

SABRINA PAVAN

***EFEITO DAS TÉCNICAS
DE DESINFECÇÃO SOBRE A DUREZA
E RUGOSIDADE SUPERFICIAL DOS
MATERIAIS REEMBASADORES
MACIOS***

ARARAQUARA

2003

SABRINA PAVAN

***EFEITO DAS TÉCNICAS
DE DESINFECÇÃO SOBRE A DUREZA
E RUGOSIDADE SUPERFICIAL DOS
MATERIAIS REEMBASADORES
MACIOS***

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para obtenção do título de mestre em Reabilitação Oral – Área de Concentração em Prótese.

Orientador: *Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho*

ARARAQUARA

2003

DADOS CURRICULARES

SABRINA PAVAN

NASCIMENTO: 29.09.1975

FILIAÇÃO: Donato Castiglioni Pavan

Dalva Celeste de Almeida Pavan

1996/1999: Curso de Graduação em Odontologia, Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP

2000: Estágio de Atualização Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP

2001/2003: Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral-Concentração em Prótese, nível de Mestrado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP

DEDICATÓRIA

Ao meu pai Donato, pelo exemplo de força e seriedade e por ter me mostrado o caminho da Odontologia.

Ao meu orientador e amigo Prof. João, pela paciência e dedicação em me transmitir seus conhecimentos. Seu incentivo e confiança em mim depositada desde o início, foram essenciais para minha formação. Minha gratidão e reconhecimento.

Ao meu namorado, Paulinho por estar sempre ao meu lado, me ajudando em tudo o que preciso. Você é uma pessoa maravilhosa. Te amo muito.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

À minha mãe Dalva e aos meus irmãos Dante, Andréa, Juliana e Bruno pela confiança e ajuda. Adoro todos vocês.

Aos meus sogros Seu Israel e D. Ruth por sempre me receberem com carinho em sua casa. Muito obrigada!

À minha amiga Graziela pela amizade incondicional, apesar da distância.

AGRADECIMENTO

À Faculdade de Odontologia de Araraquara, nas pessoas de seu diretor, Prof. Dr. Ricardo Samih Georges Abi Rached, e vice diretor Prof. Dr. Roberto M. Esberard pela oportunidade concedida para realização do curso de pós-graduação.

À Prof^a Dr^a Ana Lúcia Machado, coordenadora do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral-área de prótese, pelo apoio e ajuda.

Aos professores do departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, em especial aos professores Gelson, Carlos Cruz e Renata pela paciência e presteza.

A todos meus amigos de curso pela amizade, pelo convívio e pelas experiências trocadas.

À Vanessa e Antonieta, pelo convívio agradável, amizade e companheirismo.

Aos professores da Disciplina de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba-UNICAMP, em especial ao Prof. Dr. Simonides Consani, por possibilitar a realização deste trabalho.

À professora Denise Madalena Palomare Spolidorio pelo apoio, incentivo e gentileza com que sempre me tratou.

Aos funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese em especial a Malu e Silvia, pelo apoio dispensado.

Aos funcionários da Biblioteca pela atenção e gentileza e pela correção das referências bibliográficas.

Às funcionárias da seção de Pós-Graduação, Mara, Rosângela, Vera e Silvia pela gentileza e ajuda.

À CAPES e FAPESP pelo apoio financeiro concedido.

Pavan, Sabrina

Efeito das técnicas de desinfecção sobre a dureza e rugosidade superficial dos materiais reembasadores macios. / Sabrina Pavan. – Araraquara : [s.n.], 2003.

144 f. ; 30 cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

1. Reembasadores de dentadura. 2. Desinfecção 3. Dureza
4. Rugosidade superficial I. Título.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	9
2. REVISÃO DA LITERATURA	14
3. PROPOSIÇÃO	61
4. MATERIAL E MÉTODO.....	63
4.1. Materiais	64
4.2. Método	65
5. RESULTADO.....	80
6. DISCUSSÃO	97
7. CONCLUSÃO	109
8. REFERÊNCIAS	111
RESUMO	122
ABSTRACT	125
ANEXOS	128

1-Introdução

Em prótese total a correta transmissão dos esforços mastigatórios para a área de suporte, depende primordialmente de uma precisa adaptação da base de resina acrílica junto a fibromucosa e um adequado relacionamento inter maxilar.

Contudo, existe um número considerável de pacientes que mesmo apresentando próteses totais corretamente confeccionadas demonstram grandes dificuldades de adaptação devido à atrofia ou reabsorção do rebordo alveolar, bruxismo, xerostomia e sensibilidade^{19,38}. Nestes casos, os materiais reembasadores macios são amplamente utilizados com intuito de promover maior retenção às próteses, além de proporcionar conforto adicional para estes pacientes. Outras indicações surgiram há alguns anos atrás para pacientes com mucosas traumatizadas, como obturadores após cirurgia maxilo-facial, para próteses durante o período de osseointegração de implantes ou ainda como meio retentivo para overdentures implanto-suportadas²⁸.

A eficácia destes materiais está relacionada com sua capacidade de resiliência, responsável pela absorção parcial da energia gerada durante a função e melhor distribuição da carga mastigatória por toda a área de suporte ^{31, 38, 47, 49, 58, 61}. Quanto à quantidade de energia absorvida pelos materiais reembasadores macios, Kawano et al. ²³, em 1991, mostraram que estes materiais podem absorver até 60 % das forças da mastigação agindo como um amortecedor, além de distribuir uniformemente as pressões aos tecidos de suporte.

O primeiro material macio de revestimento relatado na literatura foi em 1869 por Twiltchell^{39, 53} confeccionado com uma borracha natural macia. Somente após 81 anos, surgiu uma outra borracha macia de revestimento chamada "velum" associada a vulcanite para a confecção de obturadores e próteses totais, tendo como desvantagens dificuldades de processamento, alteração estrutural, alta absorção de água, pobre estética, odor e sabor desagradáveis, tornando-se rígido em pouco tempo^{31, 39, 53}. Em 1945, surgiram os primeiros materiais macios sintéticos à base de resina polivinílica plastificada, seguido pela introdução dos silicones em 1958^{14, 39}.

Atualmente, os materiais mais utilizados são à base de silicone ou de resina acrílica¹⁴, por possuírem melhores características físicas e biológicas. Segundo Qudah et al.⁵³, 1990, os materiais reembasadores macios podem ser classificados em cinco grupos: 1-resinas acrílicas termopolimerizadas; 2-resinas acrílicas autopolimerizadas; 3-silicones termopolimerizados; 4-silicones autopolimerizadas; e, 5- condicionadores de tecido. Os materiais compostos por resina acrílica são apresentados na forma de pó (polímeros e copolímeros) e líquido (monômeros metil metacrilato, plastificante di-n butilftalato e solventes). Já os materiais a base de borrachas de silicone, são compostos basicamente por polímeros de dimetil siloxano possuindo ótimas propriedades elásticas^{26, 39, 53}.

Porém, sabe-se que a maioria destes materiais apresenta uma durabilidade limitada, devido à degradação no meio oral, culminando na alteração de suas propriedades mecânicas^{11, 35, 71}. As principais causas destas alterações estão relacionadas às características de solubilidade e absorção de água^{14, 18, 50} as

quais promovem alterações na estrutura dos materiais e resultam em deslocamento do reembasador, distorções, perda da maciez, porosidade, rugosidade e conseqüente retenção bacteriana^{7, 31, 39, 71}.

Devido a essa durabilidade limitada, retornos ao laboratório de próteses totais revestidas com tais materiais para reparos e substituição, tornam-se necessários. Dessa forma, aplicação de um maior número de desinfecções para evitar problemas de contaminação cruzada^{21, 22} é de extrema importância. Além disso, sabe-se que os materiais resilientes possuem maior suscetibilidade à adesão bacteriana que as resinas acrílicas para base de prótese, devido sua composição química, sua textura superficial e maior porosidade⁴. De acordo com Nikawa et al.⁴⁵ (1995), a superfície dos materiais reembasadores macios pode tornar-se rugosa com o tempo, devido ao processo de lixiviação, favorecendo a adesão de microrganismos.

Entretanto, Powell et al.⁵², em 1990, após analisar trabalhos protéticos enviados do consultório para o laboratório como moldes, próteses, coroas e registros, observaram a presença de microrganismos patogênicos em 67% dos casos, comprovado que os cuidados com controle de infecção não eram rotineiramente executados, colocando em risco a saúde dos pacientes.

A literatura demonstra vários métodos de desinfecção de próteses como imersão em glutaraldeído 2% por 10 minutos, hipoclorito de sódio 1% por 10 a 30 minutos e clorexidina 0,5% por 10 minutos^{2, 5, 50, 59}.

Em 1985, Rohrer & Bular⁵⁵ aplicaram a energia por microondas como método alternativo de desinfecção e esterilização em próteses

confeccionadas em resina acrílica, sendo sua eficiência comprovada posteriormente por muitos autores^{3, 4, 13, 56}.

Contudo, a literatura carece de informações das possíveis alterações que a energia de microondas e/ou as soluções desinfetantes químicas provocam sobre as características físico/químicas dos materiais reembasadores macios. Sendo essas informações de grande interesse para a prática clínica Odontológica, torna-se necessária a realização de pesquisas sobre o tema.

Com base nestas informações, foi proposto neste trabalho avaliar a dureza e rugosidade superficiais dos materiais reembasadores macios após desinfecção com soluções químicas ou em aparelho de microondas.

2-Revisão da literatura

2.1- Materiais resilientes

A combinação entre materiais de revestimento resilientes e bases de próteses totais pode proporcionar bons resultados em pacientes possuem grande reabsorção do rebordo alveolar, rebordos retentivos e interferência da rafe palatina ou torus. Para isso, estes materiais devem possuir certas propriedades como facilidade de processamento, estabilidade dimensional, baixa absorção de água, boa adesividade à base de resina acrílica, resistência à abrasão e resiliência permanente. Neste estudo, Lammie & Storer ³¹, em 1958, avaliaram a dureza, resistência a abrasão, absorção de água e adesão à base de resina acrílica de diferentes tipos de materiais macios utilizados em próteses totais como as borrachas naturais, cloreto de polivinil (Provinil-p Ultra e Vernasoft), polivinil acetato (Jospil), copolímero de metil metacrilato (Plastupalat) e borrachas de silicone, além dos testes físicos utilizados para. O teste de dureza foi baseado na magnitude de penetração de uma barra rígida, sobre uma amostra do material resiliente com espessura de 0,8 a 1,0 cm e diâmetro de 5,12 cm, sendo os valores expressos em graus de dureza de 0 a 100 (British Standard). As medidas foram realizadas antes da imersão em água e após intervalos regulares. O cloreto de polivinil foi considerado pelos autores como material de escolha, por possuir boa

estabilidade dimensional durante o processamento, boa adesão à base de resina e baixa absorção de água. Já o polivinil acetato foi contra indicado por perder seu componente plastificante, tornando-se rígido após alguns meses de uso. Os autores concluíram que os produtos à base de silicone são mais indicados para utilização clínica pela facilidade da técnica e baixa absorção de água.

Em 1961, Craig & Gibbons ¹¹ avaliaram a dureza, alteração de peso, resistência de união e rasgamento e estabilidade de cor nos materiais resilientes Dura base, Flexene, Soft Line, Soft Oryl, Treatment Reliner, Silyne, Sofline, Plialite, Verno-soft e Nelson's Soft Lining. O teste de dureza foi realizado com durômetro Shore-A, o qual indica a resistência relativa de um material à penetração de uma ponta sob ação de força constante, 24 horas após o processamento das amostras e diariamente por um período de 20 semanas. Durante este período as amostras permaneceram em água destilada. A alteração de peso foi avaliada a cada 48 horas com auxílio de balança analítica. A resistência de união e ao rasgamento foram determinados em máquina de ensaios mecânicos Instron, com velocidade de 25 cm/ min. A estabilidade de cor foi avaliada por dois métodos: 1) exposição do material à uma lâmpada de luz ultra violeta por 24 horas e, 2) teste de estocagem das amostras em água destilada a 26°C por 20 semanas. Os valores de dureza não apresentaram mudanças significantes após quatro semanas imersão em água. Após 20 semanas, os materiais Nelson's Soft-lining, Silyne e Soft Line,

apresentaram pequenas mudanças na dureza, mantendo, no entanto, sua resiliência. Outros materiais como Treatment Reliner, apresentaram um grande aumento na dureza, de 52 passando para 92 (Shore A) ao final do período estudado. Todos os materiais, com exceção do Flexene, apresentaram aumento de peso variando de 0,6% a 4,3% no período de 14 semanas.

Wilson & Tomlin ⁷⁰, em 1969, avaliaram a maciez e recuperação elástica dos materiais Palasiv, Neo-Plastupalat, Coe Soft, Soft Oryl, Molloplast-B, Silastic 390 e Flexibase, sob condições clínicas. Segundo os autores, a dureza ou rigidez do material pode ser expressa quantitativamente pelo módulo de elasticidade, o qual é a razão entre a carga aplicada sobre a deformação produzida no corpo de prova. Três diferentes testes foram realizados. No primeiro, uma pressão de 5,6 N/cm² foi aplicada sobre amostras cilíndricas dos materiais durante um minuto, e as alterações de comprimento de cada cilindro foram observadas. A mudança do comprimento durante a aplicação da pressão é uma medida de deformação do material que indica sua rigidez ou dureza. Um material com baixa deformação pode ser rígido ou duro. Um outro método para se determinar a rigidez ou dureza de um material macio, foi através da aplicação de uma força constante de 10 N, utilizando-se máquina de ensaios Instron, sendo o módulo de elasticidade calculado a partir do gráfico de deformação dos corpos de prova. O terceiro foi o teste de endentação, realizado na máquina de ensaios Instron (1 cm/min e 1N) pela penetração de uma ponta cilíndrica de 1,5 mm de diâmetro. A

variação da quantidade de penetração foi dependente da dureza do material, sendo que quanto maior maciez, maior a penetração da ponta. Os resultados apontaram que os materiais mais macios possuem menor capacidade de recuperação elástica. O material Silastic apresentou uma maciez adequada e uma boa recuperação elástica.

Wright ⁷¹, em 1976, estudou os materiais macios para reembasamento de próteses com o intuito de determinar qual o melhor material, como melhor utilizá-lo e como podem ser aperfeiçoados. Após levantamento da literatura, o autor selecionou 12 marcas comerciais e, em seguida, as dividiu em dois grupos: 1- materiais à base de silicone (Flexibase, Molloplast-B, Simpa, Cardex-Stabon e Per-Fit); 2- materiais à base de resina acrílica (Coe-Soft, Soft Oryl, Coe Super Soft, Palasiv 62, Soft Nobeltone, Virina e Verno Soft). Todos os materiais foram submetidos análise de absorção de água, solubilidade, propriedades viscoelásticas, e adesão à resina da base da prótese. Na análise das propriedades viscoelásticas, as amostras foram submetidas a oscilações sinusoidais utilizando-se um pêndulo sob frequência variável de 0,05- 0,5 Hz, à temperatura ambiente. O autor concluiu que os resultados das propriedades viscoelásticas não apontaram um produto mais adequado do que outro, no entanto, os materiais à base de silicone permanecem por um maior período de tempo com suas características resilientes. Por outro lado, estes materiais apresentaram pobre adesão em relação aos materiais resilientes de resina acrílica.

Devido aos problemas de deterioração encontrados nos materiais reembasadores macios à base de resina acrílica e de silicone, Hayakawa et al.¹⁷, em 1984, avaliaram clinicamente um material a base de polifluoretileno desenvolvido pelos autores. Foram selecionados 22 pacientes com dor crônica devido a utilização de próteses totais com bases rígidas. Na maioria dos pacientes, a dor e o desconforto desapareceram e após seis meses a mucosa não apresentava nenhum sinal de inflamação ou irritação. Nenhuma deterioração, abrasão ou deslocamento da base de resina acrílica foram observados no material. Devido este sucesso, 11 bases foram retiradas para análise bacteriológica, mostrando que a flora bacteriana encontrada foi igual a da placa dental em seus estágios iniciais. Os autores concluíram que o material apresentou bons resultados clínicos, sendo suas maiores vantagens a baixa absorção de água e forte união à base de resina acrílica.

Em 1988, Brown⁸ descreveu as propriedades de diferentes tipos de materiais reembasadores resilientes e condicionadores de tecido. Os materiais reembasadores resilientes à base de resina acrílica são apresentados na forma de pó e líquido e podem ser subdivididos em: (1) sistemas com plastificantes solubilizáveis; (2) sistemas com plastificantes polimerizáveis e (3) sistemas acrílicos com alto peso molecular e baixa temperatura de transição vítrea. O primeiro sistema é constituído de um pó de polietil ou polimetilmetacrilato e um líquido de metiletil ou n-butilmetacrilato, além de 25 a 50% de plastificante como o di-nbutilftalato. Os representantes mais

comuns são o Coe Super Soft, Palasive 62, Verno Soft e Virina. Um dos seus grandes problemas é a dissolução dos agentes plastificantes no meio oral, tornando-os tão rígidos quanto as bases de resina acrílicas das próteses. Já o segundo sistema não apresenta tal enrijecimento, no entanto, observou-se um maior crescimento de *Candida albicans* e um aumento na rugosidade superficial. Outra categoria de materiais é aquela constituída por polímeros de siloxano. Sua resiliência não está relacionada à presença de agentes plastificantes, sendo esta propriedade é intrínseca para este tipo de polímero, o que lhe confere maciez por tempo mais prolongado. Apresentam polimerização por calor ou à temperatura ambiente, sendo os mais conhecidos o Molloplast-B, Millosil, Flexibase e Simpa. O seu maior problema está relacionado à pobre adesão com a base de resina acrílica podendo diminuir sua longevidade. Os condicionadores de tecido ou reembasadores macios temporários são constituídos basicamente de resinas acrílicas sem a presença de nenhum monômero metacrilato. O líquido é constituído por um mistura de ésteres e álcool etílico que agem como plastificantes. Estes compostos são facilmente solubilizados no meio intra-oral, tornando o material duro em pouco tempo.

Kazanji & Watkinson ²⁶, em 1988, estudaram a influência da espessura, e armazenagem em água sobre a maciez dos materiais Softic 49, Coe Super Soft, Molloplast-B e Flexibase. Amostras dos materiais macios foram confeccionadas sobre discos de resina acrílica com 50 mm de diâmetro

com espessuras de 0,45 mm a 3,6 mm, armazenadas em água a 37°C e testadas após um dia e seis meses. A maciez foi medida com durômetro Shore A, designado para medir a resiliência de materiais com espessura mínima de 6 mm. As medidas são baseadas na penetração de uma ponta no corpo de prova e lidas em escala de dureza em unidades Shore A de 0 a 100. Foram feitas dez leituras em cada corpo de prova, um segundo após iniciar o contato entre a base do aparelho e o material testado. Os resultados mostraram haver uma forte relação entre espessura e maciez dos materiais reembasadores. Após o período de 6 meses o Molloplast-B apresentou aumento na maciez (menor dureza) e o Coe Super Soft apresentou menor maciez (maior dureza). Os autores concluíram que a espessura interferiu na maciez de todos os materiais estudados. Além disso, a perda do plastificante nos materiais acrílicos é o principal responsável pelas mudanças após armazenamento em água.

Em outro estudo, Kazanji & Watkinson²⁷, em 1988, avaliaram a solubilidade e absorção em saliva artificial e água destilada dos materiais Softic 49, Coe Super Soft, Coe Soft, Molloplast-B e Flexibase. Seis corpos-de-prova de cada material foram confeccionados com 45 mm de diâmetro e 1 mm de espessura. Após 48 horas as amostras foram pesadas com auxílio de balança analítica, e em seguida, três amostras de cada material foram imersas em saliva artificial e as outras três em água destilada à temperatura de 37°C. As amostras foram subsequentemente pesadas nos períodos de uma semana, um, quatro e oito meses, e as porcentagens de

absorção e solubilidade foram determinadas. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa na solubilidade e absorção, em saliva artificial ou água destilada para o Molloplast-B. Todos os outros materiais (Softic 49, Coe Super Soft, Coe Soft, e Flexibase) apresentaram maior solubilidade em saliva do que em água destilada, provavelmente devido a maior solubilidade dos componentes plastificantes em soluções iônicas. Por outro lado, a porcentagem de absorção desses materiais foi maior em água do que em saliva artificial. Os autores concluíram que o Molloplast-B foi o material mais estável, e provavelmente possui maior durabilidade clínica.

Devido à inexistência de normas para a utilização, comparação e avaliação dos materiais reembasadores macios, Mack ³⁸ em 1989, identificou alguns fatores clínicos que deveriam ser avaliados para garantir o sucesso. Esses materiais são utilizados para proporcionar maior conforto e eficiência mastigatória aos pacientes com reabsorção alveolar, rebordos irregulares ou com espículas, além de diminuir o impacto das forças oclusais sobre o rebordo alveolar e promover maior retenção das próteses. No entanto, uma de suas desvantagens está associada ao custo, já que próteses confeccionadas com uma camada de material reembasador macio geralmente envolvem maior tempo de procedimentos laboratoriais que uma prótese convencional. A utilização de materiais macios em uma prótese reduz a espessura de resina acrílica, aumentando a possibilidade de fratura da peça sob tensões geradas na função normal. Em algumas situações clínicas onde a

distância inter-rebordos é reduzida, a espessura de material reembasador deve ser diminuída para prevenir a fratura da peça protética, e se o espaço for inferior a 5 mm, estes materiais não devem ser empregados. Clinicamente, tais materiais podem induzir a formação de placa bacteriana devido à impossibilidade de se obter um polimento adequado de suas superfícies, e se um adequado regime de higiene não for instituído, o material pode propiciar o aparecimento de infecções fúngicas. A manutenção das características ideais desses materiais está associada a sua estabilidade dimensional. Muitos deles são instáveis devido à absorção de água e solubilização dos agentes plastificantes no meio intra oral. O autor concluiu que apesar de suas limitações, estes materiais são de grande importância no tratamento de pacientes parcial ou totalmente desdentados, e que o ressurgimento do interesse nestes materiais pode levar ao desenvolvimento de um material simples, estável e que possua características viscoelásticas semelhantes aos dos tecidos orais.

No mesmo ano, Mack ³⁹, discutiu sobre os cinco materiais reembasadores macios mais utilizados. As borrachas naturais foram utilizadas como materiais macios desde 1869, porém, como todas as borrachas naturais, apresentavam grandes problemas quanto à absorção de saliva, perda da estética e pobre união à base de resina acrílica. Em seguida, foi desenvolvido o primeiro material sintético à base de vinil, os quais apresentava uma perda gradual do plastificante, resultando em endurecimento progressivo no período

de 3 a 18 meses, dependendo das condições clínicas. Os polímeros hidrofílicos surgiram como um material ideal, pois apresentavam uma certa rigidez à temperatura ambiente, permitindo ajustes, e maciez à 37°C. No entanto, devido à presença dos grupos hidroxila em sua formulação, o produto apresentava grande absorção de água, aumentando seu volume em torno de 37%. Os materiais à base de silicone são geralmente compostos por polidimetil siloxano e um polietil silicato e são geralmente apresentados em forma de pasta. Uma de suas grandes desvantagens é a alta porcentagem de absorção de água, resultando em alterações físicas e dimensionais, culminando no deslocamento do material da base de resina acrílica. Finalmente, o autor descreve os materiais acrílicos, que são divididos de acordo com o solvente utilizado, juntamente com os agentes plastificantes da porção líquida, álcool etílico ou monômeros. Os plastificantes agem reduzindo as ligações cruzadas separando as cadeias de polímeros, conferindo maior flexibilidade ao material. Os principais plastificantes são dibutilftalato ou butil glicolato. O autor concluiu que dentre todos os materiais existentes, nenhum preenche todos os requisitos para um reembasador macio ideal. Materiais novos como os copolímeros de flúor etileno ainda estão sendo desenvolvidos, porém ainda necessitam de mais estudos.

Em uma revisão de literatura, Qudah et al.⁵³, 1990, revelaram que nos últimos 20 anos, um considerável número de materiais resilientes foi desenvolvido. Segundo os autores, esses materiais podem ser

divididos em cinco grupos, de acordo com sua composição: 1- resinas acrílicas termicamente ativadas; 2- resinas acrílicas quimicamente ativadas; 3- silicones termicamente ativados; 4- silicones quimicamente ativados e 5- condicionadores de tecido. Também relataram que para estes materiais atingirem máxima eficácia, devem possuir as seguintes propriedades: possuir fácil técnica de processamento; apresentar mínima alteração dimensional durante o processamento, mínima absorção de água e solubilidade; manter sua resiliência; possuir boa adesão à base da prótese; possuir boa resistência à ruptura durante o uso normal; ser de fácil higienização e não sofrer alterações por alimentos, bebidas ou cigarro; não ser tóxico ou produzir odores; possuir estética aceitável. As indicações para utilização de materiais resilientes estão comumente associadas com a confecção de próteses totais, a fim de conseguir melhor distribuição de forças sobre o rebordo, eliminando áreas de tensões, propiciando ao paciente mais confortáveis. Apesar destes materiais apresentarem algumas limitações como diminuição da maciez, colonização por bactérias, dificuldade de higienização pelos métodos convencionais, instabilidade dimensional, falhas de adesão e dificuldade de acabamento e polimento, são amplamente utilizados. Os autores sugerem que mais pesquisas deveriam ser realizadas para o desenvolvimento de materiais com melhores propriedades.

Kawano et al.²³ estudaram em 1991, a distribuição de forças dos materiais reembasadores resilientes Hydro-cast, Viscogel,

Softtone, Fitt, Soft liner e Coe Confort. Para avaliação desta propriedade, foi utilizado um transdutor de pressão que mensurava a distribuição de forças sobre a placa de ensaio, sendo que as amostras ficaram contidas entre a placa de pressão e a de ensaios. Sobre as amostras foi aplicada massa de 5000 g por período de 200 s, equivalente a tensão de aproximadamente $5000\text{g}/\text{cm}^2$. O ensaio foi executado repetidamente em amostras idênticas por sete dias. Os resultados demonstraram que os materiais reembasadores macios distribuíram as forças na placa de ensaios de maneira uniforme, indicando que podem distribuir as forças tencionais sobre o rebordo alveolar. Além disso, a espessura de 3mm foi mais favorável na distribuição de tensão sobre os tecidos de suporte.

Em 1993, Loney et al. ³³, determinaram um adequado protocolo de polimento para o material reembasador macio Molloplast-B. O material foi processado de acordo com as instruções do fabricante sobre a resina acrílica Lucitone 199, com uma ponte na superfície em forma de meio cilindro. Inicialmente as pontes foram desgastadas com diferentes técnicas utilizando brocas, pedras e discos de papel. Uma das amostras desgastadas com cada instrumento não recebeu nenhum tratamento. As outras foram polidas com pedra pomes, óxido de estanho ou com pedra pomes seguida de óxido de estanho. A rugosidade média da superfície foi obtida com auxílio de rugosímetro Surfrest. Os resultados obtidos revelaram que o polimento com óxido de estanho produziu os menores valores de rugosidade. Os autores

recomendaram que o polimento do Molloplast-B deveria ser realizado com óxido de estanho com roda de pano seca.

Em 1993, Jepson, McCabe & Storer²⁰, estudaram as propriedades viscoelásticas dos materiais macios para reembasamento de prótese Palasiv 62, Molloplast-B e Coe Soft, associando achados clínicos a testes laboratoriais. Para os testes laboratoriais foram confeccionadas amostras com espessuras de 1, 2, 3 e 4 mm, e para comparação clínica foram confeccionadas 27 próteses reembasadas com o material Coe Soft e 44 próteses com Molloplast-B e Palasiv 62. As propriedades viscoelásticas foram determinadas com auxílio de uma sonda de força / distância que media a penetração da ponta cilíndrica após a aplicação de força constante. Os resultados mostraram que a espessura do material está intimamente relacionada com a viscoelasticidade e que os materiais apresentaram três tipos de comportamento: I - pressão constante com penetração claramente menor do que a espessura do material - comportamento elástico (Molloplast-B); II - pressão constante com penetração igual à espessura do material - comportamento aparentemente elástico (Coe Soft); III - tensão com aplicação de pressão crescente - comportamento viscoelástico.

A absorção de água e a solubilidade de materiais resilientes podem provocar alterações físicas como distorção, aumento da dureza, adesão de bactérias, mudanças de cor e deslocamento das bases das próteses, sendo, portanto, importantes métodos para avaliar a longevidade desses materiais.

Preocupados com tais características, Kawano et al.²⁴, em 1994, realizaram um estudo em doze materiais resilientes (Verno soft, Super Soft, Pro Tech, Soft Pak, Flexor, Novus, Molloplast-B, Durosoft, Just Soft, Veleve Soft, Vina Soft e Prolastic), a fim de avaliar a absorção de água e solubilidade no período de um ano, de acordo com o método descrito na especificação número 12 da ADA. Cinco amostras de cada material foram testadas, e os dados obtidos após uma semana, um, três e seis meses e 1 ano. Os autores observaram que após uma semana somente os materiais Flexor, Molloplast-B, Prolastic e Durasoft obtiveram valores de absorção abaixo de $0,8\text{mg}/\text{cm}^2$ (compatíveis com especificação nº 12 da ADA), e que após um ano, somente o Molloplast-B e Prolastic apresentaram absorção menor que $0,8\text{mg}/\text{cm}^2$. Quanto à solubilidade, somente o Novus permaneceu dentro do limite estipulado pela ADA.

Devido à dificuldade de ajuste e polimento dos materiais reembasadores macios, Loney et al.³⁴, 1994, determinaram um adequado protocolo de polimento para o material Novus. O material foi processado de acordo com as instruções do fabricante sobre a resina acrílica Lucitone 199, com uma ponte na superfície em forma de meio cilindro. As pontes das amostras foram removidas com oito técnicas diferentes utilizando as brocas Molloplast cutter, Brasseler H79SG-070, Brasseler H351E-060, as pedras Prolastic, Brasseler 747-140, e Mollobrasive e disco de papel. As amostras reduzidas com os diferentes instrumentos foram polidas com pedra pomes, óxido de estanho e pedra pomes seguida por óxido de estanho. Em seguidas

as superfícies foram analisadas em rugosímetro SurfTest. Os autores concluíram que o protocolo de polimento do material Novus diferia do Molloplast-B, pois as amostras polidas com pedra pomes apresentaram menor rugosidade.

Wagner et al.⁶⁴, em 1995, avaliaram as propriedades viscoelásticas de 12 materiais reembasadores macios para prótese (Verno soft, Super Soft, Pro Tech, Soft Pak, Flexor, Novus, Molloplast B, Durosoft, Just Soft, Velve Soft, Vina Soft e Prolastic) utilizando viscoelastômetro dinâmico. Durante a realização do teste, uma tensão sinusoidal foi aplicada em uma das extremidades do corpo-de-prova e no outro extremo, a tensão resultante foi medida através da formação de uma onda, a qual variava de acordo com a viscoelasticidade do material. Três propriedades, módulo de elasticidade (E'), viscosidade (E'') e resiliência ($\tan\delta$), foram calculadas. Os resultados indicaram significantes diferenças entre os materiais quanto as três propriedades. A resina acrílica Verna Soft apresentou valores de módulo de elasticidade (E') e viscosidade (E'') cinco a vinte vezes maiores que os outros materiais. Quanto a resiliência, as resinas acrílicas e vinílicas (Verno soft, Super Soft, Pro Tech, Soft Pak, Durosoft, Just Soft, Vina Soft) apresentaram maiores valores do que os silicones e borrachas de polifosfazinas (Flexor, Molloplast-B, Prolastic e Novus). Os autores relataram que um material resiliente ideal deveria possuir baixo módulo de elasticidade e alta resiliência. Isto requer valores baixos de viscosidade devido à relação matemática

entre as propriedades ($\tan \delta = E''/E'$). Entretanto baixa viscosidade pode indicar um potencial aumento para deformação permanente, o que não é desejável.

Na segunda fase de seu estudo, Wagner et al.⁶⁵, em 1995, avaliaram as mudanças ocorridas nas resinas Verno soft, Super Soft, Pro Tech, Soft Pak, Flexor, Novus, Molloplast-B, Durosoft, Just Soft, Velve Soft, Vina Soft e Prolastic, após submetê-las a tratamento de envelhecimento, em equipamento Weather- Ometer. Cinco amostras de cada material foram expostas à luz UV e luz visível, a uma temperatura ambiente de 110° F e jatos de água destilada por um período de 2 horas. Todas as amostras foram testadas em um viscoelastômetro dinâmico à temperatura de 37° C com frequência de 1 Hz, sendo calculadas três propriedades: módulo de elasticidade (E') que é a medida de maciez do material, viscosidade (E'') e resiliência ($\tan \delta$) a medida da quantidade de energia absorvida. Os resultados revelaram que significantes diferenças foram encontradas entre os materiais após o tratamento para todas as propriedades viscoelásticas. Os autores concluíram que os materiais de borrachas de silicone e polifosfato demonstraram as menores alterações das propriedades viscoelásticas após serem submetidas aos agentes de envelhecimento e os materiais a base de resina acrílica as maiores alterações.

Em uma revisão de literatura, Braden et al.⁷ em 1995, enfatizaram as funções mecânicas de grande importância clínica dos materiais macios para revestimento de próteses. Os materiais resilientes têm como

função distribuir uniformemente a energia para a mucosa, e não diminuir a força transmitida para o rebordo. O material macio e a mucosa são como duas molas comprimidas em série, sendo que se a rigidez do material for menor que a da mucosa, irá absorver a maior parte da energia aplicada, resultando em menor deslocamento do tecido. Os autores classificaram os materiais soft em dois tipos: os constituídos de acrílico e os compostos por silicone, sendo ainda subdivididos em polimerizados por calor ou à temperatura ambiente. As resinas acrílicas termopolimerizadas são compostas por pó de polietil metacrilato, monômero de éster metacrilato e plastificante. Estes materiais possuem a característica de perder o plastificante, no entanto apresentam boa adesão à base da prótese. Os materiais à base de silicone, apresentam-se em diversas formulações e princípios de ativação, como as borrachas de silicone polimerizadas por condensação que possuem composição semelhante aos materiais de moldagem. No entanto, apresentam problemas de adesão ao polimetilmetacrilato, necessitando da utilização de agentes adesivos. Outro grupo são as borrachas de silicone termo ativadas, compostas por metacriloxi propil trimetoxi silano, que após sua polimerização, apresentam um grupo metacrilato melhorando a adesão ao PMMA. O único material desta categoria é o Molloplast-B, sendo considerado a melhor marca comercial já avaliada. Os silicones polimerizados por adição são apresentados em sistema de duas pastas, sendo a pasta base constituída de dimetil vinil siloxipolidimetil siloxano. Um material composto por polímero elastomérico poli (fluoro alkoxi) fosfazine com adição de metacrilatos apareceu como um material

promissor, já que tais compostos aumentam a adesão à base de resina acrílica. No entanto o material conhecido comercialmente como Novus apresenta uma alta absorção de água. Os autores concluíram que ainda não existe um material reembasador macio ideal, no entanto as borrachas de silicone são mais utilizadas por apresentarem resultados satisfatórios.

Yoeli et al.⁷², em 1996, testaram maciez dos materiais Coe Soft, Flexacryl, Lynal e Permasoft com materiais à base de silicone ativados termicamente Molloplast-B e Permaflex. Amostras foram confeccionadas com 8 mm de espessura de acordo com as recomendações dos fabricantes, sendo armazenadas em água destilada a 37°C. A dureza das amostras foi medida com auxílio de durômetro Shore A após os períodos de 1, 7, 14, 28 e 54 dias. Os resultados foram apresentados como a média de cinco pontos de leituras para cada amostra. Os materiais Coe Soft, Flexacryl, Lynal e Permasoft apresentaram menor dureza inicial comparado aos materiais de silicone à exceção do Flexacryl. O Permasoft, polimerizado à 55°C e 30 psi, apresentou a maior estabilidade entre os materiais acrílicos, no entanto, todos eles apresentaram um aumento da dureza com o passar do tempo. Os autores observaram que a espessura das amostras possui forte relação com a dureza do material, sendo que a espessura mínima necessária para a realização dos testes de dureza deveria ser em torno de 3,5 mm.

Kawano et al. ²⁵, em 1997, avaliaram os efeitos de agentes aceleradores sobre a capacidade de absorção de impacto dos materiais SuperSoft, Kurepeet-Dough, Molteno Soft e Molloplast-B. Para cada material, foram confeccionados dez discos com 1,2 mm de espessura e 10 com 2,4 mm. Metade deles foram submetidas aparelho de ciclagem Weather-Ometer por período de 900 horas. Os 40 corpos-de-prova restantes foram estocados em água destilada a 37°C por 24 horas. A absorção de impacto foi determinada antes e após a ciclagem com teste de queda livre. Os materiais Molteno Soft e Molloplast-B demonstraram uma boa absorção de impacto enquanto que o SuperSoft apresentou os menores valores. No entanto, a força transmitida através do transdutor foi 40% menor do que a da base de resina. Após o envelhecimento, a absorção de impacto dos materiais aumentou, sendo que o Supersoft e Kurepeet-Dough apresentaram diferença de 25 e 10%, respectivamente. O Molloplast-B e o Molteno apresentaram diferença de apenas 1%. As amostras com espessura de 2,4 mm foram mais efetivas na distribuição de forças do que aquelas com 1,2 mm. Os resultados deste estudo dão embasamento para a utilização de materiais reembasadores macios para proteger a mucosa de forças excessivas.

Rardfor et al. ⁵⁴, em 1997, avaliaram as características superficiais através de microscopia eletrônica de varredura e microscopia confocal de uma resina termicamente ativada (Trevalon) e dois materiais para reembasamento macio Molloplast-B e Novus, após a realização de procedimentos acabamento com instrumentos rotatórios. Segundo os autores,

a rugosidade superficial destes materiais é um fator contribuinte para colonização de bactérias e acúmulo de placa. Por isso, seria de extrema importância que se analisasse a superfície dos materiais após ajustes realizados por instrumentos rotatórios, para se identificar um método satisfatório que propiciasse maior lisura destas superfícies. Amostras dos três materiais foram submetidas aos seguintes tratamentos: pontas carbide, ponta de aço e pedra Molloplast e Arbor. Os procedimentos de ajustes foram padronizados de forma que o corte foi realizado somente no longo da superfície em única direção sob pressão mínima. As amostras foram impregnadas com ouro para avaliação em MEV. A análise no microscópio confocal realizava uma leitura do perfil superficial que era transformado em médias de rugosidade por um software. Os resultados foram apresentados por uma série de fotomicrografias, apoiados nos perfis da superfície e na média da rugosidade. A análise dos resultados mostrou que a broca carbide apresentou os melhores resultados visuais.

Waters & Jagger ⁶⁷, em 1999, compararam as propriedades mecânicas como dureza, resistência à tração, cisalhamento e adesão de um material experimental à base de silicone denominado Exp.1, com um material popular no mercado, o Molloplast-B. Os autores salientaram que essas propriedades são fundamentais para os materiais borrachóides, e a medida de dureza é um método simples de se obter o módulo de elasticidade. Para o teste de dureza, foram confeccionados corpos de prova de material macio

com dimensões de 45 x 45 x 3mm, unidas sobre uma base de resina acrílica Trevalon com as mesmas dimensões. Os testes de dureza foram realizados de acordo com as normas da ASTM-1415 e BS 903, realizando-se dez leituras em cada amostra. Para medir a resistência à tração, 10 corpos de prova de cada material, com espessura de 2,5 mm, foram submetidos à máquina de teste, Loyd LR10K. Os resultados não mostraram diferenças estatisticamente significantes quanto a dureza para os dois materiais (45,25 para o Molloplast-B e 46,42 para o Exp.1). No entanto, o material Exp.1 apresentou maior resistência à ruptura do que o Molloplast-B.

A degradação de materiais macios de revestimento para próteses depende da sua composição química e da espessura do material. Os maiores problemas associados ao seu uso são a instabilidade de cor, perda de resiliência, baixa resistência à abrasão, força de união entre outros. Alguns materiais reembasadores macios, que possuem em sua composição plastificantes para aumentar a maciez e resiliência, não são estáveis em meios aquosos como a cavidade oral. Além disso, a variação de temperatura, gerada pela ingestão de bebidas e alimentos quentes e frios, pode provocar deterioração do material. Sabendo disso, Canay et al.⁹, em 1999, estabeleceram as mudanças nas propriedades viscoelásticas e na coloração ao longo do tempo de três materiais macios permanentes (Molloplast -B, Flexor e Coe Super Soft). Noventa corpos-de-prova de cada material foram confeccionados medindo 50 mm de comprimento, 10 mm de largura e 2 mm

de espessura, sendo que metade das amostras foi utilizada para o teste de dureza e o restante para avaliação de cor. Os valores de dureza foram determinados com durômetro Shore A, sendo que a espessura da amostra e a dureza da estrutura de suporte podem interferir nos resultados. Para simular uma condição clínica, foi utilizado sob o corpo de prova, um suporte de vidro que possuía dureza Shore A semelhante ao da resina acrílica. Os testes iniciais foram realizados duas horas após a polimerização do material e em intervalos de um, três e seis meses após estocagem em soluções corantes. Os autores observaram que o material Molloplast-B apresentou dureza inicial de 44 e pequena alteração após 6 meses. O material Flexor apresentou dureza de 39, sem alterações significantes após seis meses, enquanto o Coe Super Soft obteve os maiores valores (89 a 95) em todo o intervalo de tempo. Os resultados mostraram que os materiais à base de silicone são mais resistentes ao manchamento e endurecimento.

A estabilidade dos materiais reembasadores macios permanentes depende da capacidade de solubilidade e absorção de água. Sabendo disso, Heklimoglu & Anil ¹⁹, em 1999, avaliaram os materiais Flexor, Molloplast-B, Simpa, Ufil Gel L, Ufi Gel P após submeter as amostras a aparelho de envelhecimento Weather- Ometer. Foram confeccionadas dez amostras de cada material medindo 50 mm de diâmetro e 0,5 mm de espessura, sendo a absorção e solubilidade avaliadas de acordo com a especificação n° 12 da American Dental Association (ADA), antes e

após o envelhecimento. Neste estudo, valores de absorção maiores que o recomendado pela ADA ($0,8 \text{ mg/cm}^2$), foram encontrados somente após 15 dias de imersão em água, tanto para amostras envelhecidas como para as não tratadas. Após 30 dias, houve diminuição da absorção de água em todas as amostras. Conclui-se que o processo de envelhecimento diminuiu a capacidade de absorção de água para os materiais Flexor e Ufi Gel L, e aumentou significativamente a absorção nos materiais Simpa, Molloplast-B e Ufi Gel P após período de 15 dias de imersão. Os valores de solubilidade de todos os materiais foram menores que $0,04 \text{ mg/cm}^2$. Alguns valores foram negativos, e aumentavam ainda mais para os espécimes submetidos ao envelhecimento à exceção do Flexor.

No mesmo ano, Heklimoglu & Anil ¹⁸ avaliaram a dureza, resistência à tração e alongamento dos materiais Ufi Gel L, Ufi Gel P, Simoa, Molloplast-B e Flexor, antes e após serem submetidos ao envelhecimento em aparelho Weather-Ometer com luz ultra violeta e luz visível, temperatura de 43° C e jatos de água destilada por período de duas horas. Todos os materiais foram processados de acordo com as instruções dos fabricantes, e armazenados em umidificador por 24 horas antes do teste. A dureza foi determinada com auxílio de durômetro Shore A. As amostras de Molloplast-B, sem envelhecimento, apresentaram os maiores valores de dureza e o material Ufi Gel P os menores valores. Os resultados mostraram que houve diminuição significativa na dureza dos materiais Flexor e Molloplast-B após o

envelhecimento, enquanto que o Ufi Gel apresentou um pequeno aumento. Concluiu-se que o envelhecimento possuiu efeito insignificante sobre a dureza dos materiais Ufi Gel P, Molloplast-B e Flexor.

Em 2000, Murata et al.⁴⁰, avaliaram as propriedades viscoelásticas dos materiais Coe Super Soft, Molloplast-B, Kurepeet Dough e Tokuyama Soft Relining, utilizando um viscoelastômetro baseado no princípio de vibração de ressonância não forçada. Foram confeccionados cinco corpos de prova para cada material medindo 30 mm de comprimento, 10 mm de largura e 2 mm de espessura, os quais permaneceram imersos em água destilada a 37° C, exceto durante os períodos de mensuração. Durante o teste, uma tensão foi aplicada de um lado da amostra no sentido de seu longo eixo, enquanto no outro extremo, a força dinâmica foi detectada e convertida para parâmetros reológicos dentre eles o módulo de elasticidade e resiliência. Os testes foram conduzidos a temperatura de 37°C nos períodos de 24 horas, 30, 60, 120 dias, 12 meses e 2 e 3 anos, sob frequências de 0,05, 1,0 e 100 Hz. Os resultados demonstraram que houve grandes diferenças entre os materiais e efeitos significantes dos tempos e da frequência sobre as propriedades analisadas. Sabe-se que um material reembasador macio permanente deveria comportar-se como um material elástico sob as forças da mastigação, com intuito de manter sua integridade dimensional. Por outro lado, comportar-se como viscoso para distribuir e absorver as forças mastigatórias e funcionais transmitidas pelas próteses aos tecidos de suporte. Os materiais acrílicos (Coe

Super Soft) e fluorelastoméricos (Kurepeet Dough), apresentaram comportamento viscoelástico e grande efeito amortecedor, enquanto os silicões (Molloplast-B e Tokuyama Soft Relining) comportamento elástico. No entanto, do ponto de vista de durabilidade, os silicões apresentam melhores resultados.

Em 2000, El-Hadary & Drummond ¹⁴, avaliaram dois materiais reembasadores macios, um à base de resina acrílica plastificada (Permasoft) e outro à base de silicone (Luci-sof), quanto a resistência de união, solubilidade e absorção de água. Para os testes de solubilidade e absorção, 24 corpos de prova de cada material foram confeccionados medindo 45 mm de diâmetro e 1 mm de espessura de acordo com as instruções do fabricante, e avaliadas nos períodos de uma, quatro e seis semanas com auxílio de balança analítica. Para os testes de união, 16 corpos de prova foram confeccionados para cada material na forma de dois cilindros de resina acrílica Lucitone 199, com 25 mm de diâmetro, unidos por um disco de 3mm de espessura de material macio. Os testes foram realizados em máquina de ensaios mecânicos Instron 1125, 48 horas e 12 semanas após o processamento, com velocidade de 2 mm/min. Os resultados mostraram que o material Permasoft apresentou maior solubilidade e absorção de água que o Luci-sof. Os testes de união não apresentaram diferenças estatisticamente

significantes entre o grupo controle e os grupos de 12 semanas, porém, o material Luci-sof apresentou maior união à resina acrílica.

Devido às controvérsias existentes sobre o efeito de soluções de limpeza para prótese sobre os materiais reembasadores macios, Tan et al.⁶¹, em 2000, compararam cor, textura e dureza Shore A do material Molloplast-B com superfície “lisa”, rugosa e acabada com pedra pomes, após tratamento com agentes de limpeza contendo perborato, persulfato ou hipoclorito em temperaturas de 25 e 55°C. As amostras foram confeccionadas com dimensões de 25 x 50 x 6 mm de espessura, sendo 3 mm de resina acrílica Lucitone 199 e 3 mm de Molloplast-B. Para avaliar a influência da textura superficial sobre a deterioração do material, cada amostra foi dividida em três áreas: (1) superfície “lisa” (sem acabamento, como saiu da polimerização), (2) rugosa e (3) polida com pedra pomes de granulação fina. Cinco agentes de limpeza (Efferdent, Polident, Kleenite, Spakle-Dent e Javex/Calgon) foram aplicados em duas diferentes temperaturas, 25 e 55°C, por período de 4 meses e meio. Para avaliação de cor foi utilizado densitômetro que analisa a reflexão da luz de uma superfície. A dureza foi medida utilizando durômetro Shore A, realizando uma média de três leituras para cada área da amostra. A rugosidade foi medida com aparelho Talysurf 4 com comprimento de onda (*cut-off*) de 0,8 mm e percurso de medição de 3,8 mm. Os autores observaram que não houve alteração de cor nas amostras com

superfícies “lisas” submetidas a todos os produtos de limpeza, ao passo que as superfícies rugosas ou polidas com pedra pomes apresentaram alterações. Houve diminuição nos valores de dureza após o tratamento tanto em 25°C como em 55°C, com poucas variações entre os grupos, sendo estas observadas somente nos espécimes com superfície rugosa. Para a rugosidade, foram encontradas diferenças marcantes entre as superfícies, sendo que a rugosa apresentou médias de rugosidade 6 a 10 vezes maior do que as regiões polidas com pedra pomes. As regiões lisas apresentaram médias de rugosidade 50% maior do que aquelas polidas com pedra pomes.

Zissis et al.⁷³ em 2000, avaliaram a rugosidade superficial de vinte materiais utilizados para confecção de próteses disponíveis no mercado. Entre eles estavam sete materiais reembasadores macios: Mollosil, Molloplast-B, Perform Soft, Ligth Liner Soft, Resiline, Astron e Permaflex. Cinco amostras de cada material foram confeccionadas de acordo com as instruções do fabricante. No caso dos materiais Molloplast-B, Mollosil e Permaflex, foram confeccionadas amostras com e sem selante. As amostras de todos os materiais foram imersas em água por período de um mês. Os valores de rugosidade foram obtidos com rugosímetro Surfrest com comprimento de leitura de 30mm e cutoff de 2,5 mm. Os materiais reembasadores macios apresentaram diferenças nos valores de rugosidade, sendo o Perform Soft o mais liso e o Mollosil, o mais rugoso. A aplicação do

selante diminuiu a rugosidade do Permaflex e do Mollosil, no entanto promoveu maior rugosidade do Molloplast-B. Os autores concluíram que todos materiais testados apresentaram propensão à formação de placa bacteriana, pois os valores de rugosidade foram superiores a 0,2 μ m.

Em 2001, Polyzois & Frangou ⁵⁰ avaliaram a dureza dos materiais de revestimento macios Eversoft e Super-Soft após período de 12 meses, utilizando três diferentes métodos de polimerização, com ou sem a utilização de selante de superfície. Trinta amostras de Eversoft e 10 de Super-Soft foram confeccionadas com 20 mm de diâmetro e 10 mm de espessura. Em seguida, foram divididas em 8 grupos de acordo com o método de polimerização (6 horas à 74°C; 45 min à 100°C; 15 min, 74°C e 25 psi em recipiente de pressão; 5 min a 37°C em incubadora) e com aplicação ou não do selante de superfície. O teste de dureza foi realizado em durômetro Shore A (GS-706, Teclock) de acordo com a especificação da ASTM D-2240, imediatamente após a demuflagem, sendo considerado como controle, e em intervalos de um mês por período de um ano, sendo as amostras armazenadas em água destilada a 37°C. A dureza do material Super-Soft variou de 78,4 para 84,4, enquanto que o Eversoft apresentou variações de 19,4 para 58,6, apontando com clareza maior maciez para o Eversoft. Os resultados mostraram que ambos materiais endureceram durante o primeiro mês de imersão em água. O Eversoft apresentou maior maciez utilizando a

polimerização em recipiente com pressão, durante todo período, quando comparado com a termopolimerização em moldes de gesso ou a autopolimerização simulando o reembasamento imediato. O selante de superfície foi efetivo em manter a maciez somente no grupo que simulou a polimerização em meio intra oral.

Murata et al.⁴¹, em 2002, avaliaram as propriedades viscoelásticas dos materiais reembasadores resilientes Hidro-Cast, Visco-Gel, Molloplast-B, Tokuyama Soft Reline, Coe Super Soft e Soft Reverse, com intuito de estudar o efeito destas propriedades sobre a função mastigatória. De acordo com os autores, próteses reembasadas com materiais macios que apresentem propriedades viscoelásticas podem desempenhar melhor função mastigatória do que aqueles que apresentam propriedades elásticas. Dessa forma, foram realizados testes mecânicos, utilizando um viscoelastômetro dinâmico, e testes funcionais, com pacientes utilizando próteses reembasadas com os materiais Visco-Gel, Tokuyama Soft Reline e Soft Reverse. As propriedades viscoelásticas foram determinadas em amostras com 2 mm de espessura, 30 mm de comprimento e 20 mm de largura. Foram determinados o módulo de elasticidade, módulo de viscosidade, e energia absorvida (resiliência). A função mastigatória foi avaliada pelas médias obtidas da máxima força de mordida, registrada por meio de um sistema de análise oclusal. Os materiais acrílicos apresentaram características viscoelásticas

enquanto os silicones apresentaram características elásticas. O emprego dos reembasadores aumentou a satisfação e a função mastigatória dos pacientes, sendo que as próteses reembasadas com material acrílico apresentaram maior aumento do que as reembasadas com silicone. Do ponto de vista de propriedades reológicas, os materiais acrílicos apresentam melhor amortecimento das cargas e a mesma elasticidade da mucosa. Por outro lado, os materiais de silicone são mais estáveis durante sua utilização. Dessa forma os autores sugeriram que um material com propriedades viscolásticas e com durabilidade aceitável deveria ser desenvolvido.

Parr & Rueggeberg ⁴⁸, em 2002, avaliaram alterações na dureza, absorção de água e solubilidade de dois materiais reembasadores macios compostos por silicone, Tokuyama e Luci-Soft com diferentes métodos de polimerização (autopolimerizado e termopolimerizado, respectivamente). A hipótese testada foi de que um material termopolimerizado poderia ser mais duro e apresentar menor alteração em suas propriedades físicas do que um material autopolimerizável. Os testes de dureza foram realizados em amostras com 31 mm de diâmetro e 10 mm de espessura, com um durômetro shore A, de acordo com as especificações da ASTM. Os testes de solubilidade e absorção de água foram realizados em amostras retangulares de 44 x 8,5 x 1,2 mm através da pesagem das amostras em balança analítica. As amostras foram testadas imediatamente após sua

confeção, e após estocagem em água destilada nos períodos de um dia, uma semana, um mês, seis meses e um ano. Os autores observaram que os valores de dureza do material Luci-Soft foram maiores do que os encontrados para o Tokuyama. No entanto o material autopolimerizado apresentou valores de dureza estáveis por todo o período de avaliação. A absorção de água foi similar para os dois materiais nos períodos de seis meses e um ano, sendo que a solubilidade foi maior para o material Tokuyama após um mês de imersão em água. Do ponto de vista clínico, os autores recomendam a utilização do material autopolimerizável, devido sua maior maciez, estabilidade ao longo prazo e facilidade de aplicação.

2.2- Métodos de desinfecção

Davenport et al.¹², em 1976, avaliaram a compatibilidade dos condicionadores de tecido Coe Comfort, Ivoseal e Visco-gel com agentes de limpeza para prótese (Steradent, Valdent, Denclen e Dentural) e duas soluções de clorexidina (0,2% e 4%). As amostras foram confeccionadas em moldes de teflon com dimensões de 25x12x2 mm sobre bases de resina acrílica de 3 mm de espessura. Após 24 horas, três corpos de prova de cada material foram imersos nas diferentes soluções. Todas as amostras foram examinadas visualmente por dois observadores e avaliadas quanto à porosidade, textura superficial e adesão à base de resina acrílica após períodos de 3, 10, 20 e 30 dias. Nos períodos de 10 e 20 dias, as

amostras foram submetidas à máquina de ensaios mecânicos Instron com velocidade de 1 mm/min e carga de 1 a 10 N, para avaliar possíveis alterações na maciez. Os resultados mostraram que o CoeConfort e Viscogel apresentaram alteração superficial significativa após imersão em Steradent, e que houve aumento da dureza do Visco-gel após imersão em Denclen e Valdent. Os autores concluíram que existe incompatibilidade dos condicionadores de tecidos com os agentes de limpeza para próteses.

Rudd et al.⁵⁷, em 1984, avaliaram a ação bactericida do hipoclorito de sódio 5,25% (Clorox) e o tempo de imersão necessário para promover a esterilização em próteses totais superiores. Doze próteses idênticas foram confeccionadas e divididas na linha média, obtendo-se assim 24 corpos de prova. Cada amostra foi imersa em 100 ml de solução de diferentes microrganismos (*Staphylococcus aureus*, *Bacillus subtilis*, *Candida albicans*, *Pseudomonas aeruginosa* e *Streptococcus*) por 2 min e, em seguida, imersa em 100 ml de Clorox por períodos de um, três e cinco minutos. Somente as próteses imersas em hipoclorito de sódio por 5 min foram totalmente esterilizadas, eliminando até formas esporogênicas de bactérias e *C. albicans*. Os autores observaram ainda que o hipoclorito de sódio não alterou a coloração, a superfície ou o polimento das próteses.

Rohrer & Bulard ⁵⁵, em 1985, verificaram se a energia por microondas poderia ser utilizada como método não destrutivo e eficiente para esterilizar brocas, turbinas e próteses dentárias no consultório odontológico. Para isso, foi utilizado forno de microondas convencional com potência de 720 W, com um beaker em seu interior contendo 150 ml de água para proteger o magnetrum do aparelho. Todos materiais foram contaminados em laboratório com os microrganismos *Stapyilococcus aureus*, *S. epidermidis*, *Klebsiella pneumoniae*, *Bacillus subtilis*, *Clostridium histolyticum*, *Candida albicans*, herpes simples e polio tipo 1. As próteses foram esterilizadas após imersão em soluções de culturas das bactérias e de Cândida por períodos de 5 minutos, 1 hora, 24 horas e 1 semana à temperatura de 37°C. Em seguida, foram submetidas à energia por microondas em tempos de 0, 2,4, 6, 8,10 e 15 min utilizando dispositivo de rotação tridimensional. Após a desinfecção, as amostras foram inseridas em meio de cultura e encubadas a 37°C, sendo o crescimento avaliado após 24 e 48 horas. A estabilidade dimensional das próteses também foi avaliada. Os resultados mostraram que houve esterilização efetiva de todos os microrganismos após 10 min de exposição com o componente tridimensional e que as próteses não sofreram alterações dimensionais. Os autores observaram que um dos maiores problemas da técnica é a variação de energia no interior do forno, podendo comprometer a esterilização, sugerindo, portanto, a utilização de dispositivo rotacional durante o procedimento de esterilização.

Em 1989, Harisson et al.¹⁶ investigaram o efeito de cinco agentes de limpeza para prótese (Steradent Minty, Steradent Deepclean, Steradent Original, Dentural e Corega Tabs) sobre características de superfície e maciez dos materiais reembasadores temporários Viscogel, GC soft, Dura, Coe Soft e Ivo seal. As amostras foram confeccionadas medindo 45 x 60 x 2 mm e, em seguida, armazenadas em água destilada à 37°C por 24 horas. Três amostras de cada material foram imersas nas soluções de limpeza, sendo o grupo controle armazenado em água destilada. As alterações na dureza foram registradas com auxílio de penetrômetro com carga de 50 gramas, sendo realizadas cinco leituras em cada corpo de prova. As alterações de superfície (rugosidade ou porosidade) foram avaliadas visualmente por dois observadores calibrados após 3, 7, 14 e 21 dias. Os resultados mostraram que as soluções Steradent Mint e Original aumentaram a rugosidade dos materiais reembasadores. Os materiais Viscogel, Dura e Coe Confort apresentaram menor dureza quando submetidos à solução Steradent Original. Os autores sugerem que seria importante a correta combinação entre os reembasadores e agentes de limpeza para assegurar a durabilidade do material.

Kinyon et al.²⁹, em 1989, avaliaram a efetividade dos desinfetantes Trevalent Oxident, Clorox e Alcide Expore, aquecidos a 37°C e utilizados por período de 1 minuto, com intuito de diminuir o tempo de desinfecção das peças protéticas. Vinte próteses utilizadas em pacientes foram selecionadas para avaliar cada uma das soluções: Trevalent Oxident à 24°C por um minuto; Trevalent

Oxidant à 37°C por um minuto; Clorox à 37°C por um minuto; Alcide Expore à 37° por 1 minuto e Sporidín (controle) à 24° C por 10 minutos. As amostras coletadas de cada prótese foram analisadas em três períodos: 1- quando recebidas dos pacientes; 2- após o primeiro ciclo de desinfecção antes de entrar no laboratório e 3- ao final do ciclo de desinfecção após o polimento da peça no laboratório. Todas as soluções aquecidas apresentaram resultados estatisticamente equivalentes. O desinfetante Trevalent Oxident à temperatura ambiente apresentou menor efetividade.

Em 1989, Bell et al.⁵ compararam a efetividade do dióxido de cloro e do hipoclorito de sódio 5,25% (diluído 1:10), sobre amostras de resina acrílica inoculadas com os microrganismos *Staphylococcus aureus*, *Candida albicans* e *Escherichia coli* na presença de material orgânico. Amostras estéreis de resina acrílica Accelar 20, com dimensões de 48 x 2 x 8 mm, foram imersas por 45 minutos em soluções contendo os microrganismos e, em seguida, submetidas aos agentes desinfetantes e à uma solução salina (controle) por períodos de 30 segundos, 1, 2 e 4 minutos. Ao final da desinfecção, as amostras foram imersas em meio de cultura neutralizador contendo tiosulfato de sódio 0,02% e em seguida incubadas por 72 horas. Após esse período, 0,1 ml de cada tubo foi plaqueado em meio de cultura ágar soja tripticase e incubado por 24 horas. Os resultados mostraram que o dióxido de cloro foi mais efetivo na eliminação de bactérias na presença de material orgânico que o hipoclorito de sódio. Porém para a *C. albicans*

os resultados foram os mesmos para ambas soluções, desinfetando as amostras em apenas 2 minutos.

Shen et al.⁵⁹, em 1989, avaliaram a resistência à flexão da resina acrílica termicamente ativada Lucitone, reparada com as resinas Caulk (quimicamente ativada) e Triad (foto ativada), após desinfecção em soluções à base de glutaraldeído 2%, Sporicidin e Cidex. Amostras retangulares com 60 x 10 x 2,5 mm foram confeccionadas com a resina acrílica termoativada e estocadas em água deionizada por seis semanas. Após esse período, as mesmas foram seccionadas em metades iguais e incluídas em gesso à distância de 2 mm entre elas para serem reparadas. Os corpos de prova foram submetidos às soluções desinfetantes por períodos de 10, 20, 30 minutos e 1, 2, 8, e 12 horas. A resistência à flexão foi medida em máquina de ensaios mecânicos Instron e a superfície da resina avaliada em microscópio de luz com 200x de aumento, para verificar possíveis alterações morfológicas na superfície, decorrentes dos vários períodos de imersão. Os resultados comprovaram que nenhum tempo de imersão nos desinfetantes afetou a resistência flexural da resina termicamente ativada. A resistência flexural da resina quimicamente ativada para reparo sofreu influência das soluções, enquanto que a resina foto ativada não. Quanto a superfície, o desinfetante com fenol provocou depressões na resina após 10 minutos, e amolecimento e inchaço após 2 horas.

Microondas são ondas de radio geralmente utilizadas à frequência de 2450 MHz, as quais quando absorvidas por materiais que contém água, provocam excitação em suas moléculas produzindo energia em forma de calor. Este aquecimento é considerado o meio pelo qual os microrganismos, com alto teor de água, são eliminados quando submetidos à esterilização por energia de microondas. Com base nessas informações, Najdovski, Dragas & Kotnik ⁴², em 1991, avaliaram a capacidade da energia por microondas em eliminar microrganismos esporogênicos e não esporogênicos. Dois fornos de microondas foram utilizados, um com potência de 650W e outro com 1400W. Suspensões aquosas de bactérias vegetativas (*Streptococcus pyogens*, *Staphylococcus aureus*, *Enterococcus faecalis*, *Escherichia coli* e *Pseudomonas aeruginosa*) foram expostas a baixa (350W) e alta (650W) potência por tempos de 5, 10, 15 e 20 minutos. Os microrganismos em forma de esporos (*Bacillus subtilis* e *B. stearotherophilus*) foram expostos a 325, 650 e 1400W nos períodos de 3, 5, 10 e 15 minutos. Todas amostras foram observadas em microscópio, e culturas quantitativas foram realizadas sobre ágar sangue e dextrose. O efeito das microondas sobre os microrganismos foi observado pela contagem de células de amostras irradiadas e não irradiadas, e as culturas identificadas pelo teste bioquímico API. Ao final do experimento, verificou-se a eliminação total das bactérias no tempo de cinco minutos. O microrganismo *Enterococcus faecalis* foi eliminado após 10 minutos à 650W de potência. Os esporos resistiram aos ciclos de 325 e 650W por período de 40 minutos. Os autores concluíram que fornos de microondas domésticos não devem ser utilizados para

esterilizar materiais altamente contaminados, porém podem ser usados para desinfecção de materiais com quantidade suficiente de água.

Asad et al. ², em 1992, avaliaram o efeito de soluções desinfetantes à base de glutaraldeído alcalino 2%, clorexidina 0,5% e Dermacol (à base de álcool), sobre as propriedades flexurais de duas resinas acrílicas termoativadas (Trevalon e D80 FC). Amostras dos materiais medindo 65 x 45 x 2,8 mm foram imersas em cada um dos desinfetantes por período de sete dias e, em seguida, levadas à máquina de ensaios Loyd modelo 2000R com velocidade de 5 mm/min com cargas de 15, 35 e 50N, para realização do teste de resistência à flexão. Os valores de módulo de ruptura e módulo de elasticidade também foram anotados e computados. As superfícies das amostras foram analisadas por meio de microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que os desinfetantes não provocaram nenhuma alteração estatisticamente significante nas propriedades flexurais das resinas. No entanto, a resina D80 FC (sem ligações cruzadas) apresentou alteração superficial com a utilização do desinfetante à base de álcool, contra indicando o uso desse desinfetante com resinas que não apresentem agentes de ligação cruzada.

Rosaspina, Azanel & Salvatorelli ⁵⁶, em 1993, estudaram o método de esterilização e desinfecção com energia por microondas. Os autores utilizaram microscopia eletrônica de varredura para avaliar alterações na morfologia das bactérias após exposição às microondas. Lâminas de bisturi e lamínulas de

vidro foram contaminadas com quatro espécies de bactérias (*Proteus mirabilis*, *Salmonella typhi*, *Escherichia coli* e *Pseudomonas aeruginosa*). Parte das amostras foi utilizada como controle, e a outra submetida aos processos de desinfecção em autoclave, estufa ou forno de microondas com potência de 600W, em diferentes períodos de tempo. Após a exposição às microondas, as amostras foram colocadas sobre placas contendo meio de cultura, e se houvesse crescimento de microrganismos, estes eram identificados pelo teste API. Para a observação em MEV, todas as amostras foram preparadas e impregnadas com ouro. Os resultados mostraram que houve completa esterilização das lamínulas de vidro e das lâminas de bisturi contaminadas com todas as bactérias após o período de 2,5 min de exposição às microondas. A microscopia eletrônica de varredura mostrou que a energia por microondas promoveu alteração progressiva na morfologia dos microrganismos.

Nikawa et al. ⁴⁴, em 1994, avaliaram o efeito de doze agentes de limpeza para prótese sobre a porosidade superficial dos reembasadores macios temporários Coe Comfort, Coe Soft, Fit Softer, GC Soft liner, Hydrocast e Viscogel. Amostras dos materiais foram imersas nas soluções por período de oito horas à temperatura ambiente, lavadas em água corrente e armazenadas em água destilada à 37° C. Este procedimento foi repetido por 14 dias. As amostras foram avaliadas visualmente por dois avaliadores nos períodos de 1, 4, 7, 10 e 14 dias, utilizando-se o escore: 0 (sem alterações), 1 (ligeira alteração), 2 (alteração moderada), 3 (alteração acentuada) e 4 (alteração severa). Os resultados mostraram

maiores alterações nas amostras imersas em agentes de limpeza à base de peróxido. Os autores concluíram que o grau de porosidade dos reembasadores dependia do tempo de imersão e da combinação solução / material reembasador.

Thomas & Webb ⁶², em 1995, avaliaram o efeito da esterilização em microondas sobre a estabilidade dimensional de próteses acrílicas. Vinte próteses totais superiores com dentes de porcelana foram submetidas aos ciclos de 10 minutos à 604W e 6 minutos à 331W. As alterações dimensionais foram medidas com auxílio de paquímetro digital calibrado em seis regiões: inter molar, inter canino e antero posterior (sentido horizontal); pré molar esquerdo, direito e linha média (sentido vertical). A energia por microondas provocou contração das próteses no sentido horizontal, sendo que no sentido vertical as diferenças não foram estatisticamente significantes, a não ser na linha média. Os autores concluíram que o tempo de 10 minutos provocou alterações dimensionais inaceitáveis nas próteses de resina acrílica.

Em 1995, Polyzois et al. ⁵¹ avaliaram os efeitos da desinfecção com energia por microondas e da solução de glutaraldeído alcalino 2%, sobre a estabilidade dimensional, dureza e propriedades flexurais da resina termicamente ativada Paladon. Amostras de resina, com dimensões de 65 x 10 x 2,5mm foram polimerizadas em aparelho de microondas por 3 minutos à 500W, e armazenadas em água destilada à 37°C por 24 horas. Após este período, as amostras foram submetidas à desinfecção em glutaraldeído por 1 ou 12 horas. A desinfecção em

microondas foi realizada em aparelho convencional por 3 ou 15 minutos à 500W. Durante este procedimento, foi colocado no interior do aparelho um copo com 150 ml de água para proteger o magnetron. As possíveis alterações dimensionais foram analisadas por meio de medidas do comprimento das amostras, com auxílio de paquímetro digital de precisão de 0,01mm, após cada procedimento de desinfecção. O teste de resistência à flexão de três pontos foi realizado em máquina de ensaios mecânicos Monsanto, à velocidade de 5mm/min. O teste de dureza Vickers foi realizado em microdurômetro HMV-2000, com aplicação de 500g de força por 15 segundos. Os autores concluíram que todas as amostras apresentaram alterações dimensionais e de dureza em todos os procedimentos de desinfecção, porém esses resultados não possuíam significância clínica. Quanto às propriedades flexurais, não foram constatadas alterações. Por causa da sua rapidez e eficiência, os autores sugeriram o uso da energia de microondas como método alternativo de desinfecção.

Chau et al.¹⁰, em 1995, avaliaram a eficácia das soluções desinfetantes Biocide, Alcide LD e hipoclorito de sódio 0,525% sobre três diferentes resinas acrílicas (Lucitone 199, resina ortodôntica e resina para reparo autopolimerizável). Foram confeccionadas vinte amostras de cada material com dimensões de 75 x 25 x 3 mm, sendo um de seus lados polido e o outro não, para simular as faces de uma prótese. Em seguida, as amostras foram imersas em quatro diferentes soluções de bactérias por período de 24 horas. Após esse período, as amostras foram removidas dos meios de cultura, lavadas com solução salina e submetidas às soluções Biocide, Alcide LD e hipoclorito de sódio por períodos de

1, 3 e 10 minutos. Culturas contendo ágar sangue foram mantidas em contato com ambos os lados das amostras em placas de petri. Os resultados mostraram que as soluções de Biocide e Alcide LD desinfetaram somente as amostras de resina acrílica ortodôntica, enquanto que o hipoclorito de sódio foi o desinfetante mais eficiente. Os autores observaram ainda que as resinas são contaminadas tanto na superfície quanto em seu interior.

Devido às alterações superficiais e de coloração provocadas pelos agentes desinfetantes sobre as resinas para base de prótese, Ma et al.³⁷, em 1997, avaliaram o efeito de cinco desinfetantes químicos (Clorox, Banicide, Cidex, Biocide e Multicide) sobre a superfície das resinas acrílicas Dentsply, Hygenic Hy Flo, Hygenic Perm, Lucitne 199 e Triad VLC, após desinfecção em quatro ciclos diferentes: 10 minutos, 30 minutos, 24 horas e 7 dias. As alterações superficiais de cada corpo de prova foram mensuradas com base nas médias de rugosidade obtidas antes de cada imersão e a cada ciclo, com auxílio de rugosímetro Surfalyzer 4000. Para análise da cor, foi utilizado colorímetro Cr-200. Os resultados apontaram que o desinfetante Multicide provocou alteração superficial em todos os materiais. Por outro lado, todas as resinas testadas puderam ser imersas em soluções de Clorox, Banicide, Cidex, Biocide pelo tempo de 30 minutos sem sofrer alterações superficiais ou de cor. Somente a resina Lucitone 199 poderia ser imersa nos quatro desinfetantes pelo período de sete dias.

Baysan et al. ⁴, em 1998, analisaram a efetividade da desinfecção por energia de microondas em um material reembasador macio (Molloplast-B) contaminado com *C. albicans* ou *S. aureus*. As amostras de Molloplast-B foram polimerizadas em aparelho de microondas por 3 minutos à 650W. Após o resfriamento, as amostras foram demufladas e esterilizadas em autoclave por 15 minutos, e, em seguida, contaminadas com os microrganismos e encubadas a 37°C por três dias. Os grupos de desinfecção foram: A - desinfecção em microondas por 5 minutos à 650W; B - permaneceram ao ar livre à temperatura ambiente por cinco horas e C - imersão em solução de hipoclorito de sódio 125 ppm. Durante a exposição às microondas, um copo contendo 150 ml de água foi colocado no interior do aparelho para proteger o magnetron. Após a desinfecção, as amostras foram processadas, plaqueadas em meio de cultura ágar sangue e encubadas a 37°C por 12 horas. Os resultados mostraram que os dois processos de desinfecção produziram diminuição na contagem do número de células quando comparadas ao grupo controle. No entanto, a desinfecção em solução de hipoclorito foi mais efetiva do que a exposição às microondas.

Furukawa et al. ¹⁵, em 1998, avaliaram a efetividade da desinfecção por imersão ou borrifamento do desinfetante Alcide (dióxido de cloro) sobre os materiais reembasores macios Coe Soft e Coe Comfort. As amostras foram confeccionadas com dimensões de 20 x 12x 2 mm sobre bases de resina acrílica, e, em seguida, contaminadas em laboratório com culturas dos microrganismos *E. coli*, *S. aureus* e *C. albicans*. Após 72 horas, as amostras foram removidas e enxaguadas

com água de torneira por 2 segundos, lavadas com escova dental e sabão líquido. Quatorze amostras de cada material foram desinfetadas com spray por 3 minutos, enquanto outras 14 foram imersas no desinfetante e colocadas em unidade de ultra som por 3 minutos à 22°C. Uma segunda fase foi realizada para avaliar o tempo de exposição necessário para desinfetar os materiais. Três amostras de cada material foram borrifadas com o desinfetante, permanecendo em contato com o material por 1, 3 e 10 minutos. Após os tratamentos as amostras foram processadas em laboratório e plaqueadas em meio de cultura específicos para cada microrganismo. Todas as placas foram encubadas por 24 horas à 37°C e em seguida as colônias presentes foram contadas. Quatro amostras de cada grupo foram utilizadas para análise em microscopia eletrônica de varredura. Os resultados mostraram que a técnica de desinfecção por imersão foi mais eficiente do que o borrifamento, porém a diferença não foi significativa. O tempo de imersão de 10 minutos não foi mais efetivo que o de 3 minutos, sugerindo que estes procedimentos de desinfecção são inadequados para materiais porosos como os reembasadores macios.

Lin et al.³², em 1999, avaliaram a eficiência da desinfecção com solução de dióxido de cloro sobre a superfície interna e externa de amostras confeccionadas com resina acrílica termoativada. Foram confeccionadas 92 amostras com a resina Lucitone, de acordo com as instruções do fabricante. As amostras foram divididas em dois grupos, sendo que 88 foram submetidas à suspensão de microrganismos contendo *Escherichia coli*, *Staphilococcus aureus* e *Candida albicans*, e quatro serviram como controle negativo. Os frascos contendo

as amostras foram termocicladas por 21 dias em banhos d'água com temperatura variando entre 5 e 40°C. Metade dos copos-de-prova foi enxaguada com água e em seguida utilizada como controle positivo. A outra metade foi lavada com auxílio de escova e sabão e, em seguida, borrifadas com o desinfetante Alcide LD. Após três minutos, as amostras foram enxaguadas com solução salina e submetidas à análise microbiológica. Os resultados revelaram que microrganismos viáveis ainda estavam presentes nas superfícies internas e externas das amostras. Os autores concluíram que a solução de dióxido de cloro não elimina completamente os microrganismos de próteses dentárias.

Dixon et al.¹³, em 1999, avaliaram a eficiência da esterilização por energia de microondas sobre os materiais reembasadores macios para prótese (Molloplast-B, Permasoft e Permaflex) e uma resina acrílica para base (Lucitone 199), contaminados com *C albicans* e o efeito da irradiação sobre a dureza destes materiais. Na primeira fase, foram confeccionados 15 corpos de prova dos materiais (Molloplast-b, Permaflex e Lucitone 199) de acordo com as instruções dos fabricantes. Cada amostra foi esterilizada com luz ultravioleta e em seguida submetidas a um pré teste de dureza em durômetro Shore A2. Em seguida, as amostras foram contaminadas com *C albicans* e submetidas à esterilização em microondas por 5 min a seco em potência total. Como controle, cinco amostras de cada material não foram irradiadas. Após esta etapa, foram colocadas em meio de cultura tioglicolato por duas semanas para verificar a esterilização e a dureza Shore A2. Na segunda fase, 15 amostras de cada material foram imersas em água e

submetidas à irradiação por cinco minutos à potência total e outras 15 foram submetidas a 10 e 15 minutos sem água. Os mesmos métodos foram utilizados para avaliar a esterilização e dureza. Na última fase deste trabalho, 15 amostras de cada material foram imersas em água e submetidas a repetidos ciclos de desinfecção por cinco minutos para avaliação da dureza. Os resultados mostraram que somente as amostras imersas em água e irradiadas por cinco minutos foram eficientemente esterilizadas. Quanto à dureza, cinco minutos de irradiação à seco promoveu aumento significativo para todos os materiais, mas sem significância clínica.

Banting & Hill ³, 2001 avaliaram a eficiência da desinfecção por energia de microondas e solução de clorexidina 0,2% sobre próteses totais superiores. Trinta e dois pacientes que apresentavam próteses contaminadas com hifas de *C albicans* foram selecionados. Os pacientes foram divididos em dois grupos e receberam a mesma medicação com anti fúngico tópico. Em seguida metade das próteses foram submetidas à desinfecção por energia de microondas durante um minuto à 850W nos períodos de um, cinco e dez dias. A outra metade foi imersa em solução de clorexidina 0,2% durante a noite por período de 14 dias. Os resultados indicaram que a desinfecção por energia de microondas foi mais eficiente do que a imersão em solução de clorexidina. No entanto, os autores advertem que o tratamento em microondas não poderia ser utilizado para todos os tipos de prótese e por isso deveria ser utilizado com cautela.

3-Proposição

Este estudo teve como propósito avaliar os efeitos das técnicas de desinfecção com glutaraldeído, clorexidina, hipoclorito de sódio e energia por microondas sobre a dureza e rugosidade superficial dos materiais reembasadores macios a base de silicone (Molloplat-B, Ufi Gel P e Mucopren soft) ou de resina acrílica (EverSoft).

4- Material e método

4.1. - Materiais

No Quadro 1 estão relacionados os principais materiais utilizados, juntamente com as marcas comerciais, fabricantes e número de lote.

Quadro 1 - Identificação dos principais materiais utilizados na pesquisa

<i>MATERIAL</i>	<i>MARCA</i>	<i>FABRICANTE</i>	<i>LOTE</i>
Material resiliente (resina acrílica polietil metacrilato)	Eversoft	Myerson Co. (Austenal-Chicago, Illinois, USA)	081058
Material resiliente (silicone de polivinil siloxano)	Molloplast-B	Detax CmbH & Co. (Ettlingen, Alemanha)	010204
Material resiliente (di silicona A)	Ufi Gel P	Voco (Cuxhaen, Alemanha)	015227
Material resiliente (silicone de polivinil siloxano)	Mucopren soft	Kettenback CmbH & Co. (Eschenburg, Alemanha)	00281
Solução de glutaraldeído 2%	Glutaron II	Rio Química LTDA (São José do Rio Preto, São Paulo, Brasil)	0206220
Solução de clorexidina 5%	_____	Farmácia de Manipulação Arte e Ciência(Araraquara, São Paulo Brasil)	_____
Solução de hipoclorito de sódio 5%	_____	Miyaco LTDA (Guarulhos, São Paulo, Brasil)	2048X0901

4.2 - Método

4.2.1 - Grupo de amostras

Neste estudo foram utilizados 16 grupos de amostrais, conforme quadro abaixo.

Quadro 2 - Materiais, técnicas e períodos de desinfecção

<i>Grupo</i>	<i>Materiais</i>	<i>Desinfecção</i>	<i>Períodos/Potência</i>
I	Eversoft	Hipoclorito de sódio 5%	10 minutos
II	Eversoft	Glutaraldeído 2%	10 minutos
III	Eversoft	Clorexidina 5%	10 minutos
IV	Eversoft	Microondas	3 min. a 500 W
V	Mucopren Soft	Hipoclorito de sódio 5%	10 minutos
VI	Mucopren Soft	Glutaraldeído 2%	10 minutos
VII	Mucopren Soft	Clorexidina 5%	10 minutos
VIII	Mucopren Soft	Microondas	3 min. a 500 W
IX	Molloplast-B	Hipoclorito de sódio 5 %	10 minutos
X	Molloplast-B	Glutaraldeído 2%	10 minutos
XI	Molloplast-B	Clorexidina 5%	10 minutos
XII	Molloplast-B	Microondas	3 min. a 500 W
XIII	Ufi Gel P	Hipoclorito de sódio 5%	10 minutos
XIV	Ufi gel P	Glutaraldeído 2%	10 minutos
XV	Ufi Gel P	Clorexidina 5%	10 minutos
XVI	Ufi Gel P	Microondas	3 min. a 500 W

4.2.2- Obtenção das matrizes

Inicialmente foram confeccionadas matrizes em nylon bipartidas que proporcionaram a confecção dos corpos-de-prova com 36mm de comprimento, 7mm de largura e 6mm de espessura baseada nas especificações da ASTM D 2240 para realização de ensaios de dureza Shore A em materiais resilientes (figura 1).

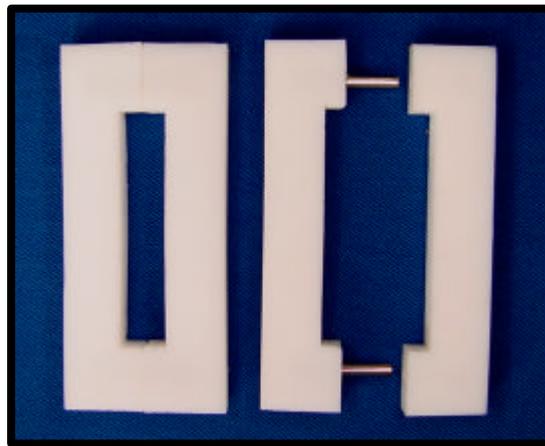


FIGURA 1 – Matriz de nylon bipartida

Na região interna das matrizes, foram instalados pinos metálicos guias com a função de proporcionar perfeita adaptação e alinhamento entre as duas partes.

4.2.3 – Inclusão das matrizes

No procedimento de inclusão das matrizes foram utilizadas muflas plásticas reforçadas para microondas (Onda-CrylArtigos, Odontológicos

Clássico LTDA - São Paulo, SP, Brasil). Inicialmente, a porção inferior da mufla foi isolada com vaselina sólida (Labsyng LTDA-Diadema, São Paulo, Brasil) e preenchida, sob vibração, com gesso pedra melhorado (Herostone, Vigodent - Rio de Janeiro, RJ, Brasil), espatulado na proporção de 100 gramas de gesso para 23 mililitros de água, de acordo com as recomendações do fabricante.

Antes da presa do gesso, uma placa de vidro (70 x 50 x 3 mm de espessura) foi inserida na massa, com intuito de proporcionar uma superfície extremamente lisa ao corpo de prova (figura 2).

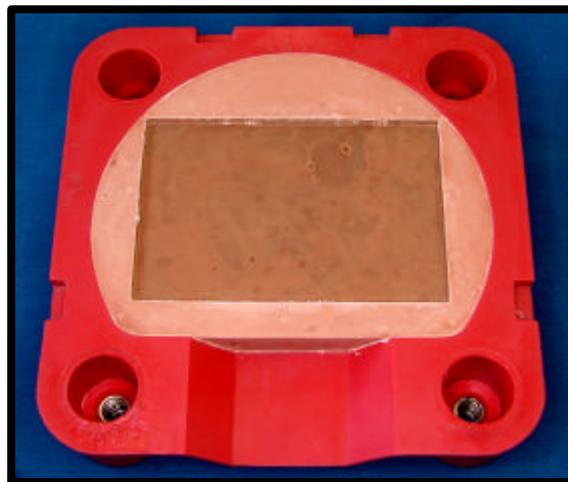


FIGURA 2: Inclusão da placa de vidro na mufla

Sobre a placa de vidro, duas matrizes foram fixadas paralelas em seu longo eixo, com auxílio de silicone de condensação para inclusão (Zetalabor, Zhemark-Itália), conforme ilustrado nas figuras 3 e 4.

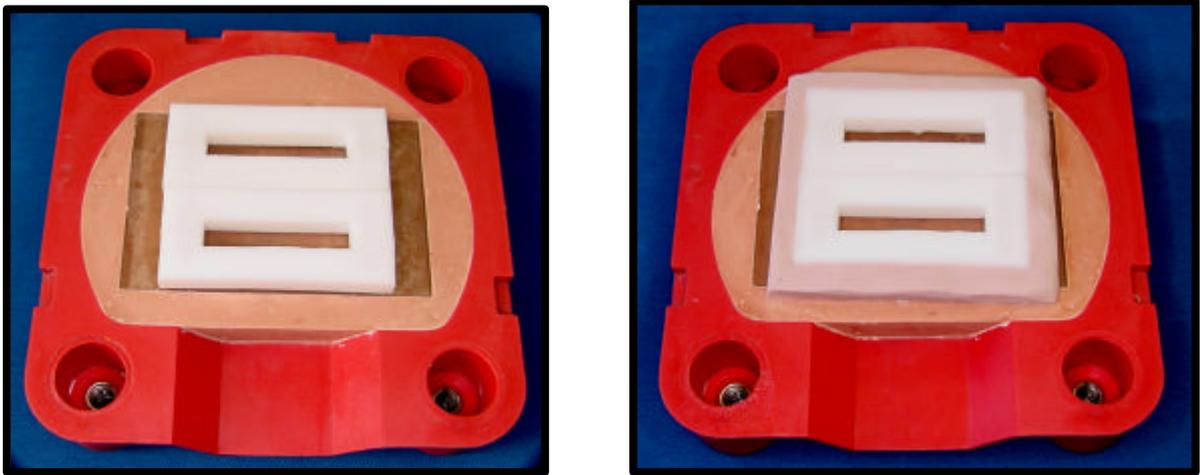


FIGURA 3 e 4: Posicionamento e inclusão das matrizes

As superfícies de gesso que permaneceram expostas foram isoladas com vaselina sólida, e em seguida, outra placa de vidro com a mesma dimensão foi posicionada sobre as matrizes.

A contra mufla foi então posicionada e preenchida até sua borda superior com gesso pedra melhorado, manipulado de acordo com a instrução do fabricante. A mufla foi fechada, levada à prensa hidráulica de bancada (Vipi, Delta Máquinas Especiais – Pirassununga, SP, Brasil) e mantida sob pressão de 0,5 tonelada, sendo posteriormente os apertados parafusos de fixação. Após 45 minutos, as muflas foram abertas e lavadas com água fervente e detergente líquido para eliminação da vaselina.

4.2.4- Confeção doscorpos-de-prova

Após o completo resfriamento, as superfícies de gesso foram isoladas com duas camadas de isolante para resina acrílica a base de alginato de sódio (Cel-Lac, SS With Artigos Dentários LTDA-Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Para cada material reembasador macio foram confeccionadas 40 corpos-de-prova, conforme descrito a seguir.

O material Mucopren soft apresenta-se em cartuchos, com viscosidade regular (pasta base e catalisadora), os quais acoplados ao dispensador automático, permitiu o preenchimento das matrizes com ligeiro excesso para impedir a formação de bolhas na superfície ou no interior do corpo-de-prova (figura 5).



FIGURA 5: Apresentação comercial do material Mucopren soft

Posteriormente, a mufla foi prensada por 30 minutos (1,25 tonelada) e os parafusos apertados para manter a pressão sobre o material. A polimerização foi realizada em banho d'água com uma polimerizadora automática (Termotron do Brasil LTDA-Piracicaba, São Paulo, Brasil) a temperatura de 45°C por um período de 20 minutos, conforme indicado pelo fabricante para realização de um reembasamento indireto.

O material reembasador macio Molloplast-B apresenta-se em forma de massa densa em pote único, sem a necessidade de proporcionamento ou manipulação (figura 6).

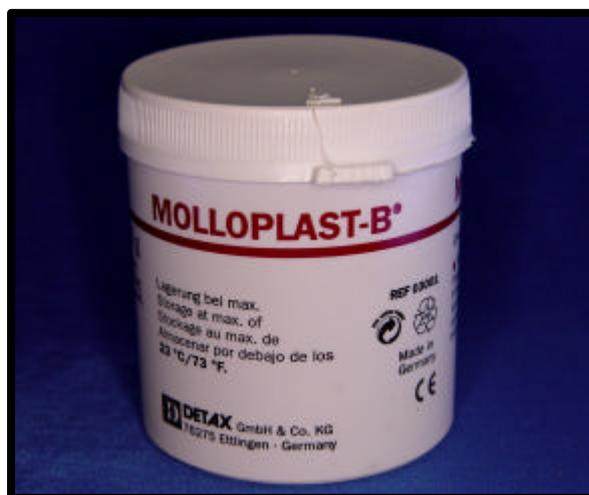


FIGURA 6: Apresentação comercial do material Molloplast-B

Sendo assim, as matrizes foram preenchidas com porções do material, com auxílio de espátula metálica (figura 7). A mufla foi fechada com parafusos e levada à prensa hidráulica (Vipi, Delta Máquinas Especiais –

Pirassununga, SP, Brasil) por 30 minutos sob pressão de 1,25 toneladas. Em seguida, foi realizada a polimerização em forno de microondas (AW-30, Continental - Manaus, Amazonas, Brasil) de acordo com as instruções do fabricante, por um período de 10 minutos a 800 W. As muflas foram colocadas na região lateral do prato giratório, na posição vertical.



FIGURA 7: Preenchimento das matrizes com material Molloplast-B

O material reembasador macio Ufi Gel, apresenta-se na forma de pasta com viscosidade regular acondicionadas em dois tubos distintos (pasta catalisadora e pasta base), conforme ilustrado na figura 8. O material foi dispensado na proporção de 1:1 em massa, com auxílio de balança digital com precisão de 0,001grama (Gehaka, São Paulo, Brasil). Para o preenchimento das duas matrizes, foram utilizados 2 gramas de cada pasta, sendo manipuladas com espátula nº 36 (Duflex), por 30 segundos até apresentarem coloração uniforme. O material foi inserido nas matrizes, a mufla foi prensada por 30 minutos e em

seguida polimerizado em banho d'água a 45° C por 20 minutos, em uma polimerizadora (Termotron do Brasil LTDA-Piracicaba, São Paulo, Brasil) conforme as instruções do fabricante.



FIGURA 8: Apresentação comercial do material Ufi Gel

O material Eversoft apresenta-se na forma de pó/líquido e foi utilizado na proporção de 2,5: 1 em volume, de acordo com as especificações do fabricante (figura 9). Para que pudéssemos obter uma reprodução fiel durante a confecção das amostras, o volume indicado pelo fabricante para o pó foi transformado em massa, e o líquido dosado com auxílio de uma pipeta de vidro graduada. Em seguida, o pó foi adicionado ao líquido e misturados por 15 segundos, para posteriormente serem inseridos nas matrizes. Após 30 minutos de prensagem (1,25 toneladas), o material foi polimerizado utilizando o ciclo da

resina Lucitone 500 (Dentsply- Petrópolis, Rio de Janeiro, Brasil), realizado em banho d'água a 70°C por 30 minutos e 100°C durante 90 minutos.



FIGURA 9: Apresentação comercial do material Eversoft

Ao final dos ciclos de polimerização, as muflas foram colocadas sobre a bancada para resfriamento por aproximadamente 1 hora, e em seguida foram abertas. As amostras foram retiradas das matrizes bipartidas, os excessos de material foram recortados com uma lâmina de bisturi nº 15 (Feather Safety Razor Co. LTDA – Japão) e posteriormente armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas.

4.2.5- Desinfecção das amostras

Os corpos-de-prova de cada material foram divididos em 4 grupos (n=10) e submetidos a banhos de 10 minutos ³⁷ em solução química

desinfetante ou com energia por microondas, conforme descrito anteriormente (item 4.2.1).

A desinfecção com energia por microondas (3 min a 500W) ⁵¹ foi executada em um forno de microondas doméstico (AW-30, Continental) que apresenta um prato giratório e controle de tempo e potência. Durante sua utilização, foi utilizado um recipiente contendo no mínimo 150 ml de água para absorver as ondas eletromagnéticas e proteger a unidade geradora (magnetron) do aparelho de um sobre aquecimento ⁶². Cada amostra foi posicionada sobre um suporte plástico de uso doméstico para forno de microondas, de modo que as superfícies utilizadas para leituras de dureza ou rugosidade, não entrassem em contato com o suporte, evitando possíveis alterações superficiais

Para desinfecção com as soluções químicas foram utilizados 3 recipientes plásticos, com 50 mililitros de cada desinfetante. As amostras foram introduzidas nas soluções por um período de 10 minutos e em seguida removidas, enxaguadas com água destilada e secas com papel absorvente.

4.2.6- Períodos de mensuração

Os períodos de mensuração da dureza e rugosidade superficial foram efetuados 24 horas após a confecção dos corpos-de-prova (controle) e após a aplicação do 1º ciclo de desinfecção e 2º ciclo de desinfecção, respectivamente. A repetição de dois ciclos de desinfecção em cada amostra, teve como objetivo simular a condição clínica, quando a prótese é enviada ao laboratório e quando retorna ao consultório.

4.2.7- Análise da dureza shore A

A mensuração da dureza foi efetuada em uma das faces do corpo de prova, com auxílio de um durômetro Shore A (modelo GS-709, Teclock – Osaka, Japão), fixado verticalmente no suporte (modelo GS-2002 – Woltest, São Paulo, SP, Brasil), de acordo com as especificações D-2240 da Sociedade Americana para Testes e Materiais (ASTM) ¹ a temperatura ambiente (figuras 10 e 11).



FIGURA 10 e 11: Durômetro Shore A e painel de controle

O teste é baseado na penetração de uma agulha sobre a superfície do material com carga constante de 10 N. Os valores de dureza são

expressos em unidade Shore A numa escala 0 a 100, sendo a dureza inversamente proporcional à penetração da agulha, ou seja, quanto maior a penetração menor o valor indicado na escala.

Sobre a superfície dos corpos-de-prova, foram demarcados cinco pontos, com distância de 6 mm entre eles (D2240 da ASTM ¹). Em seguida, cada corpo-de-prova foi colocado sobre uma lâmina de vidro ^{9, 11} e posicionado sobre a mesa metálica do suporte, mantendo-o paralelo à base do durômetro (figura 12).

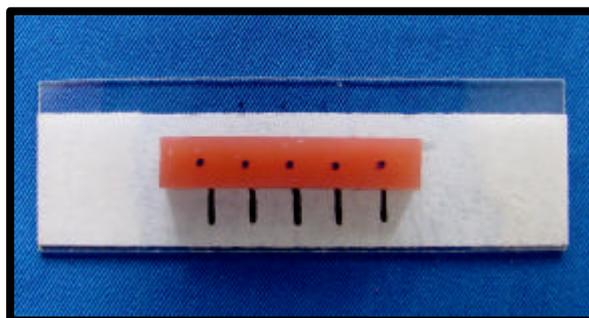


FIGURA 12: Posicionamento do corpo de prova sobre a lâmina de vidro e demarcação dos pontos para realização do ensaio de dureza

A mesa do suporte foi elevada até obter-se uma distância de aproximadamente 2mm (ASTM), padronizada pela interposição de uma lâmina de vidro de mesma espessura, entre a base e a superfície da amostra. A leitura foi realizada 1 segundo após o contato da base do durômetro com a superfície do corpo-de-prova ^{1, 50}, nos cinco pontos demarcados previamente (figuras 13 e 14).

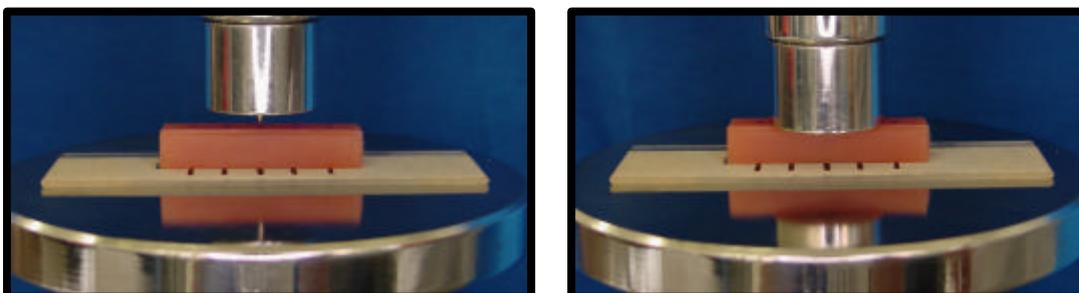


FIGURA 13 e 14: Realização do ensaio de dureza

4.2.8- Análise da rugosidade superficial

A mensuração da rugosidade superficial foi efetuada sobre a face oposta a utilizada para análise da dureza, sendo a superfície dividida com uma lâmina de bisturi em três partes iguais para realização da leitura de rugosidade nos tempos estipulados. No primeiro terço dos corpos-de-prova foram efetuados as leituras de rugosidade de superfície referentes ao controle (24 h após a confecção dos corpos-de-prova). No segmento intermediário as leituras de rugosidade após o 1º ciclo de desinfecção e no terço final a rugosidade após o 2º ciclo de desinfecção.

Em cada segmento, foram realizadas 3 leituras de rugosidade ³³, com rugosímetro Surf-Corder modelo SE 1700 (Kosakalab, Japão), utilizando *cut-off* de 0,8 mm e velocidade de 0,5 mm/s, totalizando um percurso de medição de 5,0 mm, sendo posteriormente transformadas em valores médios em micrometros (figuras 15 e 16).



FIGURA 15 – Rugosímetro Surf-Corder SE 1700

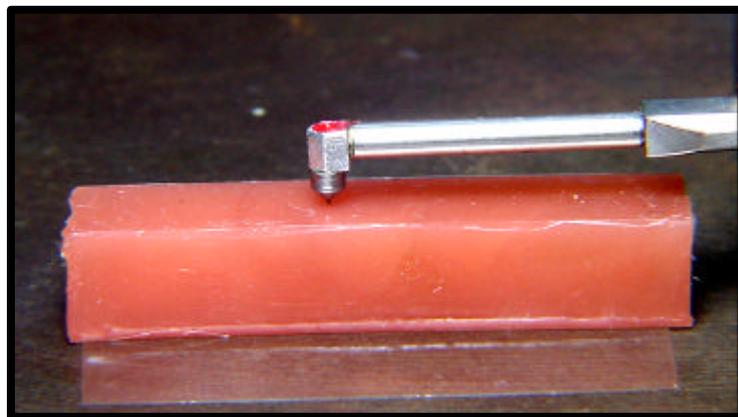


FIGURA 16 – Detalhe do posicionamento e leitura da rugosidade no segmento intermediário da superfície

4.2.9- Análise estatística

Após a obtenção dos dados, os valores de cada grupo foram submetidos ao teste de normalidade D'Agostinho, sendo que apresentaram distribuição normal. Os dados foram submetidos a análise de variância (ANOVA) para verificar as interações significativas e as médias foram submetidas ao teste de Tukey, objetivando o detalhamento dos resultados.

5- Resultado

5.1. Dureza

Para efeito de comparação das médias de dureza foi efetuada a análise de variância (ANOVA) a três fatores: fator (A) material, com os níveis Eversoft, Mucopren soft, Ufi Gel P e Molloplast-B; fator (B) técnica de desinfecção, com os níveis clorexidina, glutaraldeído, hipoclorito e microondas; e fator (C) número de desinfecções, com os níveis antes da desinfecção (controle), 1ª desinfecção e 2ª desinfecção (tabela 1).

Tabela 1: Análise de Variância para as médias de dureza

Causa de variação	GL	SQ	QM	Valor de F
Fator A	3	22089,5197	7363,1732	1336,7508 **
Fator B	3	392,4099	130,8033	23,7467 **
Fator C	2	17,2179	8,6089	1,5629 ns
Fator A x B	9	853,8332	94,8704	17,2233 **
Fator A x C	6	46,0395	7,6732	1,3930 ns
Fator B x C	6	33,3458	5,5576	1,0090 ns
Fator A x B x C	18	140,8649	7,8258	1,4207 ns
Tratamentos	47	23573,2308	501,5581	
Resíduo	432	2379,5690	5,5083	

** significativa ao nível de 1% ns: não significativa Coeficiente de variação 9,6462%

Na tabela acima, observa-se que existe diferença estatisticamente significativa para os fatores A e B adotando-se nível de significância de 1%. A interação foi significativa entre os fatores (A) material e

(B) técnica de desinfecção, indicando que as médias de dureza dos materiais são influenciadas pelos métodos de desinfecção.

Considerando os dados obtidos a partir da análise de variância, uma comparação das médias de dureza Shore A dos diferentes materiais, submetidos às diferentes técnicas, foi realizada pelo teste de Tukey (1%), apresentadas nas tabelas 2, 3 e 4 respectivamente.

Tabela 2- Teste de Tukey para as médias de dureza em cada material

Material	Média
Molloplast-B	34.13 (3,2892) A
Mucopren soft	27.15 (1,2109) B
Ufi Gel P	18.33 (0,9397) C
Eversoft	17.69 (0, 5560) C

Medias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 1%

() desvio padrão

DMS = 0.7813

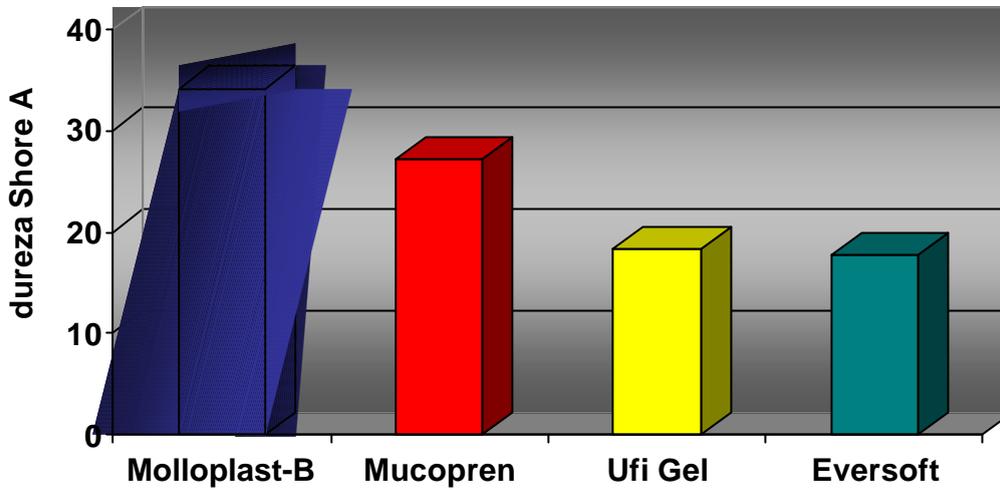


Figura 17: Ilustração gráfica da comparação das médias de dureza Shore A para cada material

De acordo com os dados da tabela 2 e da figura 17, pode-se observar que em média, o material Molloplast-B apresentou os maiores valores de dureza, com diferença estatística significativa ($p < 0,01$), quando comparado aos materiais Mucopren soft, Ufi Gel P e Eversoft. Os materiais Ufi Gel P e Eversoft apresentaram os menores valores de dureza, sem diferença estatística entre si ($p > 0,01$). O material Mucopren soft apresentou valores intermediários de dureza com diferença estatística para os demais materiais.

Tabela 3 - Teste de Tukey das médias de dureza em cada técnica de desinfecção

Técnica de desinfecção	Média de dureza Shore A
Glutaraldeído	25,66 (8,6993) A
Clorexidina	24,55 (7,3404) B
Microondas	23,87 (7,0077) BC
Hipoclorito	23,22 (5,6606) C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 1 %

() desvio padrão

DMS = 0.7813

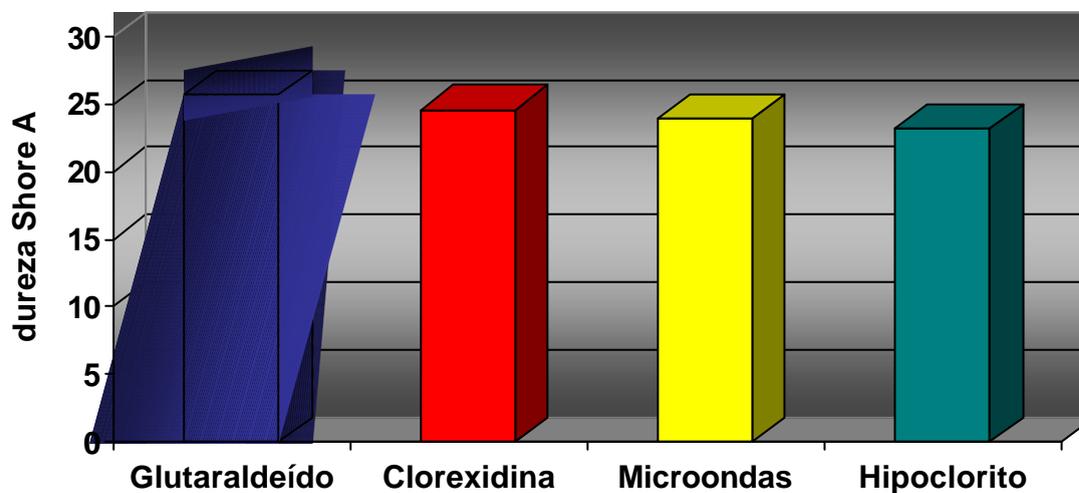


Figura 18: Ilustração gráfica das médias de dureza Shore A em cada método de desinfecção

Na tabela 3 e na figura 18, nota-se que a técnica de desinfecção com glutaraldeído propiciou os maiores valores de dureza para todos os materiais utilizados, com diferença estatisticamente significativa para as demais técnicas empregadas ($p < 0,01$). As desinfecções realizadas com solução de clorexidina e com energia por microondas não apresentaram diferença entre si ($p > 0,01$), no entanto, a desinfecção com solução de hipoclorito promoveu menores valores de dureza em relação à técnica com clorexidina, com diferença estatística entre si ($p < 0,01$), e sem diferença para a técnica de microondas ($p > 0,01$).

Tabela 4 - Teste de Tukey das médias de dureza para cada número de desinfecção

Número de desinfecção	Média de dureza Shore A
Controle	24,57 (7,4196) A
1ª desinfecção	24,29 (7,0358) A
2ª desinfecção	24,11 (7,2354) A

Medias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 1%

() desvio padrão

DMS = 0.6167

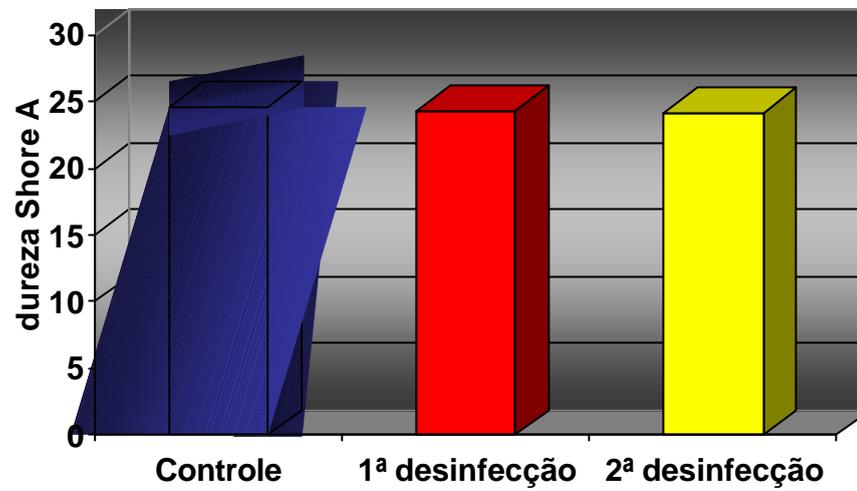


Figura 19: Ilustração gráfica das médias de dureza Shore A para cada período de desinfecção

Na tabela 4 e figura 19, podemos observar de um modo geral que o número de desinfecções, independente do material e das técnicas empregadas, não alterou a dureza dos materiais reembasadores macios.

Tabela 5: Teste de Tukey para média dos valores de dureza de acordo com os materiais e a técnica de desinfecção

Material	Técnica de desinfecção			
	Glutaraldeído	Microondas	Clorexidina	Hipoclorito
Molloplast-B	38,16 (0,6568) A a	33,51(1,0499) B a	35,16 (1,1067) C a	29,70 (0,8500) D a
Mucopren soft	28,14 (1,0927) A b	26,61 (1,9540)AB b	26,49 (0,6450) B b	27,37(0,0351) AB b
Ufi Gel P	19,07 (0,6677) A c	17,20 (0,4760) B c	18,80 (0,7490) A c	18,27 (0,7503) AB c
Eversoft	17,29 (0,2913) A d	18,18 (0,3426) A c	17,77 (0,4454) A c	17,52 (0,7995) A c

Médias seguidas por letras distintas maiúsculas na linha e minúsculas na coluna diferem entre si ao nível de significância de 1%. () desvio padrão DMS=1,5626

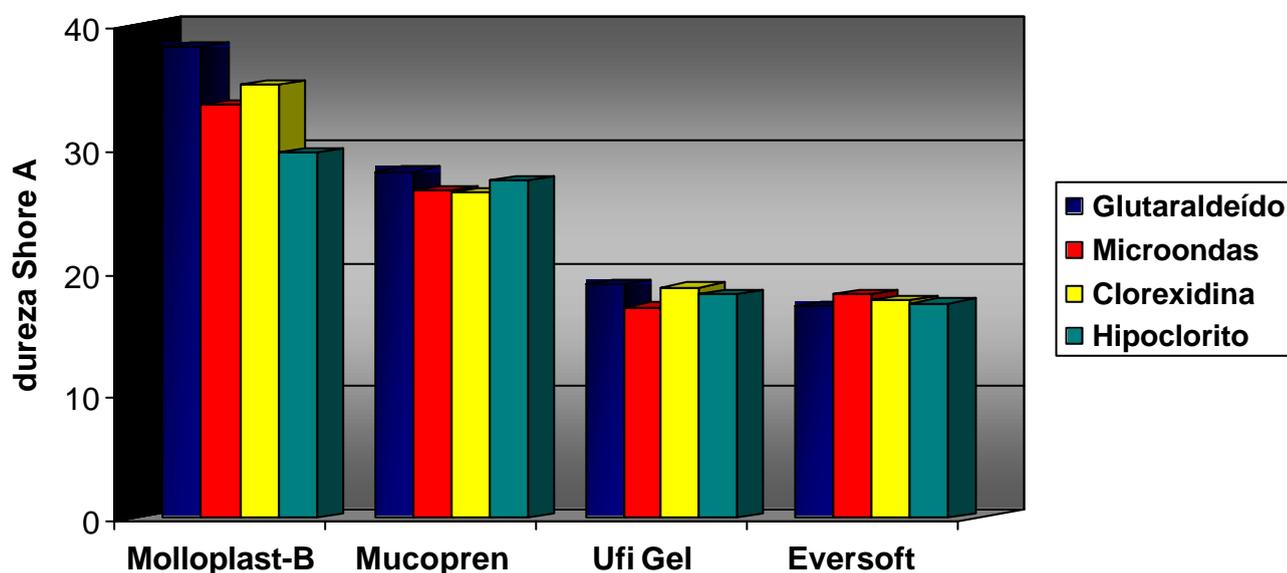


Figura 20: Ilustração gráfica para comparação das médias de dureza Shore A de cada material submetidos aos diferentes métodos de desinfecção

Analisando a tabela 5 e a figura 20, observamos que o material Molloplast-B apresenta os maiores valores de dureza, independente da técnica de desinfecção empregada, quando comparado com os demais materiais. No entanto, as diferentes técnicas de desinfecção promoveram efeitos diferentes sobre a dureza do Molloplast-B, sendo que a solução de glutaraldeído proporcionou a maior dureza, seguida pelas técnicas com clorexidina, microondas e hipoclorito, todas apresentando diferença estatística entre si ($p < 0,01$).

O material Mucopren soft apresentou valores intermediários de dureza, quando comparados aos demais materiais, em todas as técnicas de desinfecção utilizadas. Somente as amostras submetidas às técnicas de desinfecção com clorexidina e glutaraldeído apresentaram diferença estatística entre si ($p < 0,01$).

Os materiais Ufi Gel P e Eversoft apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si ($p < 0,01$) no grupo submetido à desinfecção com glutaraldeído. Além disso, estes materiais apresentaram os menores valores de dureza, quando comparados ao Molloplast-B e Mucopren soft.

5.2 Rugosidade

Para efeito de comparação das médias da rugosidade foi efetuada a análise de variância (ANOVA) a três fatores, como consideradas anteriormente.. As observações foram transformadas segundo raiz quadrada ($X + 0$) (tabela 6).

Tabela 6: Análise de variância para as médias de rugosidade

Causa de variação	GL	SQ	QM	Valor de F
Fator A	3	1,941	0,6471	104,6484 **
Fator B	3	0,1243	0,0414	8,5866 **
Fator C	2	0,0799	0,0400	7,0576 **
Fator A x B	9	0,1487	0,0165	3,5716 **
Fator A x C	6	0,0279	0,0047	1,1487 NS
Fator B x C	6	0,0471	0,0078	1,8455 NS
Fator A x B x C	18	0,1056	0,0059	1,2577 NS
Tratamentos	47	2,4749	0,0527	
Resíduo	432	1,9958	0,0046	

** significativa ao nível de 1% NS: não significativa Coeficiente de variação 15,1648 %

Na tabela acima, observa-se que existe diferença estatisticamente significativa para os fatores A, B e C adotando-se nível de significância de 1%. A interação foi significativa somente entre os fatores (A) material e (B) técnica de desinfecção, indicando que as médias de rugosidade dos materiais são influenciadas pelos métodos de desinfecção.

Considerando os dados obtidos a partir da análise de variância, uma comparação das médias de rugosidade dos diferentes materiais, submetidos às diferentes técnicas, foi realizada pelo teste de Tukey (1%), sendo apresentadas nas tabelas 7, 8 e 9 respectivamente.

Tabela 7: Teste de Tukey para as médias de rugosidade (Ra) em cada material

Material	Média de rugosidade(μm)
Molloplast-B	0,2509 (0,0455) A
Mucopren soft	0,2489 (0,0404) A
Eversoft	0,2224 (0,0269) B
Ufi Gel P	0,1184 (0,0129) C

Medias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 1%

() desvio padrão

DMS =0,0223

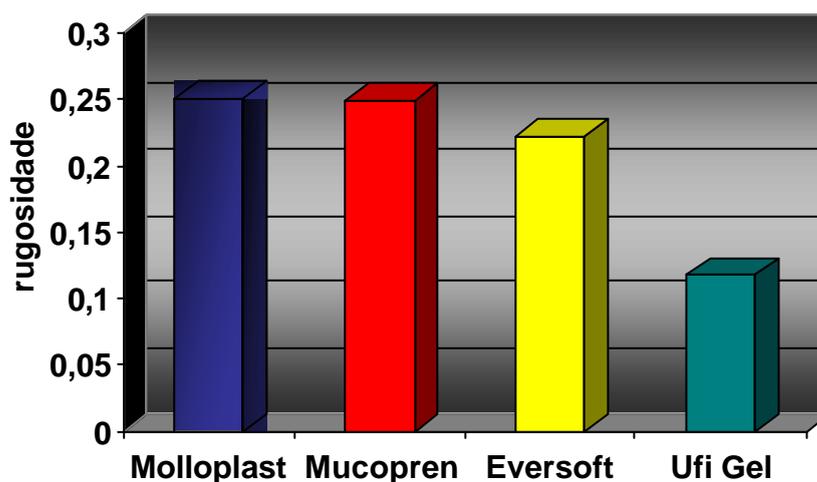


Figura 21: Ilustração gráfica das médias de rugosidade dos materiais

Na tabela 7 e figura 21 podemos observar que, de uma forma geral os materiais Molloplast-B e Mucopren soft apresentaram os maiores valores de rugosidade, sem diferença estatística entre si ($p>0,01$). O material Eversoft apresentou valores intermediários de rugosidade, com diferença estatística em relação aos demais materiais, inclusive para o Ufi Gel P, que demonstrou os menores valores de rugosidade quando comparado aos demais materiais estudados ($p<0,01$).

Tabela 8: Teste de Tukey para as médias de rugosidade (Ra) em cada método de desinfecção

Técnica de desinfecção	Média de rugosidade(μm)
Microondas	0,2304 (0,0762) A
Hipoclorito	0,2148 (0,0600) A B
Clorexidina	0,2082 (0,0624) B C
Glutaraldeído	0,1872 (0,0535) C

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 1%

() desvio padrão

DMS =0,0223

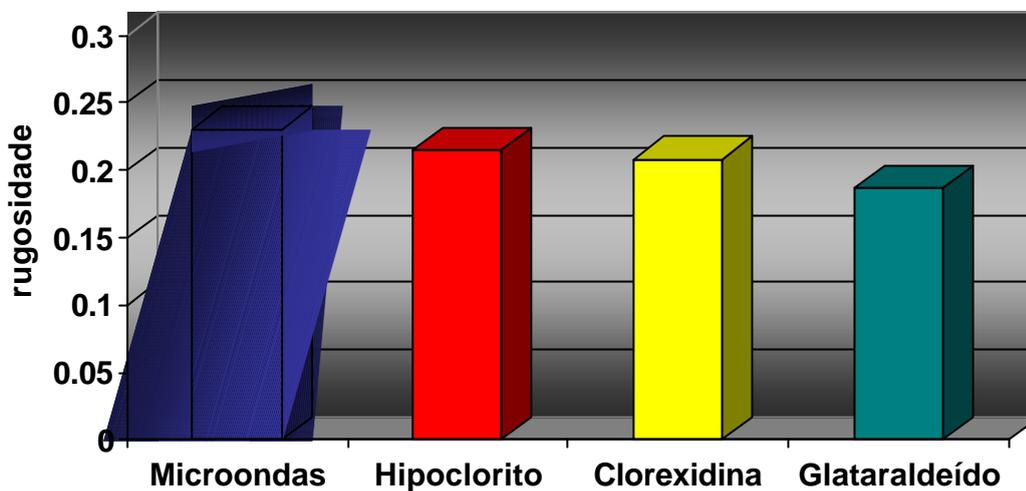


Figura 22: Ilustração gráfica das médias de rugosidade dos materiais (Ra) para cada método de desinfecção

De acordo com a tabela 8 e figura 22, as amostras submetidas a técnica de desinfecção com solução de glutaraldeído apresentou estatisticamente os menores valores de rugosidade ($p < 0,01$), independente do material, quando comparada às demais técnicas, porém sem diferença estatística para a clorexidina ($p > 0,01$). A técnica por energia de microondas apresentou os maiores valores sem diferença significativa ($p > 0,01$) para as amostras submetidas à solução de hipoclorito de sódio.

Tabela 9: Teste de Tukey para as médias de rugosidade (Ra) em cada número de desinfecção

Número de deisnfeccção	Média(μm)
Controle	0,2201(0,0638) A
1ª desinfecção	0,1941(0,0651) B
2ª desinfecção	0,2163 (0,0624) A

Médias seguidas por letras distintas diferem entre si ao nível de significância de 1%

() desvio padrão

DMS =0,0176

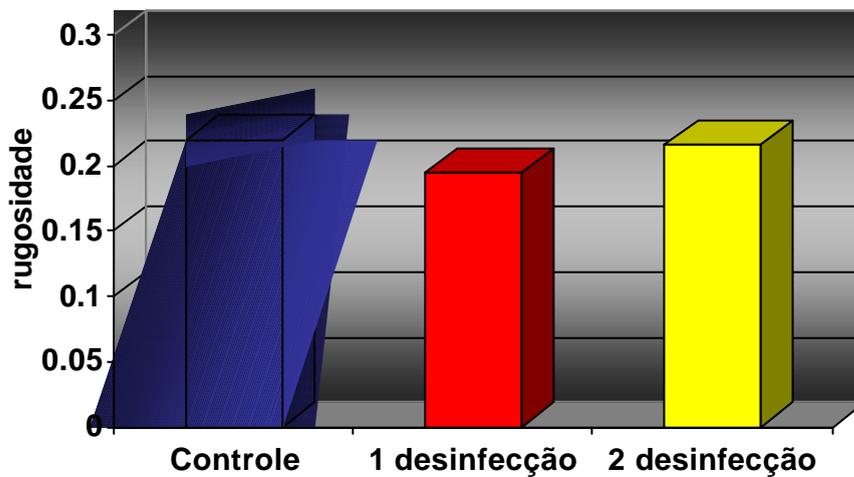


Figura 23: Ilustração gráfica das médias de rugosidade dos materiais(Ra) em cada período de desinfecção

Considerando o número de desinfecções efetuados nos corpos-de-prova observa-se na tabela 9 e figura 23 que a maior rugosidade foi obtida antes da aplicação dos ciclos de desinfecção, independente das técnicas ou dos materiais. No entanto, somente a primeira desinfecção promoveu uma diminuição dos valores de rugosidade quando comparado ao controle, com diferença estatística significativa ($p < 0,01$).

Tabela 10: Teste de Tukey das médias de rugosidade (Ra) para cada material de acordo com a técnica de desinfecção

Material	Técnica de desinfecção			
	Glutaraldeído	Microondas	Clorexidina	Hipoclorito
Ufi Gel P	0,1083(0,0177) A a	0,1148(0,0022) A a	0,1234(0,0109) A a	0,1271(0,0135) A a
Eversoft	0,2184(0,0116) B a	0,2239(0,0177) B a	0,2258(0,0519) B a	0,2214(0,0288) B a
Molloplast-B	0,1920(0,0364) B a	0,2839(0,0351) C b	0,2558(0,0336) B b	0,2717(0,0143) C b
Mucopren soft	0,2300(0,0176) B a	0,2989(0,0034) C b	0,2278(0,0486) B a	0,2391(0,0349) C a

Médias seguidas por letras distintas minúsculas na linha e maiúsculas na coluna diferem entre si ao nível de significância de 1%. () desvio padrão DMS=0,446

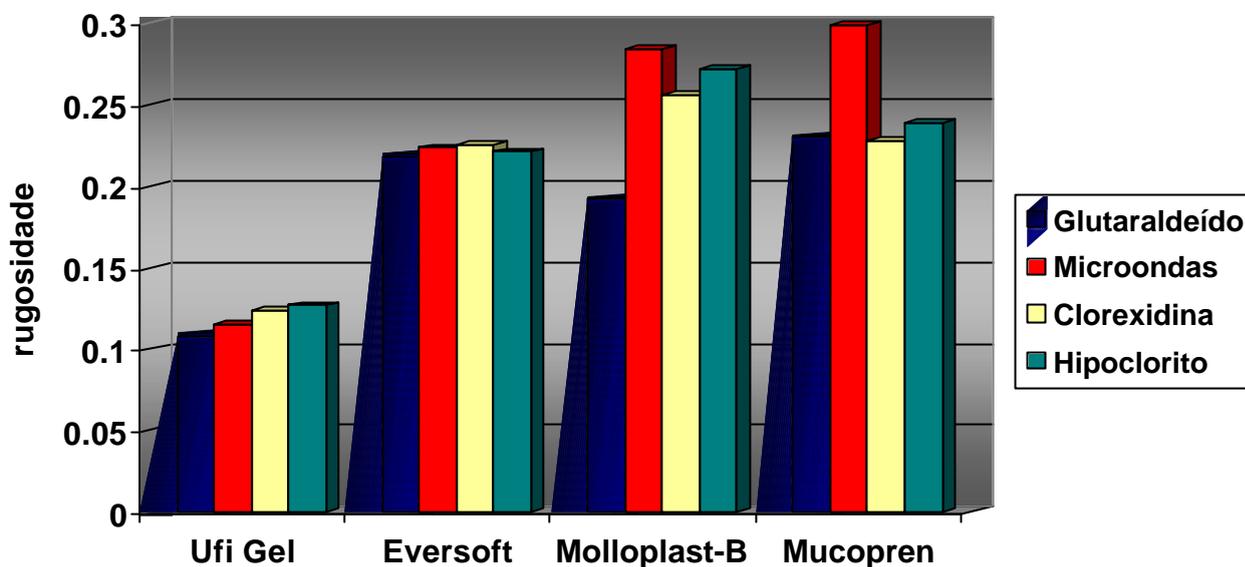


Figura 24: Ilustração gráfica para comparação das médias de rugosidade (Ra) de cada material submetidos aos diferentes métodos de desinfecção método de desinfecção

Aplicando-se o teste de Tukey (1%) para comparação das médias das interações dos materiais e técnicas de desinfecção, podemos observar na tabela 10 e figura 24 que o material o material Ufi Gel P apresentou os menores valores de rugosidade, com diferença estatística significante em relação aos demais materiais, quando submetidos às diferentes técnicas de desinfecção ($p < 0,01$).

Considerando a influência das técnicas de desinfecção sobre os materiais reembasadores macios, podemos notar que os grupos Ufi Gel P e

Eversoft não apresentaram valores de rugosidade com diferença estatisticamente significativa quando submetidos aos diversos tratamentos ($p>0,01$).

Para os corpos-de-prova confeccionados com Molloplast-B, a desinfecção com glutaraldeído apresentou menor rugosidade, com diferença significativa para as demais técnicas ($p<0,01$). No entanto, o Mucopren soft após a desinfecção com clorexidina apresentou a menor rugosidade superficial, com diferença estatística somente para a desinfecção em microondas ($p<0,01$).

6-Discussão

A desinfecção de próteses é de extrema importância para impedir a infecção cruzada entre o consultório odontológico e laboratório de prótese, prevenindo a contaminação dos profissionais e dos próprios pacientes de microorganismos patogênicos^{21,52,60,66,69}. As próteses confeccionadas com reembasadores macios apresentam maior facilidade para colonização por microorganismos, principalmente *C albicans*, comparadas com as resinas acrílicas convencionais, devido a maior porosidade interna e rugosidade superficial^{38,43,46,63}.

Neste estudo foi avaliada a influência de técnicas de desinfecção com soluções químicas e com energia por microondas sobre a dureza e rugosidade de superfície de materiais reembasadores macios.

6.1-Dureza

Na literatura, existe um grande número de sugestões para se classificar os materiais reembasadores macios. Segundo, Murata et al.⁴¹ (2002) os materiais macios utilizados sob a superfície interna das bases rígidas de próteses podem ser divididos em materiais reembasadores macios permanentes ou temporários.

Os materiais reembasadores permanentes são utilizados para pacientes que não conseguem utilizar próteses confeccionadas com bases rígidas de resina acrílica³⁹, devido à severa reabsorção do rebordo alveolar e a espessura extremamente fina da mucosa de suporte. Deste maneira, o uso destes materiais

tem o intuito aliviar o desconforto do paciente causado pela transmissão de força oclusal para a mucosa ⁴⁸. Em um estudo clínico realizado por Murata et al.⁴¹, em 2002, observou-se que o emprego dos reembasadores macios promoveu um grande aumento da função mastigatória além de maior satisfação dos pacientes quando comparado com próteses de bases duras.

De acordo com muitos autores ^{7, 20, 40, 41, 64, 65, 71}, a eficácia dos materiais reembasadores macios é atribuída as propriedades viscoelásticas, que depende da quantidade de força aplicada sobre os materiais ³⁰. Em virtude desta elasticidade, o material poderá se deformar quando submetido a uma força e retornar ao estado original quando a força for removida. Contudo, sua recuperação não é instantânea, devido a viscosidade do material ³⁶.

Clinicamente esta característica está relacionada com a função de absorver e redistribuir a energia gerada pela forças oclusais durante a função da prótese. Kawano et al.^{23,25}, complementaram que além dos materiais reembasadores macios distribuírem uniformemente o impacto das forças funcionais para os tecidos de suporte, também reduzem a energia gerada pelas forças mastigatórias.

Uma forma simples de se obter a medida do módulo de elasticidade ou a “maciez” de um elastômero, é o ensaio de dureza baseado na mensuração da resistência à penetração de um indentador quando uma força é aplicada ^{9, 11, 26, 31, 67, 70}.

Neste estudo, a dureza Shore A de diferentes materiais reembasadores macios foi medida e comparada com os valores obtidos após a

aplicação de diferentes técnicas de desinfecção. De acordo com a tabela 2, podemos observar que o material Molloplast-B apresentou a maior dureza quando comparado aos demais materiais. Os mesmos resultados foram obtidos por Hekimoglu & Anil¹⁸ (1999), ao observarem que a dureza do material Molloplast-B foi superior a dos materiais Ufi Gel, Simpa e Flexor, antes e após o envelhecimento. O fato do material Molloplast-B apresentar maior dureza quando comparado aos materiais compostos por resina acrílica é atribuído a natureza dos materiais elastoméricos e ainda pela maior quantidade de ligações cruzadas presente entre as cadeias do polímero⁸.

No entanto, apesar dos materiais Ufi Gel e Mucopren apresentarem composição química semelhante ao Molloplast-B, seus valores de dureza foram inferiores (Tabela 2). A explicação para esta diferença talvez seja devido as técnicas de polimerização empregadas, 45° C por um período de 20 minutos em banho d'água para o Ufi Gel e Mucopren soft, enquanto que o Molloplast-B foi processado em forno de microondas por 10 minutos a 800W.

Sabe-se que o método de polimerização empregado nestes materiais pode influenciar em suas propriedades físicas⁵³. De acordo com vários autores^{11, 50, 72}, os materiais processados no laboratório, submetidos às técnicas convencionais, podem apresentar um maior grau de polimerização quando comparados aos materiais polimerizados sob baixas temperaturas e pressão, sugerindo que as técnicas de processamento podem influenciar as propriedades físicas e mecânicas destes materiais. Parr e Rueggeberg⁴⁸ em 2002 avaliaram dois reembasadores macios a base de silicone e observaram que os valores de dureza

shore A foram significativamente maiores para o material polimerizado em laboratório com alta temperatura e sob pressão do que o autopolimerizado.

Porém, a literatura não estabelece, de forma precisa, um valor de dureza ideal para utilização clínica dos materiais reembasadores macios¹⁷. Craig & Gibbons¹¹, em 1961, sugeriram que quanto maior a maciez do material, maior a extensão em absorver os efeitos de impactos. Dessa forma, baixa dureza é uma característica desejável para os reembasadores macios⁶¹.

Entretanto, a manutenção desta propriedade constitui um dos maiores problemas na utilização destes materiais, já que a maioria dos reembasadores não é estável em meio aquoso como a cavidade oral. Durante sua utilização clínica, estes materiais são imersos em saliva, água ou soluções desinfetantes para limpeza^{8, 14, 24, 26, 27}, o que causa solubilização de componentes, como os agentes plastificantes, e conseqüente absorção de água⁹. Segundo Hekimoglu & Anil¹⁹ (1999), alta absorção e solubilidade são associadas com inchaço, distorção, endurecimento, absorção de odores, suporte para crescimento de microrganismos, alterações de cor e deslocamento do reembasador da base da prótese.

El-Hadary & Drummond¹⁴ (2000) avaliaram a absorção e solubilidade de dois reembasadores macios, observaram que o material a base de resina acrílica apresentou maior solubilidade do que o material a base de silicone.

Várias pesquisas já demonstraram que os métodos de desinfecção propostos, como a utilização de soluções químicas como glutaraldeído, soluções de hipoclorito de sódio e clorexidina^{5, 10, 29, 32, 57}, bem

como a energia por microondas^{3, 55, 56}, são eficazes quando aplicadas sobre a resina acrílica convencional para confecção de bases de próteses. Além disso, as propriedades físicas e mecânicas deste material apresentaram-se satisfatórias após o emprego das diferentes técnicas, sem apresentar, portanto, danos às próteses que sejam submetidas a estes tratamentos^{2, 37, 51, 59, 62}.

Para os materiais reembasadores macios, a eficiência dos métodos e as possíveis alterações em suas propriedades físicas e mecânicas ainda não foram completamente esclarecidas. Poucos são os estudos que avaliam a eficácia das técnicas de desinfecção e quais suas implicações na alteração destes materiais^{4, 13, 15} já que são instáveis em meio aquoso, podendo comprometer sua eficiência pela alteração das características viscoelásticas, conseqüentemente da dureza.

Os resultados deste estudo demonstraram que de uma forma geral, a solução de glutaraldeído 2% promoveu os maiores valores de dureza nos materiais testados (Tabela 3). Pode-se observar desta maneira que os materiais compostos por silicone comportaram-se de maneira semelhante à técnica de desinfecção com glutaraldeído.

Para o material Eversoft é válido considerar que os valores de dureza foram numericamente maiores no grupo submetido à desinfecção em microondas. Possivelmente, tal comportamento pode ter ocorrido pela elevação significativa da temperatura no interior do corpo-de-prova, promovendo uma polimerização adicional com maior conversão dos polímeros⁵⁰, ou pela evaporação dos agentes plastificantes presentes nos materiais compostos por

resina acrílica. Na nossa opinião, talvez a segunda hipótese seja mais provável, já que os materiais a base de silicone também foram submetidos à mesma técnica de desinfecção e, no entanto, não apresentaram os maiores valores de dureza (tabela 5).

Entretanto pode-se considerar que o material Eversoft comportou-se de maneira estável, pois não apresentou diferença significativa nos valores de dureza nas diferentes técnicas de desinfecção (tabela 5). Ao contrário, os materiais Molloplast-B, Mucopren e Ufi Gel apresentaram diferença nos valores de dureza Shore A nas quatro técnicas de desinfecção empregadas. Porém as diferenças entre os valores numéricos apresentados pelo Mucopren e Ufi Gel são mínimas e provavelmente não apresentem significância clínica.

Os resultados da tabela 4 mostram que as sucessivas desinfecções (1º e 2º) não promovem alteração na dureza dos materiais, independente da técnica de desinfecção empregada. Dixon et al.¹³ em 1999, observaram os mesmos resultados para desinfecção com energia por microondas, somente para o Molloplast-B. Já o material Permasoft (resina acrílica), apresentou alteração na dureza Shore A após a aplicação de cinco ciclos de desinfecção em aparelho de microondas.

Contrário a estes resultados, Tan et al.⁶¹ em 2000, demonstraram que as médias de dureza do material Molloplast-B diminuíram após o tratamento com diferentes soluções de limpeza após quatro meses e meio de imersão.

Frente aos resultados obtidos neste estudo, pode-se observar que a aplicação de dois ciclos de desinfecção, utilizando qualquer uma das técnicas propostas, não afetou a dureza dos materiais reembasadores macios Molloplast-B, Mucopren, Ufi Gel e Eversoft. No entanto, mais estudos devem ser realizados com o intuito de observar os efeitos a longo prazo dos métodos de desinfecção sobre a dureza destes materiais.

6.2-Rugosidade

A respeito das propriedades desejáveis para os materiais utilizados na confecção de próteses, aquelas relacionadas com a superfície como rugosidade, energia livre de superfície, tensão superficial, umedecimento, hidrofobicidade, interação eletrostática e microdureza são de importância clínica, pois estão intimamente relacionadas com o acúmulo de placa bacteriana^{6, 44, 68}. Superfícies rugosas das próteses provocam a adesão de *Candida albicans*, a qual é o principal fator etiológico das estomatites. Por esse motivo é desejável que a superfícies dos materiais utilizados para confecção de prótese sejam lisas a ponto de minimizar ou impedir o acúmulo de placa bacteriana⁷³.

Todos os materiais utilizados neste estudo apresentaram valores médios de rugosidade (Ra) em torno de 0,2 μm (tabela 7), estando de acordo com os valores sugeridos pelo estudo de Bollen et al.⁶ (1997). O material Ufi Gel apresentou os menores valores ao passo que o Molloplast-B e o Mucopren apresentaram as maiores médias de rugosidade seguidas pelo Eversoft.

Os resultados obtidos por Zissis et al.⁷³ em 2000, foram contrários aos encontrados neste estudo, pois os autores observaram que o material reembasador a base de resina acrílica, apresentou o menor valor de rugosidade sem diferença para o Molloplast-B.

Em nosso estudo, as diferenças entre os valores de rugosidade dos materiais reembasadores a base de silicone provavelmente estão relacionadas com a consistência de cada um deles e a superfície sobre a qual são processados. O material Molloplast-B possui consistência de uma pasta extremamente densa, a qual apresentou certa dificuldade para o preenchimento das matrizes, devido à necessidade de conferir pressão durante o preenchimento das mesmas. O mesmo pode ser dito para o material Mucopren, pois apesar da facilidade de aplicação (cartuchos para dispensador automático), apresentava uma certa resistência em passar através da ponta dosadora. Por outro lado o material Ufi Gel possui uma consistência regular, apresentando um melhor escoamento do material. Dessa forma, acreditamos que o Molloplast-B e o Mucopren apresentaram menor capacidade em copiar os detalhes da superfície extremamente lisa do vidro, sobre o qual as amostras foram processadas, conferindo-lhes assim maiores valores médios de rugosidade.

Radford et al.⁵⁴ em 1997, avaliaram a rugosidade de amostras confeccionadas sobre placas de vidro com os materiais Molloplast-B e Novus. No entanto, os valores médios de Ra obtidos por estes autores (1,3 e 1,5 μm) foram bem maiores do que os observados neste estudo. Esta diferença pode ser atribuída

a diferença na metodologia para obtenção dos valores de rugosidade, já que estes autores empregaram a avaliação por meio de microscopia confocal.

Apesar dos valores baixos de rugosidade (Ra) obtidos neste estudo, sabe-se que a lisura conferida aos corpos de prova pela utilização da placa de vidro não condiz com aquela que apresentará uma prótese confeccionada de forma convencional, pois o vidro produz uma superfície mais polida nas amostras do que quando se utiliza lixas, pedras ou produtos para polimento. Além disso, os materiais reembasadores macio são geralmente processados sobre modelos de gesso, sendo que a superfície resultante reproduzirá a superfície do modelo, a qual não é polida. Em dois estudos realizados por Loney & Moulding³³ (1993) e Loney et al.³⁴ (1994), as amostras de Molloplast-B e Novus apresentaram valores médios de rugosidade em torno de 0,66 e 0,96 μ m. Os maiores valores encontrados por estes autores podem ser atribuídos as diferenças na superfície do material utilizado para o processamento das amostras.

Neste estudo, o valor de rugosidade de cada material serviu apenas como parâmetro de comparação para avaliar o efeito das técnicas e dos números de desinfecções aplicados. Dessa forma, a utilização da placa de vidro proporcionou maior facilidade na confecção das amostras devido a obtenção de superfícies lisas eliminando a necessidade de procedimentos de polimento.

Na literatura consultada não foi encontrado nenhum trabalho comparando a rugosidade de materiais reembasadores macios permanentes submetidos à desinfecção com as técnicas utilizadas neste estudo. Somente Tan et al.⁶¹ (2000) avaliou os efeitos de agentes de limpeza sobre a rugosidade do

Molloplast-B. Contudo, a maioria dos desinfetantes utilizados pelos autores era composta por perborato e persulfato, sendo somente um à base de hipoclorito de sódio. Apesar da concentração do hipoclorito não ser especificada, os autores observaram que não houve nenhuma alteração significativa na rugosidade das amostras após a aplicação das soluções.

Entretanto, outros estudos mostraram que os agentes de limpeza podem provocar alterações superficiais nos materiais reembasadores macios temporários, principalmente naqueles compostos por resina acrílica^{44, 45}.

Da mesma forma, os resultados obtidos neste estudo mostraram que a aplicação de dois ciclos de desinfecção produziu alterações nos valores médios de rugosidade dos materiais estudados, como mostram os dados da tabela 9. Após a aplicação do primeiro ciclo, houve diminuição significativa dos valores de Ra, sendo que após o segundo ciclo, as amostras apresentaram rugosidade sem diferença estatística para o grupo controle.

Em relação às técnicas de desinfecção (tabela 8), as amostras submetidas ao forno de microondas e ao hipoclorito apresentaram os maiores valores de Ra, não demonstrando diferença significativa entre si. As amostras submetidas à clorexidina e ao glutaraldeído apresentaram os menores valores de Ra. Davenport et al.¹² (1978) e Harrison et al.¹⁶ (1989) observaram que uma solução de limpeza para próteses a base de hipoclorito causou um aumento de rugosidade e degradação superficial somente no material condicionador de tecido Coe-Comfort.

A análise destes dados juntamente com os dados da tabela 10 nos leva acreditar que os diferentes materiais se comportaram de maneira semelhante e estável, quanto à rugosidade e às técnicas de desinfecção selecionadas neste trabalho.

Dessa forma, podemos observar a viabilidade do emprego das técnicas de desinfecção sobre os materiais reembasadores macios permanentes. Porém, estudos em longo prazo e avaliação de outras propriedades como solubilidade, absorção, alteração de cor devem ser avaliadas para se determinar o melhor procedimento de desinfecção dos diferentes materiais reembasadores existentes.

7 – Conclusão

Diante das condições experimentais deste estudo podemos concluir que:

1. A dureza dos materiais reembasadores macios não foi influenciada após a aplicação de dois ciclos de desinfecção;
2. A desinfecção com solução de Glutaraldeído 2% promoveu os maiores valores de dureza nos materiais Molloplast-B, Mucopren e Ufi Gel;
3. O material Eversoft não apresentou diferença na dureza em nenhuma das técnicas de desinfecção;
4. A rugosidade de superfície diminuiu após o primeiro ciclo de desinfecção;
5. Os materiais Eversoft e Ufi Gel não apresentaram diferença nos valores de rugosidade de superfície nas diferentes técnicas de desinfecção.

8-Referências

1. AMERICAN SOCIETY FOR TESTING & MATERIALS. *D. 2240-00*: Standard test method for rubber property-durometer hardness. West Conshohocken: ASTM, 200. 8p.
2. ASAD, T.; WATKINSON, A.C.; HUGGETT, R. The effect of disinfection procedures on flexural properties of denture base acrylic resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 68, n.1, p.191-195, July 1992.
3. BANTING, D.W.; HILL, S. A. Microwave disinfection of dentures for treatment of oral candidiasis. **Spec. Care Dentist.**, Chicago, v. 21, n. 1, p.4-8, 2001.
4. BAYSAN, A.; WHILEY, R.; WRIGTH, P.S. Use of microwave energy to disinfect a long-term soft lining material contaminated with *Candida albicans* or *Staphylococcus aureus*. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.79, n.4, p.454-458, Apr.1998.
5. BELL, J.A. et al. The effectiveness of two disinfectants on denture base acrylic resin with an organic load. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 61, n.5, p. 580-583, May 1989.
6. BOLLEN, C.M.L.; LAMBRECHETS, 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.**, Copenhagen, v.13, n.4, p.258-269, July 1997.

-
7. BRADEN, M.; WRIGHT, P.S.; PARKER, S. Soft Lining Materials – A Review. **Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.**, Larkfield, v.3, n.4, p.163-174, June 1995.
 8. BROWN, D. Resilient soft liners and tissue conditioners. **Br. Dent. J.**, London, v.11, p. 357-60, June 1988.
 9. CANAY,S., et al. Evaluation of colour and hardness changes of soft lining materials in food colorant solutions. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 26, n.10, p. 821-829, Oct. 1999.
 10. CHAU, V.B. et al. In-depth disinfection of acrylic resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.74, n.3, p.309-313, Sept. 1995.
 11. CRAIG, R.G.; GIBBONS, P. Properties of resilient denture liners. **J Dent. Am. Associat.**, Chicago, v .63, p.65-72, Sept. 1961.
 12. DAVENPORT, J. C.; WILSON, J. H.; BASKER, R. M. The compatibility of tissue conditioners with denture cleansers and clorexidine. **J. Dent.**, Guildford, v. 6, n. 3, p. 239-246, Sept. 1978.
 13. DIXON, D.L.; BREEDING, L.C.; FALER, T.A. Microwave disinfection of denture base materials colonized with *Candida albicans*. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 81, n. 2, p. 207-214, Feb. 1999.
 14. EL-HADARY, A.; DRUMMOND, J.L. Comparative study of water sorption, solubility, and tensile bond strength of two soft lining materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 83, n. 3, p.356-361, Mar. 2000.

-
15. FURUKAWA, K.K. et al. Effectiveness of chlorine dioxide in disinfection on two soft denture liners. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis v.80, n.6, p.723-729, Dec. 1998.
 16. HARRISON, A.; BASKER, R. M.; SMITH, I.S. The compatibility of temporary soft materials with immersion denture cleansers. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.2, n.3, p. 254-258, June 1989.
 17. HAYAKAWA, I. et al. Soft denture liner of fluoroethylene copolymer and its clinical evaluation. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, n.3, v.51, p.310-313, Mar. 1984.
 18. HEKLIMOGLU, C.; ANIL, N. The effect of accelerated aging on mechanical properties of soft denture lining materials. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 26, n.9, p.745-748, Sept. 1999.
 19. HEKLIMOGLU, C.; ANIL, N. Sorption and solubility of soft liners after accelerated aging. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 12, n.1, p.44-46, Feb. 1999.
 20. JEPSON, N.J.A.; McCABE, J.F.; STORER, R. Evaluation of the viscoelastic properties of denture soft lining materials. **J. Dent.**, Guildford, v. 21, n.4, p. 163-170, June1993.
 21. KAHN, R. C.; LANCASTER, M. V.; KATE Jr., W. The microbiologic cross-contamination of dental prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis , v. 47 , n .5 , p. 556-559, May 1982.
 22. KATBERG Jr., J.W. Cross-contamination via prosthodontic laboratory. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 32, n. 4, p.412-419, Oct. 1974.

-
23. KAWANO, F. et al. The influence of soft lining material on pressure distribution. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 65, n.4, p.567-575, Apr. 1991.
 24. KAWANO, F. et al. Sorption and solubility of 12 soft denture liners. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 72, n.4, p.393-398, Oct. 1994.
 25. KAWANO, F. et al. Impact absorption of four processed soft denture liners as influenced by accelerated aging. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 10, n. 1, p. 55-60, Jan./Feb. 1997.
 26. KAZANJI, M.N.M.; WATKINSON, A.C. Influence of thickness, boxing, and storage on the softness of resilient denture lining materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.59, n. 6, p.677-680, June 1988.
 27. KAZANJI, M.N.M.; WATKINSON, A.C. Soft lining materials: their absorption of, and solubility in, artificial saliva. **Br. Dent. J.**, London, v.165, n. 3, p.91-94, Aug. 1988.
 28. KIAT-AMNUAY, S., et al. Simplified methods for fabricating tissue-supported implant-retained over dentures with from a resilient liner, **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.82, n.2, p.242-245, Aug. 1999
 29. KINYON, J. T. et al. The use of warm solutions for more rapid disinfection of prostheses. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard v.2, n.6, p. 518-523, Nov./Dec. 1989.
 30. KOHN, D. H. Mechanical Properties. In: CRAIG, R. G.; POWERS, J. M. **Restorative Dental Materials**. 11th ed. St. Louis: Mosby, 2002.cap. 4, p.67-124.

-
31. LAMMIE, G. A.; STORER, R. A preliminary report on resilient denture plastics. **J. Proshet. Dent.**, St. Louis, v. 8, n. 3, p.411-24, May 1958.
 32. LIN, J.J. et al. Disinfection of denture base acrylic resin. **J. Proshet. Dent.**, St. Louis, v.81, n. 2, p.202-206, Feb.1999.
 33. LONEY, R.W.; MOULDING, M.B. The effect of fining and polishing on surface roughness of a processed resilient denture liner. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 6, n. 4, p.390-396, July/Aug.1993.
 34. LONEY, R.W.; MOULDING, M.B; HACKER, C.H. Finishing and polishing of poly (fluoroalkoxy-phosphazene) resilient denture liner. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.7, n. 4, p.362-367, July/Aug. 1994.
 35. LOUKA, A. N.; GESSER, H. D.; KASLOFF, Z. A laboratory evaluation of the effect of two surface-wetting treatments on soft dentures liners. **J. Dent. Res.**, Washington DC, v. 56, n.8, p. 953-959, Aug. 1977.
 36. LUU, A. Effect of glaze coatings and pressure-heat processing on short term soft denture liners. 1999. 99f. Thesis (Master of science)- School of Dentistry, University of Florida, Florida. Disponível em:
<http://grove.ufl.edu/~aluuMSThesis1.pdf>> acesso em 18 dez.2002.
 37. MA, T.; JOHNSON, G.H.; GORDON, G. E. Effects of chemical disinfectants on the surface characteristics and color of denture resins. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.77, n.2, p.197-204, Feb. 1997.
 38. MACK, P.J. Denture soft lining materials: clinical indications. **Austr. Dent. J.**, Sidney, v.34, n.5, p. 454-458, Oct. 1989.

-
39. MACK, P.J. Denture soft linings: materials available. **Austr. Dent. J.**, Sidney, v.34, n.6, p. 517-21, Dec.1989.
 40. MURATA, H. et al. Dynamic viscoelastic properties and the age changes of long-term soft denture liners. **Biomaterials**, Guildford, v. 21, p. 1421-1427, 2000.
 41. MURATA, H. et al. Dynamic viscoelasticity of soft liners and masticatory function. **J. Dent. Res.**, Washington DC, v.81, n. 2, p.123-128, Feb. 2002.
 42. NAJDOVSKI, L.; DRAGAS, A.Z.; KOTNIK, V. The killing activity of microwaves on some non-sporogenic and sporogenic medically important bacterial strains. **J. Hosp. Infect.**, San Diego, v.19, n.4, p. 239-247, Dec.1991.
 43. NIKAWA, H. et al. In vitro evaluation of *Candida albicans* adherence to soft denture-lining materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.68, n.5, p. 804-808, Nov.1992.
 44. NIKAWA, H. et al. Effects of denture cleansers on direct soft denture lining materials. **J. Prosthet. Dent.**, S. Louis, v. 72, n.6, p. 657-662, Dec. 1994.
 45. NIKAWA, H. et al. Comercial denture cleansers-cleansing efficacy against *Candida albicans* biofilm and compatibility with soft denture lining materials. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v. 8, n.5, p. 434-444, Sept./Oct. 1995.
 46. OKITA, N. et al. In vivo and in vitro studies on soft denture materials: microbial adhesion and tests for antibacterial activity. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 7, n.3, p.155-160, July 1991.

-
47. PARKER, H.M. Impact reduction in complete and partial dentures: a pilot study. **J. Prosthet. Dent.**, St.Louis, v.16, n.2, p.227-245, Mar./Apr. 1966.
 48. PARR, G.R.; RUEGGEBERT, F.A. In vitro hardness, water sorption, and resin solubility of laboratory-processed and autopolymerized long-term resilient denture liners over one year of water storage. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.88, n.2, p.139-144, Aug. 2002.
 49. PLOTNICK, I.J. Stress regulator for complete and partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St.Louis, v.17, n.2, p.166-171, Feb. 1967.
 50. POLYZOIS, G.L.; FRANGOU, M.J. Influence of curing method, sealer, and water storage on the hardness of soft lining material over time.**J. Prosthodont.**, Philadelphia, v. 10, n. 1, p.42-45, Mar. 2001.
 51. POLYSOIS, G. L. et al. The effect of glutaraldehyde and microwave disinfection on some properties of acrylic denture resin. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.8, n.2, p-150-154, Mar./Apr.1995.
 52. POWELL, L. G. et al. The presence and identification of organisms transmitted to dental laboratories. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 64, n. 2, p. 235-237, 1990.
 53. QUDAH, S.; HARRISON, A.; HUGGESTT, R. Soft lining materials in prosthetic dentistry: a review. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard., v. 3, n.5, p. 477-483, Sept./Oct. 1990.
 54. RADFORD, D.R. et al. The effects of surface machining on heat cured acrylic resin and two soft denture base materials: a scanning electron

- microscope and confocal microscope evaluation. **J. Prosthet. Dent**, St. Louis, v.78, n. 2, p. 200-208, Aug. 1997.
55. ROHRER, M.D.; BULARD, R.A. Microwave sterilization. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.110, n.2, p.194-198, Feb. 1985.
56. ROSASPINA, S., AZANEL, D.; SALVATORELLI, G. Microwave sterilization of enterobacteria. **Microbios.**, v.76,n. 309, p.263-70, 1993.
57. RUDD, R. W. et al. Sterilization of complete dentures with sodium hypochlorite. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 51, n.3, p. 318-321, Mar. 1984.
58. SAUER JR., J.L.A clinical evaluation of silastic 390 as a lining material for dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.16, n. 4, p.650-60, July/Aug.1966.
59. SHEN, C.; JAVID, S.D.; COLAIZZI, F. A. The effect of glutaraldehyde base disinfectants on denture bases resins **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 61, n.5, p.583-589, May1989.
60. STERN, M. A. and WHITACRE, R.J. Avoiding cross-contamination in prosthodontics. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.46, n.2, p.619-623, Aug. 1981.
61. TAN, H. K. et al. Effect of denture cleansers, surface finish, and temperature on Molloplast B resilient liner color, hardness and texture. **J. Prostodont**, Philadelphia, v. 9, n.3, p. 148-155, Sept. 2000.
62. THOMAS, C. J.; WEBB, B. C. Microwaving of acrylic resin dentures. **Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.**, Larkfield v.3, n.4, p.179-82 ,June 1995.

-
63. VERRAN, J.; MARYAN, C. Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone different surface topography. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.77, n.5, p.535-539, May 1997.
 64. WAGNER, W.C. et al. Dinamic viscoelastic properties of processed soft denture liners: Part I- Initial properties. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.73,n.5, p.471-477, May 1995.
 65. WAGNER, W.C. et al. Dinamic viscoelastic properties of processed soft denture liners: Part II- Effects of aging. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.74, n. 3, p.299-304, Sept. 1995.
 66. WAKEFIELD, C.W. Laboratory contamination of dental prostheses. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.44 , n.2 , p.143-146, Aug, 1980.
 67. WATERS, M.G.J.; JAGGER, R.G. Mechanical properties of a experimental denture soft lining material. **J. Dent.**, Guildford, v.27, p.197-202, 1999.
 68. WATERS, M.G.J. et al. Adherence of *Candida albicans* to experimental denture soft lining materials. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.77,n. , p.306-312, Mar. 1997.
 69. WILLIAMS, H.N.; FALKLER W.A.; HASLER, J.F. Acinetobacter contamination of laboratory dental pumice. **J. Dent. Res.**, Washington DC, v.62, n. 10, p.1073-1075, Oct. 1983.
 70. WILSON, H.J.; TOMLIN, H.R. Soft lining materials: some relevant properties and their determinations **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v. 126, n.7, p. 244-250, Mar.1969.

-
71. WRIGHT, P. S. Soft lining materials: their status and prospects **J. Dent.**, Guildford, v. 4, n.6, p. 247-256, Nov. 1976.
 72. YOELI, Z.; MILLER, V.; ZELTSER, C. Consistency and softness of soft liners. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.75, n.4, p. 421-428, Apr.1996.
 73. ZISSIS, A.J. et al. Roughness of denture materials: a comparative study. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.13, n. 2, p. 136-140, Mar./Apr. 2000.

PAVAN, S. Efeitos das técnicas de desinfecção sobre a dureza e rugosidade superficial de materiais reembasadores macios. Araraquara, 2003. 144 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral-Área de Concentração Prótese)- Faculdade de Odontologia-Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

Resumo

O objetivo deste estudo foi avaliar o efeito de técnicas de desinfecção utilizando soluções de glutaraldeído 2%, hipoclorito de sódio 5%, clorexidina 5% e energia por microondas sobre a dureza e rugosidade de superfície dos materiais reembasadores macios Ufi Gel , Molloplast-B, Eversoft e Mucopren soft. Quarenta corpos-de-prova de cada material com dimensões de 36x7x6 mm foram processados em muflas plásticas para microondas e polimerizados de acordo com as recomendações dos fabricantes. As amostras foram divididas em grupos (n=10) e submetidas à desinfecção por 10 minutos nas soluções químicas e, em forno de microondas doméstico por período de 3 minutos à 500W. As leituras de dureza e rugosidade foram realizadas 24 horas após a confecção dos corpos de prova e após aplicação do 1º e 2º ciclo de desinfecção, respectivamente. As leituras de dureza foram realizadas sobre uma das faces do corpo de prova com auxílio de durômetro Shore A. Sobre a face oposta foram realizadas as leituras de rugosidade com rugosímetro Surf-Corder SE 1700. Os dados obtidos foram submetidos à análise de variância e teste de Tukey ao nível de significância de 1%. Conclui-se que a aplicação de dois ciclos de desinfecção não produziu alterações na dureza dos materiais utilizados. Porém, houve diminuição na rugosidade após o primeiro ciclo de desinfecção. A técnica de

desinfecção com solução de glutaraldeído 2% promoveu os maiores valores de dureza nos materiais Molloplast-B, Mucopren soft e Ufi Gel. Já o material Eversoft não apresentou alteração nos valores de dureza e rugosidade de superfície em nenhuma das técnicas de desinfecção.

Palavras Chave: Reembasadores de dentadura; Desinfecção; Dureza; Rugosidade superficial.

PAVAN, S. Effects of disinfection on hardness and surface roughness of soft denture liners materials. Araraquara, 2003. 144 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral-Área de Concentração Prótese)- Faculdade de Odontologia-Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”.

Abstract

The aim of this study was to assess the effect of disinfections with 2% glutaraldehyde, 5% sodium hypochlorite, 5% chlorhexidine solution and microwave oven on hardness and roughness of soft denture liners Ufi Gel, Molloplast-B, Eversoft and Mucopren soft. Forty samples (36x7x6 mm) of each material were processed in special microwave flasks according to manufacturers' recommendation. Ten specimens of each material were immersed in each disinfectant solution for ten minutes or placed in a microwave oven for 3 minutes at 500W. The surface roughness and hardness values were recorded after 24 hours (control), and also at each two cycles of disinfection. Hardness readings were made on the sample surface with Shore A durometer according to the ASTM D-2240 specifications. The surface roughness was verified on the other surface using a Surf-Coder SE 1700 profilometer. Data were submitted at analysis of variance and Tukey's test to 1% of level. The application of two disinfection cycles did not change the hardness values significantly. However, after the first cycle of disinfection, means of surface roughness were lower than those observed for the control. The glutaraldehyde solution promoted the highest values of hardness on

Molloplast-B, Mucopren soft and Ufi Gel materials. The Eversoft did not show changes in hardness and surface roughness independent of disinfection technique.

Key words: Denture liners; Disinfection; Hardness; Roughness.