Hipoclorito de sódio promoveu maior dureza na resina Clássico, principalmente após a termociclagem.
3. A desinfecção com Peróxido de hidrogênio influenciou a dureza de todas as resinas, independente da termociclagem.
4. A escovação mecânica comparada ao Peróxido de hidrogênio promoveu diminuição da dureza para a resina Onda Cryl independente da influência da termociclagem.
5. A termociclagem associada ao Hipoclorito de sódio promoveu diminuição da rugosidade de superfície na resina Onda Cryl.
6. Houve aumento da rugosidade na resina QC-20 com Peróxido de hidrogênio e Hipoclorito, independentemente da associação com a termociclagem.

REFERÊNCIAS

Abelson DC, Mandel ID. The effect of saliva on plaque pH in vivo. J Dent Res 1981; 60:1634-1638.

Abelson DC. Denture plaque and denture cleansers: Review of the literature. Geriodontics 1985; 1: 202-206.

Anil N, Hekimoglu C, Buyukbas N, Ercan MT. Microleakage study of various soft denture liners by autoradiography: Effect of accelerated aging. J Prosthet Dent 2000; 84: 394-399.

Anusavice KJ. Phillip's science of dental materials. 11th ed. St. Louis: Elsevier; 2003.

Arab J, Newton JP, Lloyd CH. The effect of an elevated level of residual monomer on the whitening of a denture base and its physical properties. J Dent 1989; 17: 189-194.

Austin AT, Basker RM. Residual monomer levels in denture base – the effects of varying short curing cycles. Br Dent J 1982; 153: 424-426.

Azevedo A, Machado AL, Vergani CE, Gianpaolo ET, Pavarina AC. Hardness of denture base and hard chairside reline acrylic resins. J Appl Oral Sci 2005;13: 291-295.

Azevedo A, Machado AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Magnani AR. Effect of disinfectants on the hardness and roughness of reline acrylic resins. J Prosthodont 2006; 15(4): 235-242.

*De acordo com a norma da UNICAMP/FOP, baseada na norma do International Committee of Medical Journal Editors – Grupo Vancouver. Abreviatura dos periódicos em conformidade com o Medline.

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; 15: 180-186.

Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater* 1997; 13: 258-269.

Braun KO, Cury AADB, Cury JA. Avaliação *in vitro* da efetividade de polimerização da resina acrílica dental ativada através de energia de micro-ondas, quando em contato com metal. *Rev. Odontol Univ São Paulo* 1998; 12: 173-180.

Budtz-Jorgensen, E. Materials and methods for cleaning dentures. *J Prosthetic Dent* 1979; 42(6): 619-623.

Canuto MM, Rodero FG. Antifungal drug resistance to azoles and polyenes. *Lancet Infect Dis* 2002; 2: 550-563.

Consani RLX, Domitti SS, Consani S. Effect of a new tension system, used in acrylic resin flasking, on the dimensional stability of denture bases. *J Prosthet Dent* 1995; 88: 285-289.

Consani S, Goes MF, Sinhoreti MAC, Correr-Sobrinho L. Avaliação *in vitro* da abrasão produzida por dentifrícios comerciais. *Semina* 1995; 16: 308-312.

De Clerk JP. Microwave polymerization of acrylic resins used in dental prosthesis. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 650-658.

Dills SS, Olshan AM, Goldner S, Brogdon C. Comparison of the antimicrobial capability of an abrasive paste and chemical-soak denture cleansers. *J Prosthet Dent* 1988; 60: 467- 470.

Egusa H, Ellepola AN, Nikawa H, Hamada T, Samaranayake LP. Exposure to sub therapeutic concentrations of polyene antifungals suppresses the adherence of Candida species to denture acrylic. Chemotherapy 2000; 46: 267-274.

Garcia RM, Leon BLT, Oliveira VMB, Cury AADB. Effect of a denture cleanser on weight, surface roughness, and tensile bond strength of two resilient denture liners. J Prosthet Dent. 2003; 89: 489-494.

Gay WD, King GE. An evaluation of the cure of acrylic resin by three methods. J Prosthet Dent 1979; 42: 437-440.

Gornitsky M, Paradis I, Landaverde G, Malo AM, Velly AM. A clinical and microbiological evaluation of denture cleansers for geriatric patients in long-term care institutions. J Can Dent Assoc 2002; 68: 39-45

Harrison A, Basker RM, Smith IS. The compatibility of temporary soft materials with immersion denture cleansers. Int J Prosthodont 1989; 2:254-258.

Haselden CA, Hobkirk JA, Pearson GJ, Davies EH. A comparison between the wear resistances of three types of denture resin to three different dentifrices. J Oral Rehabil 1998; 25:335-339.

Hayden WJ. Flexural strength of microwave-cured denture baseplates. Gen Dent 1986; 34: 367-371.

Heath, J.R., Davenport, J. C., Jones P. A. The abrasion of acrylic resin by cleaning pastes. J Oral Rehabil 1983; 10:159-175.

Hoad-Reddick G, Grant AA, Griffiths S. Investigation into the cleanliness of denture in an elderly population. J Prosthet Dent 1990; 64: 48-52.

Ilbay RG, Guvener S, Alkumru HN. Processing dentures using microwave technique. *J Oral Rehabil* 1994; 21: 103-109.

Jagger DC, Harrison A. Denture cleansing: the best approach. *Br Dent J* 1995; 178: 413-417. (conferir se está na tese)

Jerolimov V, Books SC, Hugget R, Bates JF. Rapid curing of acrylic denture-base materials. *Dent Mater* 1989; 5(1): 18-22.

Kulak Y, Arikan A, Albak S, Okar I, Kazazoglu E. Scanning electron microscopic examination of different cleansers: surface contaminant removal from dentures. *J Oral Rehabil* 1997; 24(3): 1209-1215.

Kulak-Ozkan Y, Kazazoglu E, Arikan A. Oral hygiene habits, denture cleanliness, presence of yeasts and stomatitis in elderly people. *J Oral Rehabil* 2002(3); 29: 300-304.

Levin B, Sanders JL, Reitz PV. The use of microwave energy for processing acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 381-383.

Mesquita MF, Domitti SS, Consani S, Cardoso LAM, Goes MF. Efeito do polimento químico sobre a resistência ao impacto das resinas acrílicas. *Semina* 1996; 17: 178-182.

Minagi S, Miyake Y, Inagaki K, Tsuru H, Suginaka H. Hydrophobic interaction in *Candida albicans* and *Candida tropicalis* adherence to various denture base resin materials. *Infect Immun* 1985; 47:11-14.

Moore TC, Smith DE, Kenny GE. Sanitization of dentures by several denture hygiene methods. *J Prosthet Dent*. 1984; 52: 158-163.

Moura JS, Silva WJ, Pereira T, Del Bel Cury AA, Garcia RC. Influence of acrylic resin polymerization methods and saliva on the adherence of four *Candida* species. *J Prosthet Dent* 2006; 96(3): 205-211.

Nikawa H, Jin C, Makihira S, Egusa H, Hamada T, Kumagai H. Biofilm formation of *Candida albicans* on the surfaces of deteriorated soft denture lining materials caused by denture cleansers in vitro. *J Oral Rehabil* 2003a; 30: 243-250.

Nikawa H, Yamashiro H, Makihira S, Nishimura M, Egusa H, Furukawa M, Setijanto D, Hamada T. In vitro cariogenic potential of *Candida albicans*. *Mycoses* 2003b; 46: 471-478.

Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Palomari Spolidorio DM, Sgavioli Massucato EM, Spolidorio LC, Vergani CE. Effectiveness of microwave disinfection of complete dentures on the treatment of candida-related denture stomatitides. *Oral Rehabil* 2008; 35(11): 836-846.

Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Vergani CE, Giampaolo ET. Hardness of heat-polymerized acrylic resins after disinfection and long-term water immersion. *J Prosthet Dent* 2005; 93: 171-176.

Nishii M. Studies on the curing of denture base resins with microwave irradiation: With particular reference to heat-curing resins. *J Osaka dent Univ* 1968; 2: 23-40.

Novais PM, Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC, Jorge JH. The occurrence of porosity in reline acrylic resins. *Gerodontology* 2009; 26(1): 65-71.

Odman PA. The effectiveness of an enzyme-containing denture cleanser. *Quintessence Int.* 1992; 23: 187-90.

Pavarina AC, Vergani CE, Machado AL, Giampaolo ET, Teraoka MT. The effect of disinfectant solutions on the hardness of acrylic resin denture teeth. *J Oral Rehabil* 2003; 30(7): 749-752.

Pinto JRR, Mesquita MF, Henriques GEP, Nóbilo MAA. Effect of thermocycling on bond strength and elasticity of 4 long-term soft denture liners. *J Prosthet Dent*, 2002; 88: 516-521.

Pinto JRR Mesquita MF, Henriques GEP, Nóbilo MAA. Evaluation of varying amounts of thermal cycling on bond strength and permanent deformation of two resilient denture liners. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 288-93.

Polyzois GL, Karkazis HC, Zissis AJ, Demetriou PP. Dimensional stability of dentures processed in boilable acrylic resins: A comparative study. *J Prosthet Dent* 1987; 57: 639-647.

Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, Van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol* 1990; 17:138-144.

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

Radford DR, Sweet SP, Challacombe SJ, Walter JD. Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. *J Dent* 1998;26: 577-583.

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

Rahal JS, Mesquita MF, Henriques GEP, Nóbilo MAA. Surface roughness of acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. *J Oral Rehabil* 2004; 31: 1075–1079.

Reitz PV, Sanders JL, Levin B. The curing of denture acrylic resins by microwave energy. Physical properties. Quintessence Int 1985; 16(8): 547-551.

Richmond R, Macfarlane TV, Mccord JF. An evaluation of the surface changes in PMMA biomaterials formulations as a result of toothbrush/dentifrice abrasion. Dent Mater 2003; 20:124-132.

Rossato MB, Montagner H, Sheid PA, Burmann PA, Braun KO. Influência da imersão em água na porosidade de resina acrílica polimerizada por energia de micro-ondas, Rev Odonto Ciênc 2008; 23:342-345.

Sanders JL, Levin B, Reitz PV. Comparison of the adaptation of acrylic resin cured by microwave energy and conventional water bath. Quintessence Int 1991; 22: 181-186.

Sanitá PV, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Machado AL. Growth of Candida species on complete dentures: effect of microwave disinfection. Mycoses 2009; 52(2): 154-160.

Sesma N, Takada KS, Laganá DC, Jaeger RG, Azambuja Jr N. Eficiência de métodos caseiros de higienização e limpeza de próteses parciais removíveis. Rev Assoc Paul Cir Dent 1999; 53: 463-467.

Sexson JC, Phillips RW. Studies on the effects of abrasives on acrylic resins. J Prosthet Dent 1951; 1: 454-471.

Sipahi C, Anil N, Bayramli E. The effect of acquired salivary pellicle on the surface free energy and wettability of different denture base materials. J Dent 2001; 29:197-204.

Spencer HR, Gariaeff P. The present status of vulcanite versus plastics as base plate material. Contact Point 1949; 27: 263-267.

Takamata T, Setcos JC, Phillips RW, Boone ME. Adaptation of acrylic resin dentures as influenced by the activation mode of polymerization. *J Am Dent Assoc* 1989; 119: 271-276.

Takamata T, Setcos JC. Resin denture bases: Review of accuracy and methods of polymerization. *Int J Prosthet* 1989; 2: 555-562.

Tan H, Woo A, Kim S, Lamoureux M, Grace M. Effect of denture cleansers, surface finishing, and temperature on molloplast b resilient liner color, hardness, and texture. *J Prosthodont* 2000; 9: 148-55.

Tarbet WJ, Axelrod S, Minkoff S, Fratarcangelo PA. Denture cleansing: a comparison of two methods. *J Prosthet Dent* 1984;51: 322-325.

Truong, V. T., Thomaz, F. G. V. Comparison of denture acrylic resins cured by boiling water and microwave energy. *Austr Dent J* 1988; 33: 201-204.

Ulosoy M, Ulosoy N, Aydin AK. An evaluation of polishing techniques on surface roughness of acrylic resins. *J Prosthet Dent* 1986; 56: 107-112.

Verran J, Maryan CJ. Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. *J Prosthet Dent* 1997;77: 535-539.

Vieira DF. Bases para a aplicação racional dos materiais odontológicos. 1976; 2a. ed., São Paulo: Atheneu.

Von Fraunhofer JA, Suchatlampong C: The Surface characteristics of denture base polymers. *J Dent* 1975; 3:105-109.

Zissis AJ, Polyzois GL, Yannikakis SA, Harrison A. Roughness of denture Materials: a comparative study. *Int J Prosthodont* 2000; 13: 136-140.

**DUREZA KNOOP
SEM
TERMOCICLAGEM**

RESINA A SEM TERMOCICLAGEM PARA DUREZA				
	CONTROLE	ESCOVAÇÃO	PERÓXIDO	HIPOCLORITO
1	18	14	20	19
2	16	14	19	20
3	18	16	20	21
4	17	19	21	17
5	19	13	20	18
6	15	14	19	17
7	20	17	18	18
8	16	13	17	17
9	16	15	19	20
10	19	17	18	17

RESINA B SEM TERMOCICLAGEM PARA DUREZA				
	CONTROLE	ESCOVAÇÃO	PERÓXIDO	HIPOCLORITO
1	18	18	19	19
2	18	16	21	17
3	18	17	18	23
4	18	17	18	19
5	15	18	16	16
6	20	15	18	18
7	18	18	19	18
8	20	16	18	18
9	21	17	18	18
10	18	19	17	18

RESINA C SEM TERMOCICLAGEM PARA DUREZA				
	CONTROLE	ESCOVAÇÃO	PERÓXIDO	HIPOCLORITO
1	17	14	17	20
2	17	19	17	18
3	19	20	20	22
4	18	13	19	18
5	13	16	17	16
6	16	15	14	21
7	16	18	17	18
8	13	16	17	15
9	15	17	19	16
10	14	16	16	18

**DUREZA KNOOP
COM
TERMOCICLAGEM**

RESINA ONDA CRYL				
	CONTROLE	ESCOVAÇÃO	PERÓXIDO	HIPOCLORITO
1	19	16	17	18
2	21	18	17	17
3	17	18	20	21
4	16	23	21	18
5	21	13	21	17
6	21	13	20	18
7	23	17	19	15
8	23	12	17	18
9	19	12	17	26
10	21	17	17	19

RESINA QC 20				
	CONTROLE	ESCOVAÇÃO	PERÓXIDO	HIPOCLORITO
1	17	20	18	24
2	18	15	20	16
3	13	18	19	20
4	14	18	20	19
5	13	19	16	18
6	14	15	18	16
7	16	21	21	19
8	18	18	16	17
9	17	19	20	20
10	18	18	16	22

RESINA CLÁSSICO				
	CONTROLE	ESCOVAÇÃO	PERÓXIDO	HIPOCLORITO
1	17	13	17	19
2	15	18	17	18
3	17	18	20	17
4	18	13	19	20
5	17	16	15	18
6	18	19	17	20
7	17	20	15	20
8	19	16	20	17
9	15	14	18	17
10	20	17	17	17

**RUGOSIDADE MÉDIA
SEM
TERMOCICLAGEM**

RESINA ONDA CRYL				
	CONTROLE	ESCOVAÇÃO	PERÓXIDO	HIPOCLORITO
1	0,12	0,12	0,12	0,11
2	0,12	0,14	0,12	0,12
3	0,12	0,13	0,11	0,10
4	0,11	0,11	0,10	0,10
5	0,12	0,13	0,11	0,10
6	0,12	0,12	0,10	0,10
7	0,11	0,11	0,10	0,10
8	0,10	0,11	0,10	0,10
9	0,11	0,12	0,11	0,11
10	0,11	0,11	0,11	0,11

RESINA QC 20				
	CONTROLE	ESCOVAÇÃO	PERÓXIDO	HIPOCLORITO
1	0,23	0,27	0,20	0,18
2	0,20	0,24	0,19	0,19
3	0,22	0,27	0,21	0,20
4	0,19	0,28	0,19	0,19
5	0,20	0,26	0,19	0,18
6	0,19	0,23	0,17	0,17
7	0,21	0,23	0,20	0,20
8	0,19	0,23	0,18	0,17
9	0,22	0,24	0,21	0,19
10	0,20	0,22	0,20	0,20

RESINA CLÁSSICO				
	CONTROLE	ESCOVAÇÃO	PERÓXIDO	HIPOCLORITO
1	0,10	0,11	0,10	0,10
2	0,11	0,11	0,11	0,10
3	0,11	0,11	0,10	0,10
4	0,11	0,12	0,11	0,11
5	0,10	0,11	0,10	0,10
6	0,11	0,11	0,10	0,10
7	0,11	0,11	0,10	0,10
8	0,11	0,11	0,11	0,10
9	0,11	0,11	0,11	0,11
10	0,10	0,11	0,10	0,10

**RUGOSIDADE MÉDIA
COM
TERMOCICLAGEM**

RESINA ONDA CRYL					
	CONTROLE	ESCOVAÇÃO	PERÓXIDO	HIPOCLORITO	
1	0,12	0,12	0,11	0,11	
2	0,12	0,14	0,12	0,12	
3	0,12	0,11	0,10	0,10	
4	0,10	0,11	0,10	0,10	
5	0,11	0,13	0,10	0,10	
6	0,12	0,13	0,11	0,11	
7	0,11	0,11	0,10	0,10	
8	0,11	0,12	0,11	0,10	
9	0,11	0,12	0,10	0,10	
10	0,11	0,12	0,11	0,11	

RESINA QC 20					
	CONTROLE	ESCOVAÇÃO	PERÓXIDO	HIPOCLORITO	
1	0,22	0,23	0,22	0,21	
2	0,20	0,21	0,20	0,20	
3	0,22	0,23	0,22	0,21	
4	0,20	0,20	0,20	0,19	
5	0,19	0,20	0,19	0,19	
6	0,19	0,20	0,19	0,19	
7	0,21	0,21	0,20	0,20	
8	0,19	0,20	0,19	0,18	
9	0,21	0,22	0,21	0,21	
10	0,20	0,21	0,20	0,20	

RESINA CLÁSSICO					
	CONTROLE	ESCOVAÇÃO	PERÓXIDO	HIPOCLORITO	
1	0,10	0,11	0,10	0,10	
2	0,11	0,11	0,11	0,11	
3	0,11	0,11	0,10	0,10	
4	0,11	0,12	0,11	0,11	
5	0,10	0,11	0,10	0,10	
6	0,11	0,11	0,11	0,11	
7	0,11	0,11	0,11	0,10	
8	0,11	0,12	0,11	0,11	
9	0,11	0,11	0,11	0,10	
10	0,10	0,11	0,10	0,10	