

---

SABRINA PAVAN

***EFETIVIDADE MICROBIOLÓGICA DA  
DESINFECÇÃO POR MICROONDAS E SEUS  
EFEITOS SOBRE A DUREZA DE  
MATERIAIS REEMBASADORES MACIOS***

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral – Área de Prótese, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, para obtenção do título de Doutor em Reabilitação Oral – Área de Prótese.

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

**Co-Orientadora:** *Prof. Dr<sup>a</sup> Denise M. P. Spolidorio*

**ARARAQUARA**

**2006**

---

Pavan, Sabrina

Efetividade microbiológica da desinfecção por microondas e seus efeitos sobre a dureza de materiais reembasadores macios / Sabrina Pavan. – Araraquara: [s.n.], 2006  
135. ; 30 cm.

Tese (Doutorado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

Orientadora: Profa. Dra. Denise M. P. Spolidorio

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

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marley Cristina Chiusoli Montagnoli CRB 8/5646

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação da Faculdade de Odontologia de Araraquara / UNESP

SABRINA PAVAN

EFETIVIDADE MICROBIOLÓGICA DA ESINFECÇÃO POR  
MICROONDAS E SEUS EFEITOS SOBRE A DUREZA DE  
MATERIAIS REEMBASADORES MACIOS

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador: Prof. Dr. João Neudenir Arioli Filho

2º Examinador: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Helena de Freitas Oliveira Paranhos

3º Examinador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

4º Examinador: Prof. Dr. Wirley Gonçalves Assunção

5º Examinador: Prof. Dr. Francisco de Assis Mollo Júnior

Araraquara, 9 de março de 2006.

## **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

**2003/2006:** Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral-Concentração em Prótese, nível de Doutorado, na Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

*Aos meus orientadores João e Denise pelos incentivos e pela confiança desde o início da minha carreira acadêmica, quando no 3º ano da graduação, me deram a oportunidade de conhecer a pesquisa. Agradeço também pela liberdade que sempre me deram durante o desenvolvimento de nossos trabalhos. Gostaria de dizer que vocês foram e sempre serão uma referência para minha vida!*

*Obrigada por tudo!*

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

*Aos meus pais Dalva e Donato, aos meus irmãos Dante, Andréa, Juliana e Bruno e ao meu cunhado Cláudio pela confiança e ajuda. Adoro todos vocês.*

*Ao meu marido Paulo por simplesmente TUDO. Pelo seu amor, pela sua paciência e ajuda. Sem você.... não sei o que seria!*

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

*À minha tia Sônia pela ajuda no início do curso de Doutorado. Meu respeito, carinho, admiração e eterna gratidão!*

## **AGRADECIMENTO**

*À Faculdade de Odontologia de Araraquara, nas pessoas de sua diretora, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Rosemary Adriana Chiérici Marcantonio, e vice-diretor Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla pela oportunidade concedida para realização do curso de pós-graduação.*

*Ao Prof. Dr. Gelson Luis Adabo, coordenador do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral - Área de Prótese, pela ajuda.*

*Aos professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese, pela contribuição à minha formação. Gostaria de agradecer também à Prof<sup>a</sup> Ana Lúcia por ter me ajudado na aquisição de um dos materiais utilizados neste trabalho.*

*A todos meus amigos de curso de Doutorado pela amizade, pelo convívio e pelas experiências trocadas. A aqueles que estão longe e já caíram “na vida”, toda sorte do mundo, e àqueles que ainda estão aqui, força.*

*Aos demais colegas do curso de Pós Graduação em Reabilitação Oral, Zeca, Zé Maurício, Anne, Anelise, Ewerton, João Gustavo, Matheus e Michael, pelo convívio agradável e pela amizade. Gostaria de agradecer em especial ao João Gustavo pela ajuda ao me emprestar suas matrizes. Muito Obrigado!*

*À Vanessa e Mari, pelo convívio agradável, amizade e companheirismo. Desejo a vocês toda felicidade do mundo!*

*A Biba, Mari e Vanessa pela imprescindível ajuda na finalização deste trabalho. Muito obrigado!*



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

*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 e Alexandre pela gentileza e ajuda.*

*À ACECIL por ter realizado com a maior solicitude a esterilização de todos os corpos-de-prova deste trabalho.*

*À Andréa e Karina pelo apoio técnico e pela imprescindível ajuda no Laboratório de Microbiologia.*

*Meus sinceros agradecimentos!*

# SUMÁRIO

---

---

1 INTRODUÇÃO.....	11
2 REVISÃO DA LITERATURA.....	17
3 PROPOSIÇÃO.....	57
4 MATERIAL E MÉTODO.....	59
5 RESULTADO.....	87
6 DISCUSSÃO.....	105
7 CONCLUSÃO.....	117
8 REFERÊNCIAS.....	119
RESUMO.....	129
ABSTRACT .....	132

# *INTRODUÇÃO*

---

# 1 Introdução

Os materiais reembasadores macios constituem uma das maiores evoluções para a confecção de próteses totais. Sua capacidade de resiliência proporciona a absorção parcial das forças funcionais<sup>41,44</sup> e melhor distribuição da carga mastigatória entre as bases das próteses totais e a mucosa oral<sup>27,47,65</sup>, promovendo conforto àqueles pacientes que possuem rebordos reabsorvidos, em lâmina de faca ou com sensibilidade<sup>64</sup>. 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-retidas<sup>8,29,65</sup>.

Os materiais reembasadores macios podem ser divididos atualmente em dois grupos: silicones e acrílicos<sup>8,45,65</sup>. De acordo com Murata et al.<sup>35</sup> (2000), estes materiais apresentam uma grande variação de viscoelasticidade, além de várias formas pelas quais suas propriedades mudam durante o período de uso.

Os materiais à base de resina acrílica são compostos por copolímeros de metacrilato além da adição de agentes plastificantes. Porém quando imersos em água ou em saliva, ocorre um processo de deterioração do material pela dissolução do plastificante e posterior absorção de água<sup>10,15</sup>. Como consequência, o material torna-se rígido<sup>20</sup>, limitando sua utilização clínica.

Os reembasadores macios à base de silicone são compostos por polímeros de dimetil siloxano, os quais lhes proporcionam boas propriedades elásticas. Além disso, estes materiais se destacam pela alta resiliência<sup>22</sup>. Murata et

al.<sup>35</sup> em 2000, avaliaram as propriedades viscoelásticas dos reembasadores macios permanentes Molloplast B (silicone termo ativada), Tokuyama Soft (silicone quimicamente ativada), Coe Super Soft (acrílico termo ativado) e Kurepeet Dough (fluoroetileno termo ativado) por período de três anos e observaram que somente os silicones permaneceram estáveis após este tempo.

Batista et al.<sup>5</sup>, em 2003, avaliaram a resistência de união de materiais reembasadores macios à base da prótese e encontraram que o material Molloplast B apresentou os maiores valores adesivos. Vários outros estudos têm demonstrado que os materiais à base de silicone apresentam melhores resultados quanto suas propriedades físicas e mecânicas, quando submetidos a testes “in vitro”<sup>8,10, 15, 24, 26-28</sup>.

Os materiais reembasadores macios possuem maior susceptibilidade à adesão bacteriana que as resinas acrílicas para base de prótese, devido composição química, sua textura superficial e maior porosidade<sup>6</sup>. Okita et al.<sup>40</sup> (1991) realizaram um estudo “in vitro” e demonstraram que os materiais reembasadores macios são mais susceptíveis à adesão microbiana do que resinas acrílicas para base de prótese. Radforf et al.<sup>49</sup> (1998) observaram em seu estudo que os materiais macios Molloplast B e Novus apresentaram maior aderência de *C. albicans* quando comparados à resina acrílica Trevalon. Clinicamente, tem sido observado que próteses reembasadas com materiais macios apresentam uma rápida colonização fúngica sobre suas superfícies<sup>20,40,62</sup>.

Entretanto, outros microrganismos além das espécies *Candida* podem colonizar estes materiais. De acordo com vários autores, microrganismos

gram positivos e gram negativos como *Staphylococcus aureus*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Enterobacter cloacae*, and *Klebsiella pneumoniae* estão presentes na superfície das próteses<sup>18,30,55</sup>.

Devido a estes fatos, as próteses confeccionadas com reembasadores macios necessitam de procedimentos adequados de desinfecção para eliminação de microrganismos. Tais procedimentos são essenciais para impedir o acometimento de infecções na mucosa, mantendo a saúde bucal dos pacientes<sup>6,14,39,61</sup>, e ainda evitar problemas de infecção cruzada quando essas peças são manipuladas pelos profissionais do consultório e/ou laboratório dental<sup>1,25,34</sup>.

Vários são os métodos utilizados para desinfecção de próteses como imersão em soluções de glutaraldeído 2% por 10 min, hipoclorito de sódio 1% por 10 a 30 min e clorexidina 0,5% por 10 min<sup>46</sup>. Estudos demonstram que estas soluções são efetivas na desinfecção de amostras confeccionadas com resina acrílica para base de prótese<sup>7,31,54</sup>. Entretanto, Furukawa et al.<sup>17</sup> em 1998, observaram que materiais reembasadores macios contaminados com os microrganismos *Escherichia coli*, *Staphylococcus aureus* e *Candida albicans*, não foram efetivamente desinfetados após imersão em solução de dióxido de cloro por 10 minutos.

Recentemente, aparelhos de microondas foram utilizados como método alternativo de desinfecção e esterilização, com comprovada eficiência na eliminação de muitos microrganismos<sup>21,37,51-53,56</sup>. Rohrer e Bulard<sup>50</sup>, em 1985, foram os primeiros a descrever sua utilização para desinfecção de próteses confeccionadas com resina acrílica. Em 1998, Webb et al.<sup>61</sup>, concluíram que a

esterilização de próteses totais com energia por microondas por um período de 6 min a 350W, foi mais efetiva do que a imersão em solução de hipoclorito de sódio. Em 2001, Bating e Hill <sup>4</sup> confirmaram esses resultados ao constatarem que a desinfecção em microondas por 60 segundos a 850W foi mais eficaz do que solução de clorexidina 0,2% na eliminação de *C albicans*.

No entanto, existem poucos estudos sobre a aplicação de energia por microondas sobre materiais reembasadores macios. Somente Baysan et al.<sup>6</sup> em 1998 e Dixon et al.<sup>14</sup> em 1999 avaliaram a eficiência do método sobre estes materiais. Os autores utilizaram ciclos de 5 min a 650W e 600W, respectivamente. Porém, somente Dixon et al.<sup>14</sup> observaram a completa esterilização das amostras.

Idealmente um método de desinfecção deve ser efetivo sem causar danos às propriedades dos materiais. A eficácia dos materiais reembasadores macios é atribuída as suas propriedades viscoelásticas<sup>8,24,35,36</sup>. O ensaio de dureza é uma forma simples de se obter a medida do módulo de elasticidade ou a “maciez” de um elastômero, pela determinação da resistência à penetração de um indentador quando uma força é aplicada<sup>12,28,60</sup>. A manutenção desta propriedade constitui um dos maiores problemas na utilização destes materiais, já que os reembasadores não são estáveis em meio aquoso. Durante sua utilização clínica, estes materiais são imersos em saliva e água<sup>15,27,28</sup>, o que causa solubilização de componentes e conseqüente absorção de água, promovendo alterações no material.

Com base nestas informações, é necessário estabelecer um protocolo efetivo de desinfecção/esterilização utilizando energia por microondas para os materiais reembasadores macios. Além disso, os possíveis efeitos desta técnica sobre a dureza dos materiais devem ser analisados, para que se possa estabelecer o tempo de irradiação mais adequado para cada tipo de material.



*REVISÃO DA  
LITERATURA*

---

## 2 Revisão da literatura

Em 1961, Craig e Gibbons<sup>12</sup> avaliaram a dureza, alteração de peso, resistência de união e rasgamento e estabilidade de cor nos materiais reembasadores Dura base, Flexene, Soft Line, Soft Oryl, Treatment Reliner, Silyne, Softline, 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 os corpos-de-prova 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.

Muitos artigos na literatura tentam provar que os efeitos letais das microondas sobre os microrganismos vão além dos efeitos puramente térmicos. Para avaliar quais os efeitos das microondas sobre os microrganismos, Goldblith e Wang<sup>19</sup> em 1967, utilizaram métodos quantitativos, em que o número de microrganismos era avaliado após o tratamento em microondas e com aquecimento convencional utilizando banho de água. Para isso, suspensões dos microrganismos *E. coli* e *B. subtilis* foram expostos ao aquecimento convencional e a energia por microondas a frequência de 2450 MHz. Após o tratamento, alíquotas das diferentes suspensões foram inoculadas em placas contendo meio de cultura e incubadas a 37°C por 24h. Após este período, o grau de inativação foi avaliado pelo número de colônias presentes nas placas de cultura. Os autores observaram que houve uma diminuição de aproximadamente 6 log para a bactéria *E. coli* tanto no tratamento com microondas quanto no aquecimento por calor convencional. Para os esporos de *B. subtilis*, os autores observaram novamente que as microondas possuem efeito insignificante ou nulo sobre sua inativação, já que o número de microrganismos presentes nas suspensões foi semelhante após os dois tratamentos. Dessa forma, os autores puderam concluir que a inativação dos microrganismos *E. coli* e *B. subtilis* quando expostos às microondas, são atribuídos somente ao calor gerado durante o tratamento.

Em 1969, Carroll e Lopez<sup>11</sup> avaliaram os efeitos letais da energia por microondas sobre os microrganismos *B. subtilis*, *E. coli* e *S. cerevisiae*. Para isso, os microrganismos foram inoculados em diferentes meios como solução

salina e alimentos líquidos e submetidos à energia por microondas a potência de 500 W por períodos de 16 a 64 minutos. Os autores observaram que quando os microorganismos foram inoculados em solução salina, a irradiação por microondas promoveu uma diminuição do número de microorganismos, porém essa diminuição foi atribuída ao efeito térmico, já que os resultados foram semelhantes aos obtidos quando suspensões eram submetidas ao banho de água. Para os alimentos líquidos (leite e suco de tomate) não houve redução dos microorganismos *S. cerevisiae* e *E. coli*, após o tratamento. Porém, para o outro alimento utilizado (suco de laranja), ocorreu uma redução progressiva do número de células viáveis à medida que o tempo de exposição aumentava. A partir dos resultados obtidos, os autores não conseguiram comprovar os efeitos deletérios das microondas sobre estes microorganismos. Apesar disso, os autores acreditam que as microondas possam atuar sobre algumas moléculas orgânicas das células microbianas causando uma desnaturação irreversível de certas proteínas, tornando os microorganismos não viáveis.

Fitzpatrick et al.<sup>16</sup>, em 1978, avaliaram os efeitos letais da irradiação por microondas sobre os microorganismos patogênicos *S. aureus*, *B. subtilis* (esporos secos e úmidos). As diferentes formas dos microorganismos foram submetidas a cinco irradiações sucessivas de 12 segundos cada, a potência de 1000 W. Como este tratamento foi eficaz em eliminar somente as formas de *S. aureus*, os autores aumentaram o tempo de irradiação para 15 e 30 minutos utilizando fitas umedecidas contendo esporos de *B. stearothermophilus* e *B.*

*subtilis*. Apesar disso, culturas positivas ainda foram observadas para tais esporos. Após estes resultados, os autores obtiveram formas vegetativas destes microrganismos e os submetteram novamente ao tratamento com microondas. De acordo com os autores, os procedimentos incluindo água foram realizados devido aos efeitos importantes da água no processo de esterilização. Porém os autores concluíram que a esterilização utilizando irradiação em microondas foi atingida somente quando o conteúdo a ser irradiado foi selado. Baseado nos resultados obtidos, os autores sugeriram ainda que a esterilização ocorrida foi devido a um efeito puramente térmico.

Devido a grande divergência na literatura sobre o efeito das microondas sobre os microrganismos, Vela e Wu<sup>57</sup>, em 1979, avaliaram os efeitos letais deste tipo de irradiação sobre leveduras, bactérias e vírus, em amostras umedecidas, secas ou liofilizadas. Para isso, amostras de terra foram contaminadas com os diferentes microrganismos, sendo que uma parte das amostras foi desidratada, outra foi umedecida e a última foi imersa completamente em água. Em seguida, as amostras foram colocadas em um recipiente e submetidas à irradiação a potência de 150W em um forno de 2450 MHz. Durante a irradiação a temperatura das amostras foram aferidas e os efeitos letais das microondas foram avaliados pela contagem de microrganismos vivos presentes nas amostras irradiadas. De acordo com os resultados, pode-se observar que o aumento da temperatura das amostras depende da quantidade de água. Da mesma forma, a efetividade das microondas em inativar os microrganismos depende da presença

de água. De acordo com os autores, a inativação celular ocorreu em função do conteúdo de água das amostras sendo, portanto, resultado de um efeito térmico. Além disso, os microrganismos estudados não absorveram energia suficiente, no estado seco, para provocar redução significativa nas populações celulares, embora tenham sido expostos à irradiação por períodos prolongados de tempo.

Dreyfuss e Chipley<sup>13</sup> em 1980, realizaram um estudo para avaliar os efeitos de doses subletais da energia por microondas sobre a atividade metabólica do microrganismo *Staphylococcus aureus*. Uma suspensão de cultura do microrganismo foi obtida e em seguida, alíquotas foram submetidas a irradiação em forno de microondas doméstico por períodos de 10 a 40 segundos. Os efeitos gerados pelas microondas foram comparados com aqueles produzidos pelo aquecimento convencional, submetendo frascos contendo a cultura do microrganismo ao banho de água a temperaturas equivalentes às encontradas nas amostras submetidas às microondas. Após a aplicação dos procedimentos, a atividade enzimática das células foi avaliada por diferentes métodos. Os autores observaram que houve uma ação diferenciada da energia por microondas sobre os sistemas enzimáticos das células comparadas com aquelas não tratadas ou submetidas apenas ao aquecimento convencional. Tais efeitos foram atribuídos à habilidade da energia por microondas em distribuir uniformemente a energia térmica aos componentes sub-celulares sensíveis ao calor. Dessa forma, pôde-se concluir que a irradiação por microondas produziu alterações nas células de *S. aureus* além dos efeitos puramente térmico.

Wright<sup>65</sup>, em 1981, 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 quatro materiais experimentais dividindo-os em 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), e materiais experimentais (Hydrocryl soft liner, ADI Plastics, Cole Polymers e Natural rubber). Todos os materiais foram submetidos análise química, de absorção de água, solubilidade, propriedades viscoelásticas, adesão à resina da base da prótese, resistência à ruptura e efeitos sobre o crescimento fúngico. 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.

Rudd et al.<sup>54</sup>, 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 e Bulard<sup>50</sup>, 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 magnetron do aparelho. Todos materiais foram contaminados em laboratório com os microrganismos *Staphylococcus 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.

Kazanji e Watkinson<sup>28</sup>, 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 1989, Bell et al.<sup>7</sup> 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.

Em 1989, Mack<sup>33</sup> 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 pelas cargas inorgânicas, 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.<sup>47</sup>, 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 conforto. 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.

Microondas são ondas de radio geralmente utilizadas a 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 et al.<sup>37</sup>, 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 pyogenes*, *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. stearothermophilus*) 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.

Em 1993, Jepson et al.<sup>24</sup>, 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.

Rosaspina et al.<sup>51</sup>, 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.

Rosaspina et al.<sup>52</sup>, em 1994, avaliaram o efeito da irradiação por microondas em lâminas de bisturis e lamínulas de microscopia contaminadas com *C. albicans*. Alíquotas de cultura de *C. albicans* à concentração de  $10^7$  ufc/mL foram colocadas sobre os materiais. Após serem secos, os objetos foram completamente imersos em um recipiente de vidro contendo água destilada em temperatura ambiente. Em seguida, este conjunto foi submetido à irradiação por microondas a 600 W numa frequência de 2.400 MHz nos seguintes tempos: 1,5 minutos (45°C), 3 minutos (55°C) e 6 minutos (100°C). Outras amostras foram preparadas da mesma forma e esterilizadas em estufa (2 horas, 140°C) ou autoclave (20 minutos, 121°C), ou submetidas em água fervente pelos mesmos tempos de exposição das microondas. Além disso, algumas amostras foram preparadas para análise em microscopia eletrônica de varredura. A esterilização das amostras foi verificada por meio do contato dos instrumentos com placas de petri contendo meio de cultura TSA, após incubação a 37°C por 48 horas. Os resultados demonstraram que todas as amostras (50 lâminas de bisturi e 25 lamínulas de microscopia) foram completamente esterilizadas após exposição por 2 minutos às microondas. As análises em microscopia eletrônica de varredura revelaram que as alterações nas leveduras irradiadas foram proporcionais ao tempo de exposição. As amostras imersas em água fervente por 9 minutos apresentaram mortalidade de 100%, porém nenhuma modificação na morfologia celular foi observada. Os autores concluíram que além do efeito térmico, energia por microondas pode exercer também um efeito mais complexo nas células de leveduras.



No mesmo ano, Rosaspina et al.<sup>53</sup>, avaliaram os efeitos das microondas sobre a bactéria *Mycobacterium bovis*. Para isso, 100 lâminas de bisturi e lamínulas de vidro foram contaminadas e em seguida imersas em um recipiente de vidro contendo água destilada e submetidos à irradiação em forno de microondas na potência de 600W por 4 minutos. Para comparação dos resultados, foram realizados tratamentos utilizando calor seco, autoclave e ausência de tratamento. Os resultados foram analisados por meio de métodos de cultura e microscopia eletrônica por varredura. Os autores não observaram nenhum crescimento nas culturas contendo os materiais submetidos às microondas, calor seco e autoclave. A análise em MEV mostrou que a energia por microondas promoveu uma série de alterações progressivas com características diferentes das observadas com aplicação de calor seco ou úmido. Os autores concluíram que a energia por microondas proporciona alto grau de desinfecção, sendo que o calor não é o único responsável pela destruição dos microrganismos.

Em uma revisão de literatura, Braden et al.<sup>8</sup> 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 polimerizadas 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.

Thomas e Webb<sup>56</sup>, 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.<sup>46</sup> 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.

Baysan et al.<sup>6</sup>, 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.<sup>17</sup>, 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.

Radford et al.<sup>49</sup>, em 1998, avaliaram *in vitro* a influencia dos fatores rugosidade e presença de saliva sobre a aderência de *C. albicans* sobre as superfícies de uma resina acrílica termo ativada (Trevalon) e dois materiais para reembasamento macio (Molloplast-B e Novus). Para avaliar o efeito da rugosidade sobre a aderência, os corpos-de-prova foram confeccionados com três diferentes acabamentos de superfície. Em seguida, os corpos-de-prova foram imersos em meio de cultura contendo a suspensão do microrganismo e incubados por 1 hora. Após este período, os corpos-de-prova foram secos, imersos em soluções corantes e levados ao microscópio para contagem de células de *Candida* aderidas. Para avaliar o efeito da saliva sobre a aderência de *C. albicans*, foram utilizadas amostras com superfícies lisa e rugosa, com e sem saliva. Os resultados de todos os procedimentos mostraram que houve menor adesão sobre as superfícies polidas quando comparadas às rugosas, para todos os materiais. Os materiais reembasadores macios apresentaram maior adesão de *C. albicans* do que a resina acrílica. Os autores observaram que a saliva diminuiu

significativamente a adesão. Os autores concluíram que a rugosidade de superfície, dos materiais utilizados para confecção de prótese, pode influenciar na aderência de microrganismos e que a presença de saliva pode diminuir o efeito desta rugosidade.

Dixon et al.<sup>14</sup>, em 1999, avaliaram a eficiência da esterilização com energia por 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 submetida 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.

Lin et al.<sup>31</sup>, 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 termociclados 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.



Waters e Jagger<sup>60</sup>, 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.<sup>10</sup>, 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.

Em 1999, Heklimoglu e Anil<sup>23</sup> 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 ultravioleta 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 1999, Yeo et al.<sup>66</sup>, investigaram o mecanismo de transferência de calor do microrganismo *S. aureus* inoculado em meio líquido e colocado sobre uma superfície de aço inoxidável, durante o tratamento com energia por microondas. Os autores tinham o propósito de estabelecer a relação entre a transferência de calor do meio líquido para a bactéria e ainda calcular e comparar o aumento da temperatura causado pela irradiação por microondas sobre o microrganismo. Para isso, alíquotas de culturas bacterianas de *S. aureus* foram inoculadas em meio de cultura e em água destilada estéril. Alíquotas destas suspensões foram pipetadas sobre a superfície de discos de aço inoxidável estéreis preparados com fitas adesivas para medição de temperatura. Em seguida, estes conjuntos foram submetidos à irradiação por microondas a 800 W em diferentes

tempos de exposição. O aumento linear das temperaturas dos discos, dos discos com inóculo bacteriano, do caldo nutriente e da água destilada foram determinados. A análise de transferência de calor entre o microrganismos e a água destilada foi avaliada. Os resultados mostraram que as bactérias foram inativadas após 110 segundos de irradiação, quando a temperatura atingiu o valor de 61,4°C. A baixa variação de temperatura da suspensão bacteriana quando comparada com água destilada estéril ou meio de cultura sem inóculo foi atribuído a uma significativa influência dos efeitos térmicos da irradiação sobre os microrganismos. Dessa forma, os autores concluíram que a esterilização de *S. aureus* em forno de microondas deve-se principalmente à transferência de calor do substrato de aço, com pouca energia absorvida diretamente da irradiação por microondas.

Em 2000, Murata et al.<sup>35</sup>, 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 silicones (Molloplast-B e Tokuyama Soft Relining) comportamento elástico. No entanto, do ponto de vista de durabilidade, os silicones apresentam melhores resultados.

Watanabe et al.<sup>59</sup>, em 2000, estudaram os efeitos de compostos iônicos na inativação de microrganismos utilizando energia por microondas. Concentrações crescentes de NaCl, KCl e sacarose foram adicionados à suspensões de *E. coli* B, *S. aureus* e *C. albicans* e em seguida, posicionado no centro do prato giratório do forno de microondas e irradiado a 500 W em diferentes tempos de exposição. As temperaturas das suspensões foram determinadas, e o número de células foi quantificado. Os resultados demonstraram que a diminuição no número de células viáveis foi proporcional ao aumento da temperatura da suspensão. Dessa forma, conclui-se que o efeito das

microondas sobre os microrganismos foi devido principalmente ao calor gerado na suspensão celular. A adição de algumas concentrações de NaCl e KCl à suspensão promoveu um aumento na temperatura e conseqüentemente uma maior taxa de inativação celular. A adição de sacarose apresentou pouco efeito no aumento de temperatura e na inativação celular. Como os resultados foram contraditórios, os autores avaliaram o efeito das condições circundantes às amostras de microrganismos durante a irradiação com microondas. Os autores concluíram que, quando o volume da solução irradiada é menor ou quando a área superficial exposta às microondas é ampla, há maior possibilidade da irradiação por microondas aquecer todo o líquido contendo substâncias com alta perda dielétrica.

No mesmo ano, Woo et al.<sup>63</sup> avaliaram o mecanismo de inativação da energia por microondas sobre bactérias gram-negativas e gram-positivas. Suspensões de *E. coli* e *B. subtilis* foram preparadas a concentração celular de  $10^9$  ufc/mL. 500 mL de cada suspensão foi colocada em béqueres plásticos, individualmente posicionados no centro do prato giratório do forno e submetidos às microondas à 600 W de potência. As alterações de temperatura foram monitoradas com auxílio de um termômetro. Após a irradiação as suspensões dos microrganismos foram diluídas em solução salina e plaqueadas em meio de cultura. Após 24 h de crescimento, as colônias foram enumeradas. A densidade celular das suspensões foi avaliada com auxílio de um espectrofotômetro. A quantidade de proteínas e ácidos nucléicos presentes nas

suspensões irradiadas foram analisadas pelo método de Bradford. As formas das células submetidas ao tratamento foram examinadas por meio de microscopia eletrônica de varredura. O número de células viáveis para os dois microrganismos diminuiu drasticamente com o aumento da temperatura no forno de microondas. A maior taxa de inativação ocorreu nas temperaturas de 50° a 60° C. Apesar disso, observou-se que não houve uma diminuição na densidade celular de ambas suspensões, indicando que o tratamento com microondas não foi capaz de promover a lise celular de todos os microrganismos presentes na suspensão. Entretanto, a análise em MEV mostrou que as células dos dois microrganismos apresentavam pontos escuros no citoplasma, indicando que as microondas pode apresentar alguma ação sobre as proteínas celulares.

Zissis et al.<sup>67</sup> 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 Permafex. Cinco amostras de cada material foram confeccionadas de acordo com as instruções do fabricante. No caso dos materiais Molloplast-B, Mollosil e Permafex, foram confeccionadas amostras com e sem selante. As amostras de todos os materiais foram imersas e água por período de um mês. Os valores de rugosidade foram obtidos com rugosímetro Surf test 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 biofilme, pois os valores de rugosidade foram superiores a  $0,2\mu\text{m}$ .

Bating e Hill <sup>4</sup>, 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.

Glass et al.<sup>18</sup>, em 2001, avaliaram a possível contaminação in vivo, de próteses por microrganismos oportunistas e patogênicos. Próteses obtidas de vários pacientes previamente selecionados foram acondicionadas em sacos de coleta estéreis e assepticamente divididas em várias amostras.



Cada amostra foi colocada sobre três diferentes meios de cultura. Após o crescimento, os microorganismos foram repicados pela técnica padrão para obtenção de culturas puras. Os microorganismos foram identificados pelo teste API e por testes bioquímicos apropriados. Os resultados coletados mostraram que a espécie *Staphilococcus* foi o microorganismo gram positivo predominante. Entretanto, outras espécies como *Streptococcus* também estavam presentes. Uma grande variedade de cepas gram-negativas oportunistas e patogênicas como *Pseudomonas aeruginosa*, *Pseudomonas fluorescens*, *Enterobacter cloacae* e *Klebsiela pneumoniae*, estavam presentes. Foram encontrados ainda *Aspergillus* e fungos como *Candida albicans*, *Candida glabrata* e *Candida tropicalis*. Os autores concluíram que as próteses não são somente potenciais focos de infecções orais, mas de doenças sistêmicas.

Em 2001, Polyzois e Frangou<sup>45</sup> 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 termo-polimerização em moldes de gesso ou a auto-polimerização 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.<sup>36</sup>, 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 e Rueggeberg<sup>42</sup>, 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 confecção, 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.

Banik et al.<sup>3</sup>, em 2003 realizaram uma revisão de literatura com intuito de familiarizar os leitores com informações pertinentes aos efeitos não térmicos da energia por microondas sobre sistemas biológicos, especialmente os microrganismos. De acordo com os autores, existem evidências de que as microondas causam diferentes efeitos biológicos dependendo do comprimento, da frequência, da forma das ondas, da modulação e da duração da exposição. Estes efeitos são geralmente atribuídos ao aquecimento gerado pelas microondas, entretanto, estudos recentes têm demonstrado ou sugerido que os efeitos não

térmicos gerados pela energia por microondas, podem produzir diversos tipos de alterações moleculares. Os autores investigaram diversos estudos sobre o assunto, e observaram que muitos atribuem a letalidade das microondas sobre os microrganismos devido ao calor gerado durante o procedimento. Entretanto, diversos estudos realizados em células humanas e animais, mostraram que as microondas podem produzir alterações a nível molecular. Um grande número de estudos indicou que as microondas podem afetar a estrutura dos cromossomos de modo a produzir mutações em células ou microrganismos. Baseados na análise destes estudos os autores concluíram que as microondas produzem efeitos a níveis biológicos tanto em células de microrganismos como em células humanas. Além disso, eles ainda afirmaram que os efeitos não térmicos das microondas podem induzir alterações fisiológicas e genéticas nos sistemas biológicos.

Neppelenbroek et al.<sup>38</sup>, em 2003, avaliaram o efeito da irradiação por microondas na esterilização de resinas rígidas para reembsamento. Corpos-de-prova de três resinas reembasadoras rígidas (Kooliner, Tokuso Rebase e Ufi Gel Hard) foram individualmente inoculados com uma suspensão celular dos microrganismos *C.albicans*, *S. aureus*, *B. subtilis* e *P. aeruginosa*, a concentração de  $10^7$  ufc/mL. Após a contaminação, os corpos-de-prova de cada material foram colocados em um recipiente contendo 200 mL de água e submetidos a irradiação por microondas por 6 minutos a potência de 650 W. Para verificar a efetividade do método, alíquotas da suspensões resultantes foram plaqueadas sobre meios de cultura, seletivo para cada microrganismo. Após a

incubação a 37° C por 48h, o número de microrganismos foi quantificado em ufc/mL. Para avaliar a esterilização em longo prazo, os corpos-de-prova submetidos à desinfecção foram inseridos em meio de cultura e incubados a 37°C por sete dias. Para avaliar o efeito das microondas sobre os microrganismos, alguns corpos-de-prova foram preparados para análise em microscopia eletrônica por varredura (MEV). A partir dos resultados obtidos, os autores observaram que a irradiação em microondas por 6 minutos foi efetiva em inativar os quatro microrganismos avaliados e a análise em MEV indicou que a irradiação produziu alteração na morfologia celular dos microrganismos.

Bulad et al.<sup>9</sup>, em 2004, avaliaram a retenção de *C. albicans* sobre materiais reembasadores macios, os efeitos inibitórios destes materiais sobre culturas de *C. albicans* e a capacidade de penetração dos fungos no interior dos materiais. Para avaliar a retenção, corpos-de-prova dos materiais Molloplast B, Flexor, Permaflex, Luci soft, Eversoft e Ufi Gel C foram confeccionados sobre superfícies lisas ou sobre gesso. Em seguida, foram contaminados com uma suspensão celular do microrganismo ( $10^6$  ufc/mL) e incubados por 1 hora. Após este período os corpos-de-prova foram enxaguados e imersos em uma solução de metanol e acridina laranja para fixação das células remanescentes. Os corpos-de-prova foram examinados com auxílio de um microscópio fluorescente com aumento de 1000 vezes. Para o teste de inibição, inoculou-se uma alíquota proveniente de uma cultura de 12 horas de *C. albicans* sobre o meio de cultura Agar DST. Em seguida dois corpos-de-prova de cada material foram colocados

sobre a superfície do meio de cultura e incubados por 24 horas a 37°C. Após este período a zona de inibição formada ao redor dos corpos-de-prova foi medida em quatro lugares, e a média determinada. Nenhum dos materiais apresentou halo de inibição quando comparados com o controle positivo (Nistatina). Os materiais não apresentaram diferença significativa para o número de células, nas superfícies lisas. As superfícies rugosas apresentaram maior quantidade de células aderidas. Os autores concluíram que inicialmente existe uma menor adesão de células sobre as superfícies lisas. Entretanto os materiais reembasadores macios apresentam diferentes propriedades em relação à suscetibilidade de penetração fúngica.

Em 2005, Machado et al.<sup>32</sup> avaliaram os efeitos do armazenamento em água e da desinfecção utilizando energia por microondas na dureza e resistência de união à resina para base dos materiais reembasadores macios GC Reline Extra Soft e Dentusil. Os teste de dureza e resistência de união foram realizados: imediatamente após a confecção dos corpos-de-prova, após aplicação de dois procedimentos de desinfecção (6 minutos a 650 W), após desinfecções diárias por sete dias e após sete dias de armazenamento em água a 37°C. A análise dos resultados mostrou que a adesão dos reembasadores à resina não foi afetada pela imersão em água ou pela desinfecção com energia por microondas. Os materiais apresentaram uma pequena, mas significativa alteração de dureza após o tratamento com

croondas. Os autores concluíram que a desinfecção em microondas não compromete a dureza nem a adesão de nenhum dos materiais estudados.



# *PROPOSIÇÃO*

---

### 3 Proposição

O objetivo deste estudo foi:

1- Avaliar a efetividade das técnicas de desinfecção/esterilização utilizando energia por microondas (6, 5, 4 e 3 minutos a 650W) sobre os materiais reembasadores macios Mollopast-B e Ufi Gel P contaminados com os microorganismos *Candida albicans*, *Staphilicoccus aureus*, *Bacillus subtilis* e *Pseudomonas aeruginosa*;

2- Avaliar a dureza dos materiais reembasadores macios Mollopast-B e Ufi Gel P após aplicação de dois ciclos de desinfecção/esterilização nos seguintes intervalos: imediatamente após a confecção dos corpos-de-prova, 24 e 48 horas e 7 dias.

# *MATERIAL E MÉTODO*

---

## 4 Material e método

### 4.1 Materiais

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

Quadro 1 - Principais materiais utilizados na pesquisa

MATERIAL	MARCA	FABRICANTE
<b>Material reembasador macio (silicone de polivinil siloxano)</b>	Molloplast-B	Detax CmbH & Co.- Ettlngen, Alemanha
<b>Material reembasador macio ( di silicona A)</b>	Ufi Gel P	Voco-Cuxhaen, Alemanha
<b>Resina acrílica para base</b>	SR Triplex	Ivoclair-Vivadent- Alemanha
<b>Silicone para inclusão</b>	Zetalabor	Zhemarck-Itália
<b>Gesso pedra</b>	Herodent	Vigodent - Rio de Janeiro, Brasil
<b>Meio de cultura Tryptic Soy Broth</b>	_____	Acumidia-Baltimore, EUA
<b>Meio de cultura Tryptic Soy Agar</b>	_____	Acumidia-Baltimore, EUA
<b>Meio de cultura Agar Sabouraud Dextrose</b>	_____	Acumidia-Baltimore, EUA
<b>Meio de cultura Agar Mueller Hinton</b>	_____	Acumidia-Baltimore, EUA
<b>Meio de cultura Agar Mannitol</b>	_____	Acumidia-Baltimore, EUA

No Quadro 2 estão relacionados os principais equipamentos utilizados para o desenvolvimento deste trabalho.

Quadro 2 - Principais equipamentos utilizados na pesquisa

EQUIPAMENTO	MODELO	FABRICANTE
<b>Microondas</b>	Sensorcrisp 38-DES	Brastemp-Manaus, AM, Brasil
<b>Durômetro Shore A</b>	GS-709	Teclock – Osaka, Japão
<b>Balança de precisão</b>	BG-400	Gehaka-Ind e Com. Ltda- São Paulo, SP, Brasil
<b>Contador de colônias digital</b>	CP 600 Plus	Phoenix-Ind. e Com. Ltda- Araraquara, SP, Brasil
<b>Estufa bacteriológica</b>	MA 0324	Marconi Equip. Laboratoriais Ltda- Piracicaba, SP, Brasil
<b>Prensa hidráulica</b>	PM 2000	Vipi Delta Maq.- Pirassumunga, SP, Brasil
<b>Agitador de tubos</b>	A120	Marconi Equip. Laboratoriais Ltda- Piracicaba, SP, Brasil

## **4.2 Método da fase microbiológica**

### **4.2.1 Grupos de amostras**

Os corpos-de-prova dos materiais reembasadores especificados no item anterior foram contaminados com os microrganismos *Candida albicans*, *Staphylococcus aureus*, *Bacillus subtilis* e *Pseudomonas aeruginosa* e submetidos a diferentes exposições em microondas como exposto no Quadro 3, sendo utilizado 10 corpos-de-prova para cada grupo, totalizando 200 corpos-de-prova para cada material. A seleção dos tempos/potências de desinfecção utilizados nesta pesquisa foram baseadas em estudos da literatura que comprovam a efetividade da desinfecção com energia por microondas em materiais utilizados para confecção de próteses totais<sup>14,38</sup>.

Quadro 3 - Grupos experimentais

<b>GRUPO</b>	<b>MICROORGANISMO</b>	<b>PERÍODOS/POTÊNCIA DE DESINFECÇÃO EM MICROONDAS</b>
I	<i>C. albicans</i>	6min/650 W
II	<i>C. albicans</i>	5min/650 W
III	<i>C. albicans</i>	4min/650 W
IV	<i>C. albicans</i>	3min/650 W
V	<i>C. albicans</i>	controle positivo
VI	<i>S. aureus</i>	6min/650 W
VII	<i>S. aureus</i>	5min/650 W
VIII	<i>S. aureus</i>	4min/650 W
IX	<i>S. aureus</i>	3min/650 W
X	<i>S. aureus</i>	Controle positivo
XI	<i>P.aeruginosa</i>	6min/650 W
XII	<i>P.aeruginosa</i>	5min/650 W
XIII	<i>P.aeruginosa</i>	4min/650 W
XIV	<i>P.aeruginosa</i>	3min/650 W
XV	<i>P.aeruginosa</i>	Controle positivo
XVI	<i>B. subtilis</i>	6min/650 W
XVII	<i>B. subtilis</i>	5min/650 W
XVIII	<i>B. subtilis</i>	4min/650 W
XIX	<i>B. subtilis</i>	3min/650 W
XX	<i>B. subtilis</i>	Controle positivo

#### 4.2.2 Obtenção das matrizes

Para obtenção dos corpos-de-prova foram obtidas matrizes vazadas de nylon, com dimensões internas de 15 x 15 x 6 mm de espessura e um espaçador com 3 mm de espessura (Figura 1). Os corpos-de-prova dos materiais reembasadores macios foram confeccionados com 3 mm de espessura sobre bases de resina acrílica termicamente ativada (SR Triplex) com espessura de 3 mm<sup>17,48</sup>.

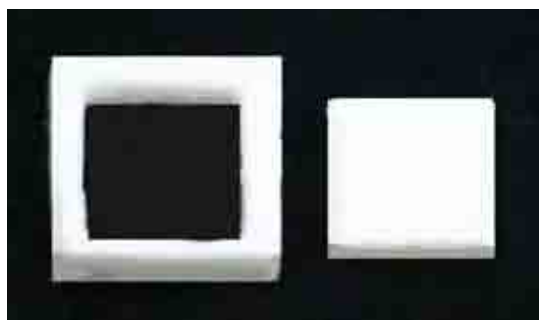


FIGURA 1- Matriz vazada em nylon e espaçador.

#### 4.2.3 Inclusão das matrizes

As matrizes foram incluídas em muflas metálicas, entre duas placas de vidro (Figura 2). A parte inferior da mufla foi devidamente isolada com vaselina sólida (Labsyng LTDA-Diadema, São Paulo, Brasil) e preenchida, sob vibração, com gesso pedra, espatulado na proporção de 100 gramas de gesso para 30 mililitros de água, de acordo com as recomendações do fabricante. Antes da presa do gesso, uma placa de vidro (60 x 40 x 3 mm de espessura) foi acomodada



sobre sua superfície. Sobre a placa de vidro, seis matrizes foram fixadas com auxílio de silicone de condensação para inclusão.

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 as instruções do fabricante. A mufla foi fechada, levada à prensa hidráulica de bancada e mantida sob pressão de 0,5 tonelada. Após 45 minutos, a mufla foi aberta e lavada com água fervente e detergente líquido para eliminação da vaselina.



FIGURA 2 - Matrizes incluídas.

#### **4.2.4 Processamento dos corpos-de-prova**

Após o resfriamento da mufla, toda a superfície do gesso foi isolada com isolante à base de alginato de sódio (Cel Lac -SS White, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). Em seguida, a resina acrílica para base de prótese (SR Triplex) foi proporcionada (23,4 g de polímero/ 10 mL de monômero) e manipulada em um pote de vidro com tampa seguindo as instruções do fabricante. Ao atingir a fase plástica, a resina foi inserida na mufla e sobre ela foi acomodado o espaçador de 3mm. Este dispositivo permitiu que o espaço para o material reembasador fosse mantido durante o procedimento de prensagem da resina acrílica de base. A mufla foi fechada e levada à prensa hidráulica por aproximadamente 2 horas, para a acomodação da resina e escoamento dos excessos.

Após a prensagem inicial, as muflas foram abertas e os espaçadores retirados (Figuras 3 e 4). Os excessos de resina foram recortados com auxílio de uma lâmina de bisturi. Em seguida, os materiais reembasadores foram processados.



FIGURAS 3 e 4 - Resina acrílica prensada.

O material reembasador macio termo-ativado Molloplast B apresenta-se em forma de massa densa em pote único, sem a necessidade de proporcionamento ou manipulação (Figura 5). Porções do material foram inseridas sobre a resina acrílica previamente prensada com auxílio de uma espátula metálica nº 7 (Duflex - SSWhite, Rio de Janeiro, RJ, Brasil). As muflas foram fechadas e submetidas à pressão de 1,25 toneladas por 30 minutos. Em seguida, as muflas foram transferidas para prensas manuais e os corpos-de-prova foram polimerizados em banho de água a 100° C por 2h, de acordo com as instruções do fabricante do material Molloplast B.



FIGURA 5 - Apresentação do material Molloplast B.

O material Ufi Gel P foi utilizado para o reembasamento após a polimerização da resina para base (banho de água a 100° C por 45 min), simulando, desta forma, um reembasamento direto, visto que este material é quimicamente ativado. Após o resfriamento das muflas, os espaçadores foram removidos e as superfícies dos corpos-de-prova foram limpas com álcool isopropílico, fornecido pelo fabricante. Em seguida, uma camada de adesivo foi aplicada sobre as bases de resina.

O material reembasador macio Ufi Gel P, apresenta-se na forma de pasta com viscosidade regular acondicionada em dois tubos distintos (pasta catalisadora e pasta base), conforme ilustrado na Figura 6. O material foi dispensado na proporção de 1:1 em massa, com auxílio de balança digital com precisão de 0,001grama. Para o preenchimento das matrizes, foram utilizados quatro gramas de cada pasta, sendo manipuladas com espátula metálica, por 30

segundos até apresentarem coloração uniforme. O material foi inserido nas matrizes, a mufla foi fechada e lavada à prensa manual por 45 minutos.



FIGURA 6 - Apresentação do material Ufi Gel P.

Após o processamento, os corpos-de-prova foram retirados das muflas e os excessos de material removidos com auxílio de uma tesoura e pontas para acabamento. As laterais dos corpos-de-prova foram polidos em uma politriz, utilizando lixas com granulação de 800, 1000 e 1200.

#### 4.2.5 Contaminação dos corpos-de-prova e procedimento de desinfecção

Antes do procedimento de contaminação, todas as amostras foram condicionadas em embalagens à vácuo e esterilizadas com óxido de etileno<sup>7,31</sup> pela indústria ACECIL (Comércio e Esterilização com Óxido de

Etileno Ltda – Campinas, SP, Brasil) (Figura 7). Para verificar a efetividade desta esterilização, dois corpos-de-prova foram adicionados asépticamente em diferentes tubos de ensaio contendo 10 mL de meio de cultura líquido Tryptic Soy Broth (TSB) estéril, preparado seguindo as instruções do fabricante, e incubados em estufa bacteriológica de crescimento a 37°C por 7 dias. Após este período foi verificado se os meios apresentavam crescimento avaliando-se sua turbidez.



FIGURA 7 - Corpo-de-prova esterilizado em óxido de etileno.

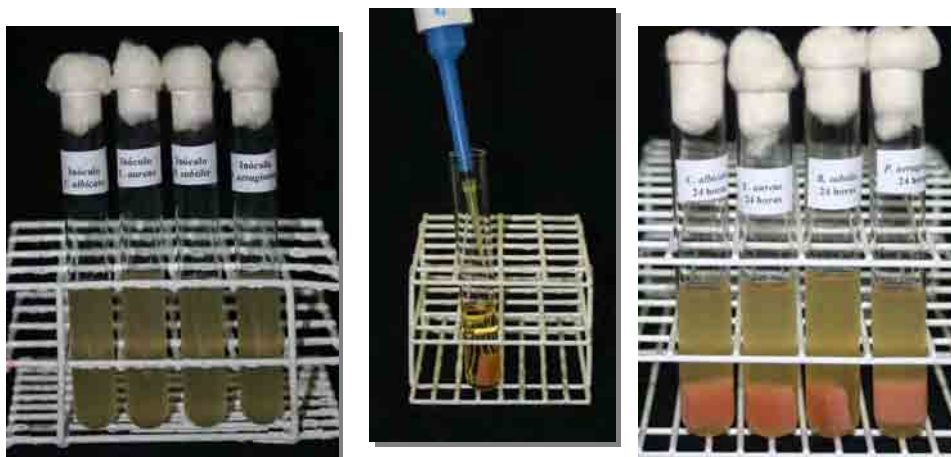
Após a esterilização com óxido de etileno, os corpos-de-prova dos dois materiais reembasadores foram contaminados com os seguintes microrganismos: *Candida albicans* (ATCC 1023), *Staphylococcus aureus* (ATCC 25923), *Bacillus subtilis* (ATCC 6633) e *Pseudomonas aeruginosa* (ATCC 27853). Estes microrganismos foram selecionados baseado em artigos de

desinfecção e esterilização<sup>17,31,50,54</sup> e também por estarem presentes no biofilme formado sobre próteses utilizadas por pacientes<sup>18,55</sup>.

Para contaminação dos corpos-de-prova foram obtidas suspensões individuais de cada microrganismo. Para isso, 10 mL do meio de cultura TSB, preparado de acordo com as instruções do fabricante, foram adicionados em tubos de ensaio, vedados com algodão hidrofóbico e posteriormente esterilizados em autoclave vertical (Phoenix-Ind. e Com. Ltda, Araraquara, SP, Brasil) a 121° C por 20 minutos. Após o resfriamento à temperatura ambiente, os meios foram inoculados com cepas de cada microrganismo e incubados a 37°C em estufa de crescimento por 24 horas (Figura 8). Em seguida, os tubos de ensaio foram agitados em agitador de tubos e o grau de turvação do meio de cultura foi comparado com os padrões da escala de McFarland, a fim de se obter alíquotas das suspensões padronizadas com concentração de aproximadamente  $10^7$  unidades formadoras de colônia por mililitro (ufc/mL) de cada microrganismo. É válido salientar que todo este procedimento foi realizado em condições assépticas, mantidas pela utilização de um bico de Bunsen aceso sobre a bancada de trabalho.

Posteriormente, os corpos-de-prova foram adicionados individualmente em tubos de ensaio contendo 10 mL de meio de cultura TSB, devidamente esterilizados, e inoculados individualmente com uma alíquota proveniente das suspensões obtidas de cada microrganismo. Os tubos de ensaio foram agitados em agitador de tubos e, em seguida, incubados a 37°C por 24 horas (Figuras 9 e 10). Deve-se ressaltar que, para cada material, foram contaminados

50 corpos-de-prova com cada um dos diferentes microrganismos (*C. albicans*, *S. aureus*, *B. subtilis* e *P. aeruginosa*). Deste total, 10 corpos-de-prova, contaminados com cada microrganismo, não foram submetidos a desinfecção em microondas (grupos controles), e os demais foram submetidos aos diferentes períodos de irradiação em microondas como descrito anteriormente (Quadro 3).



FIGURAS 8, 9 e 10 - Processo de contaminação dos corpos-de-prova.

Para a desinfecção em microondas, foi utilizado um forno caseiro (Figura 11). Durante o procedimento, os corpos-de-prova foram colocados em béqueres contendo 200mL de água destilada, que foram previamente esterilizados em autoclave (Figura 12).





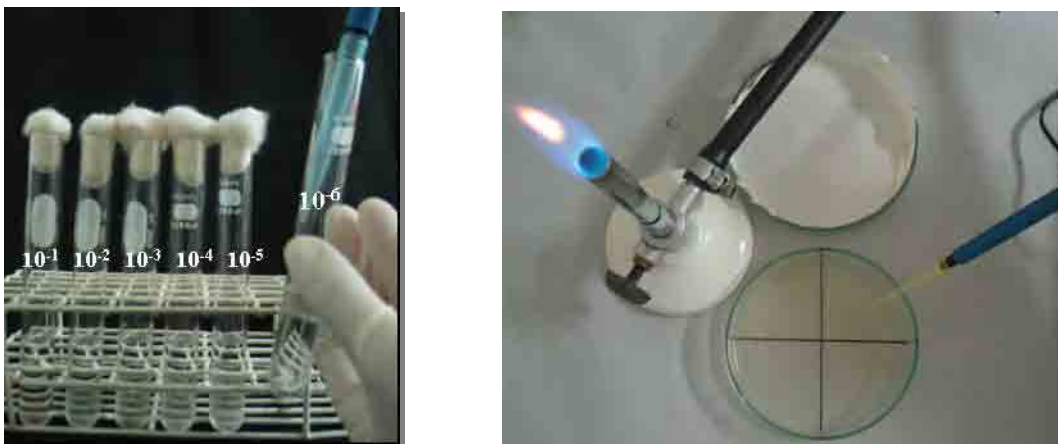
FIGURAS 11 e 12 - Forno de microondas utilizado para os procedimentos de desinfecção e corpo-de-prova imerso em água.

#### 4.2.6 Teste microbiológico

Após os procedimentos descritos acima, os corpos-de-prova dos grupos controles e dos grupos experimentais foram assepticamente transferidos para outros tubos de ensaio contendo 4,5 mL de solução salina estéril e então agitados em agitador de tubos por 1 minuto e mantidos em repouso por 9 minutos<sup>17,31</sup>. Após este período, soluções seriadas foram obtidas a partir da suspensão resultante. Para isso, 500  $\mu$ L da suspensão resultante foi pipetada e adicionada em outro tubo contendo 4,5 mL de solução salina. Após agitação vigorosa, uma nova alíquota de 500  $\mu$ L foi transferida para outro tubo contendo solução salina, e assim sucessivamente até atingir cinco diluições seriadas de  $10^{-1}$  a  $10^{-5}$ .

Em seguida, as últimas quatro diluições obtidas ( $10^{-2}$ ,  $10^{-3}$ ,  $10^{-4}$ ,  $10^{-5}$ ) foram utilizadas para avaliar o crescimento dos microrganismos. Para cada microrganismo foi utilizado um meio de cultura específico: Agar Sabouraud Dextrose contendo 0,1mg/ml de clorafenicol para *C. albicans*, Agar Mannitol para *S. aureus*, Agar Mueller Hinton para *P. aureginosa* e Tryptic Soy Agar para *B. subtilis*. Os meios de cultura foram preparados seguindo as recomendações dos fabricantes e esterilizados em autoclave a temperatura de 121°C por 20 minutos. Para sua utilização, 15 mL de cada meio foi dispensado assepticamente em placas de Petri, previamente esterilizadas. Após o resfriamento e solidificação dos meios de cultura, as placas de Petri foram identificadas e suas porções externas inferiores divididas em quadrantes para posterior semeadura dos microrganismos.

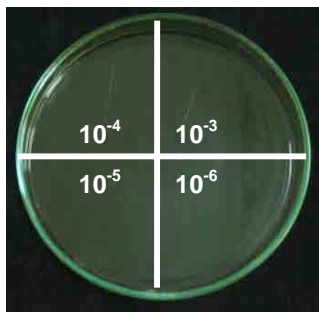
Dessa forma, uma alíquota de 25  $\mu$ L de cada diluição seriada obtida ( $10^{-5}$  a  $10^{-2}$ ) foi dispensada sobre um dos quadrantes dos meios de cultura específicos para cada microrganismo, e espalhados com auxílio de uma alça Drisgalky (Figuras 13 e 14). Os procedimentos de semeadura de todos os corpos-de-prova foram realizados em duplicata.



FIGURAS 13 e 14 - Semeadura dos microrganismos.

Após o processamento, as placas de Petri (Figura 15) foram incubadas em estufa (figura 16) a 37° C por 48 horas, e em seguida foram realizadas a contagem de colônias (ufc/mL).

Para verificar a efetividade em longo prazo da desinfecção nos diferentes tempos de irradiação em microondas, os corpos-de-prova tratados foram adicionados em tubos de ensaio contendo meio de cultura TSB estéril (Figura 17) e incubados em estufa a 37°C por sete dias. Durante este período, análises visuais foram realizadas nos períodos de 24 horas, 3 e 7 dias para verificar o possível crescimento de microrganismos após o tratamento com microondas. Se nestes períodos o meio de cultura TSB apresentasse algum grau de turbidez, amostras eram recolhidas e semeadas sobre os meios de cultura específicos.



FIGURAS 15, 16 e 17 - Incubação em estufa das placas de Petri  
e dos corpos-de-prova.

#### 4.2.7 Contagem dos microrganismos

O número de microrganismos de cada corpo-de-prova foi obtido utilizando-se o número de colônias presentes nas placas de Petri após o período de incubação. Inicialmente as placas de Petri foram posicionadas sobre o contador de colônias digital e em seguida um quadrante, com número de colônias entre 30 e 300, foi selecionado. Com auxílio da ponta metálica do contador, o número de colônias foi registrado. A partir deste resultado, o número de unidades formadoras de colônias por mililitro (ufc/mL) pôde ser obtido pela multiplicação dos seguintes fatores: número de colônias presentes no quadrante selecionado; fator de diluição de 100000 a 100 (dependendo da diluição selecionada para contagem de  $10^{-5}$  a  $10^{-2}$ ); fator de correção (40).

### 4.3 Método para avaliação da dureza

#### 4.3.1 Grupos de amostras

Para realização dos testes de dureza foram utilizados 10 grupos, conforme Quadro abaixo.

Quadro 4 – Materiais e períodos de desinfecção

<b>GRUPO</b>	<b>MATERIAIS</b>	<b>PERÍODOS/POTÊNCIA DE DESINFECÇÃO EM MICROONDAS</b>
<b>I</b>	Molloplast-B	3 minutos/ 650W
<b>II</b>	Molloplast-B	4 minutos/ 650W
<b>III</b>	Molloplast-B	5 minutos/ 650W
<b>IV</b>	Molloplast-B	6 minutos/ 650W
<b>V</b>	Molloplast-B	s/ tratamento (controle)
<b>VI</b>	Ufi Gel P	3 minutos/ 650W
<b>VII</b>	Ufi gel P	4 minutos/ 650W
<b>VIII</b>	Ufi Gel P	5 minutos/ 650W
<b>IX</b>	Ufi Gel P	6 minutos/ 650W
<b>X</b>	Ufi Gel P	s/ tratamento (controle)

### 4.3.2 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<sup>2</sup> para realização de ensaios de dureza Shore A em materiais resilientes (Figura 18).

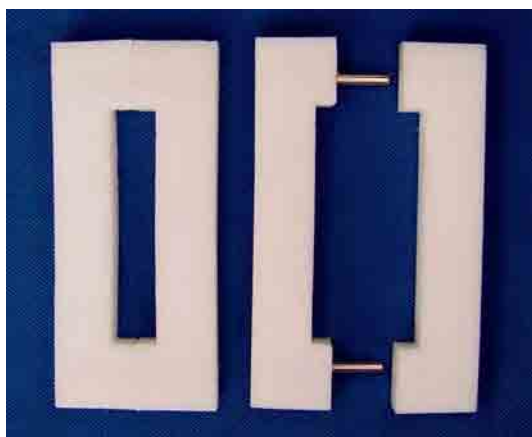


FIGURA 18 – Matriz de nylon bipartida.

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

### 4.3.3 Confeção dos corpos-de-prova

Para confecção dos corpos-de-prova do material Molloplast B as matrizes foram incluídas em muflas. Inicialmente, a porção inferior da mufla foi isolada com vaselina sólida (Labsyng LTDA) e preenchida, sob vibração, com gesso pedra melhorado, 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 19).

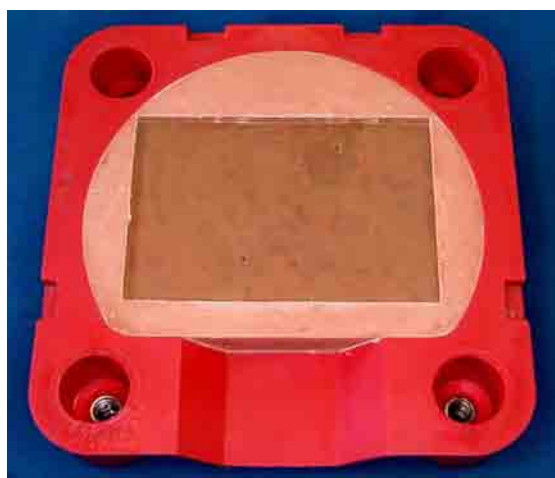
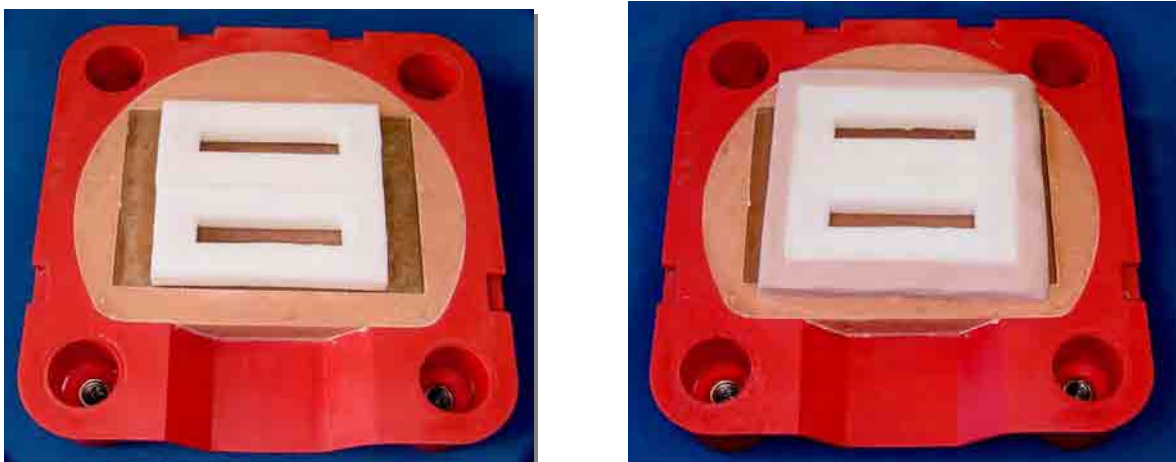


FIGURA 19 - Inclusão da placa de vidro na mufla.

Sobre a placa de vidro, duas matrizes foram fixadas paralelas em seu longo eixo, com auxílio de silicone de condensação conforme ilustrado nas Figuras 20 e 21.



FIGURAS 20 e 21 - 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 apertados os parafusos de fixação. Após 45 minutos, as muflas foram abertas e lavadas com água fervente e detergente líquido para eliminação da vaselina.

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). O material reembasador macio Molloplast B foi inserido nas



matrizes com auxílio de espátula metálica (Figura 22). A mufla foi fechada e levada à prensa hidráulica por 30 minutos sob pressão de 1,25 tonelada. Em seguida, foi realizada a polimerização de acordo com as instruções do fabricante, em banho de água por 2 horas a 100°C.



FIGURA 22 - Preenchimento das matrizes com material Molloplast-B.

Após a polimerização as muflas foram retiradas da água e colocadas sobre a bancada. Após o resfriamento, as muflas foram abertas os corpos-de-prova retirados das matrizes e os excessos de material foram recortados com uma tesoura.

O material Ufi Gel P, foi utilizado simulando um reembasamento direto. Dessa forma, as matrizes não foram incluídas em muflas para a confecção dos corpos-de-prova. As duas pastas do material foram dispensadas sobre uma placa de vidro na proporção de 1:1 em massa, com auxílio

de balança digital com precisão de 0,001grama. Dois gramas de cada pasta foram manipulados com espátula nº 36 (Duflex), por 30 segundos até apresentarem coloração uniforme. Em seguida, o material foi inserido em uma matriz posicionada sobre uma placa de vidro. Após seu completo preenchimento, outra placa de vidro foi posicionada sobre a matriz e este conjunto foi colocado em prensa manual por 45 minutos até a completa polimerização do material. Após a polimerização, os corpos-de-prova foram removidos das matrizes e os excessos recortados com auxílio de uma tesoura.

#### **4.3.5 Desinfecção das amostras**

Foram confeccionados 50 corpos-de-prova de cada material divididos em 5 grupos (n=10). Destes, 40 foram submetidos à desinfecção com energia por microondas, conforme descrito anteriormente (item 4.3.1). Os demais corpos-de-prova de cada material, que não receberam tratamento em microondas, foram utilizados como grupo controle.

Durante os procedimentos de desinfecção, os corpos-de-prova foram adicionados individualmente em um recipiente de vidro contendo 200 mL de água destilada. O recipiente foi posicionado sobre o prato giratório do forno e em seguida, o aparelho foi acionado. Os corpos-de-prova foram submetidos a dois procedimentos de desinfecção, simulando quando uma prótese contaminada é enviada ao laboratório e posteriormente retorna ao consultório.

#### **4.3.6 Períodos de mensuração**

Os períodos de mensuração da dureza foram efetuados nos seguintes intervalos: imediatamente após a confecção dos corpos-de-prova, 24 e 48 horas e 7 dias. Em cada período foram realizados dois procedimentos de desinfecção, totalizando oito desinfecções para cada corpo-de-prova. Durante este período, os corpos-de-prova, tanto dos grupos experimentais como dos grupos controles, permaneceram em água destilada a temperatura de 37°C.

#### **4.3.7 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 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) <sup>2</sup> a temperatura ambiente (Figuras 23 e 24).



FIGURAS 23 e 24 - 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<sup>2</sup>). Em seguida, cada corpo-de-prova foi colocado sobre uma lâmina de vidro<sup>10, 12</sup> e posicionado sobre a mesa metálica do suporte, mantendo-o paralelo à base do durômetro (Figura 25).

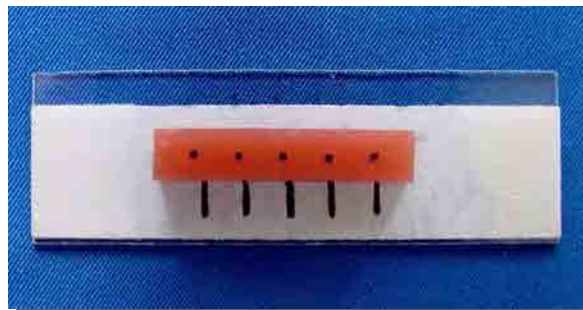
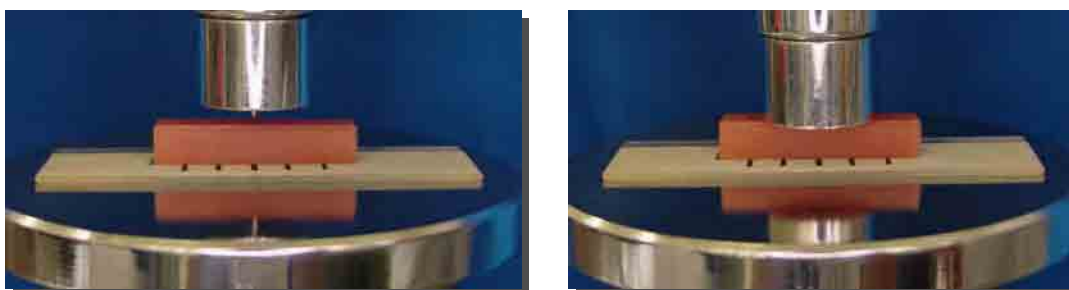


FIGURA 25 - Posicionamento do corpo-de-prova sobre a lâmina de vidro e demarcação dos pontos para realização do ensaio de dureza.

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<sup>2,45</sup>, nos cinco pontos demarcados previamente (Figuras 26 e 27).



FIGURAS 26 e 27 - Realização do ensaio de dureza.

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 (1%), objetivando o detalhamento dos resultados.

# *RESULTADO*

---

## 5 Resultado

### 5.1 Resultado microbiológico

Os valores originais das médias das duplicatas para o número de colônias (ufc/mL) dos microrganismos *C. albicans*, *S. aureus*, *B. subtilis* e *P.aeruginosa* presentes nos materiais Molloplast B e Ufi Gel P antes e após a desinfecção em microondas nos diferentes tempos (3, 4, 5, e 6 minutos) estão apresentados nas Tabelas a seguir. Os valores seguidos por (\*) indicam que houve crescimento após 7 dias de avaliação.

Tabela 1- Médias dos valores originais para o número de colônias (ufc/mL) para o microrganismo *C. albicans* sobre o material Molloplast B

	Controle	3min	4min	5 min	6 min
1	1,60 x 10 <sup>6</sup>	0	0	0	0
2	1,24 x 10 <sup>6</sup>	0	0	0	0
3	2,64 x 10 <sup>6</sup>	0	0	0	0
4	1,92 x 10 <sup>6</sup>	0	0	0	0
5	1,20 x 10 <sup>6</sup>	0	0	0	0
6	1,40 x 10 <sup>6</sup>	0	0	0	0
7	1,76 x 10 <sup>6</sup>	0	0	0	0
8	1,16 x 10 <sup>6</sup>	0	0	0	0
9	2,04 x 10 <sup>6</sup>	0	0	0	0
10	1.44 x 10 <sup>6</sup>	0	0	0	0
média	<b>1,64 x 10<sup>6</sup></b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>



Tabela 2 - Médias dos valores originais para o número de colônias (ufc/mL) para o microrganismo *S.aureus* sobre o material Molloplast B

	Controle	3min	4min	5 min	6 min
1	$2,50 \times 10^7$	0	0	0	0
2	$2,00 \times 10^7$	0	0	0	0
3	$4,80 \times 10^7$	$1,60 \times 10^{3*}$	0	0	0
4	$6,80 \times 10^7$	$1,65 \times 10^{3*}$	0	0	0
5	$6,80 \times 10^7$	$0,05 \times 10^{3*}$	0	0	0
6	$4,72 \times 10^7$	0	0	0	0
7	$2,52 \times 10^7$	0	0	0	0
8	$2,04 \times 10^7$	0	0	0	0
9	$3,68 \times 10^7$	0	0	0	0
10	$3,52 \times 10^7$	0	0	0	0
média	<b><math>4,60 \times 10^7</math></b>	<b><math>3,30 \times 10^2</math></b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

Tabela 3 - Médias dos valores originais para o número de colônias (ufc/mL) para o microrganismo *B.subtilis* sobre o material Molloplast B

	Controle	3min	4min	5 min	6 min
1	$2,04 \times 10^6$	$4,0 \times 10^{2*}$	0	0	0
2	$1,36 \times 10^6$	$1,0 \times 10^{2*}$	0	0	0
3	$1,48 \times 10^6$	0	0	0	0
4	$2,16 \times 10^6$	0	0	0	0
5	$1,92 \times 10^6$	0	0	0	0
6	$2,00 \times 10^6$	0	0	0	0
7	$2,44 \times 10^6$	0	0	0	0
8	$1,64 \times 10^6$	0	0	0	0
9	$2,08 \times 10^6$	0	0	0	0
10	$1,52 \times 10^6$	0	0	0	0
média	<b><math>1,82 \times 10^6</math></b>	<b><math>0,5 \times 10^2</math></b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

Tabela 4 - Médias dos valores originais para o número de colônias (ufc/mL) para o microrganismo *P. aeruginosa* sobre o material Molloplast B

	Controle	3min	4min	5 min	6 min
1	$2,44 \times 10^7$	0*	0	0	0
2	$2,68 \times 10^7$	0	0	0	0
3	$4,20 \times 10^7$	0	0	0	0
4	$2,36 \times 10^7$	0	0	0	0
5	$2,88 \times 10^7$	0	0	0	0
6	$3,16 \times 10^7$	0	0	0	0
7	$3,24 \times 10^7$	0	0	0	0
8	$4,00 \times 10^7$	0	0	0	0
9	$3,92 \times 10^7$	0	0	0	0
10	$2,92 \times 10^7$	0	0	0	0
média	<b><math>3,18 \times 10^7</math></b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

Tabela 5 - Médias dos valores originais para o número de colônias (ufc/mL) para o microrganismo *C. albicans* sobre o material Ufi Gel P

	Controle	3min	4min	5 min	6 min
1	$3,12 \times 10^6$	0	0	0	0
2	$5,44 \times 10^6$	0	0	0	0
3	$6,56 \times 10^6$	0	0	0	0
4	$2,56 \times 10^6$	0	0	0	0
5	$5,76 \times 10^6$	0	0	0	0
6	$3,24 \times 10^6$	0	0	0	0
7	$3,16 \times 10^6$	0	0	0	0
8	$3,08 \times 10^6$	0	0	0	0
9	$3,24 \times 10^6$	0	0	0	0
10	$4,80 \times 10^6$	0	0	0	0
média	<b><math>4,09 \times 10^6</math></b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

Tabela 6 - Médias dos valores originais para o número de colônias (ufc/mL) para o microrganismo *S. aureus* sobre o material Ufi Gel P

	Controle	3min	4min	5 min	6 min
1	$6,92 \times 10^7$	0	0	0	0
2	$4,92 \times 10^7$	0	0	0	0
3	$10,92 \times 10^7$	0	0	0	0
4	$3,24 \times 10^7$	0	0	0	0
5	$4,84 \times 10^7$	0	0	0	0
6	$6,52 \times 10^7$	0	0	0	0
7	$5,08 \times 10^7$	0	0	0	0
8	$6,04 \times 10^7$	0	0	0	0
9	$3,84 \times 10^7$	0	0	0	0
10	$6,80 \times 10^7$	0	0	0	0
média	<b><math>5,91 \times 10^7</math></b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

Tabela 7 - Médias dos valores originais para o número de colônias (ufc/mL) para o microrganismo *B. subtilis* sobre o material Ufi Gel P

	Controle	3min	4min	5 min	6 min
1	$6,00 \times 10^5$	0	0	0	0
2	$8,04 \times 10^5$	0	0	0	0
3	$4,04 \times 10^5$	0	0	0	0
4	$9,60 \times 10^5$	0	0	0	0
5	$4,80 \times 10^5$	0	0	0	0
6	$6,80 \times 10^5$	0	0	0	0
7	$8,20 \times 10^5$	0	0	0	0
8	$7,20 \times 10^5$	0	0	0	0
9	$3,80 \times 10^5$	0	0	0	0
10	$5,40 \times 10^5$	0	0	0	0
média	<b><math>6,42 \times 10^5</math></b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

Tabela 8 - Médias dos valores originais para o número de colônias (ufc/mL) para o microrganismo *P. aeruginosa* sobre o material Ufi Gel P

	Controle	3min	4min	5 min	6 min
1	$1,76 \times 10^7$	0	0	0	0
2	$2,36 \times 10^7$	0	0	0	0
3	$3,12 \times 10^7$	0	0	0	0
4	$3,24 \times 10^7$	0	0	0	0
5	$2,72 \times 10^7$	0	0	0	0
6	$2,88 \times 10^7$	0	0	0	0
7	$1,72 \times 10^7$	0	0	0	0
8	$3,64 \times 10^7$	0	0	0	0
9	$4,80 \times 10^7$	0	0	0	0
10	$2,16 \times 10^7$	0	0	0	0
média	<b><math>2,84 \times 10^7</math></b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>

Por meio dos resultados obtidos observou-se que após a irradiação com energia por microondas, os corpos-de-prova do material Ufi Gel P não apresentaram crescimento microbiológico para nenhum dos microrganismos avaliados em qualquer um dos tempos utilizados. Por outro lado, alguns corpos-de-prova do material Molloplast B, após a irradiação com microondas por 3 minutos, apresentaram crescimento dos microrganismos *S. aureus* e *B. Subtilis*, porém o número de ufc/mL para cada grupo submetido a estes tratamentos foi considerado praticamente nulo. Dessa forma, não houve a necessidade da aplicação de testes estatísticos para a comparação dos resultados. Microbiologicamente podemos afirmar que o material Molloplast B contaminado

com os microrganismos *S. aureus*, *P. aeruginosa* e *B. Subtilis* foi desinfetado após a exposição à energia por microondas por 3 minutos. E ainda que todos os corpos-de-prova do material Ufi Gel P foram esterilizados após a irradiação nos tempos de 3, 4, 5 e 6 minutos.

## 5.2 Resultado dureza

Os valores médios originais da medida de dureza Shore A de cada corpo-de-prova foram obtidos calculando-se a média aritmética das cinco aferições realizadas para cada corpo-de-prova. Os resultados obtidos estão dispostos nas Tabelas 9 a 18.

Tabela 9 - Valores médios de dureza Shore A para o grupo controle do material

Molloplast B

<i>Repetição</i>	<i>Imediato</i>	<i>24h</i>	<i>48h</i>	<i>7 dias</i>
1	35,9	34,6	32,1	22,9
2	34,4	31,2	29,4	19,3
3	30,9	35,2	27,2	20,7
4	38,2	36,2	33,4	26,3
5	34,3	33,8	33,8	28,0
6	38,8	37,1	37,5	27,0
7	38,8	39,3	37,7	28,8
8	31,0	29,0	28,2	27,0
9	32,7	31,4	28,6	22,6
10	37,7	35,1	35,8	27,9
<b>Média</b>	<b>35,27</b>	<b>34,39</b>	<b>32,37</b>	<b>25,14</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>3,08</b>	<b>3,06</b>	<b>3,89</b>	<b>3,37</b>

Tabela 10 - Valores médios de dureza Shore A do material Molloplast B após desinfecção de 3 minutos

<i>Repetição</i>	<i>Imediato</i>	<i>24h</i>	<i>48h</i>	<i>7 dias</i>
1	29,4	28,9	26,9	26,3
2	30,4	29,8	25,5	23,9
3	32,0	34,8	31,5	24,5
4	31,9	33,0	35,1	22,0
5	29,0	25,4	28,6	28,0
6	34,0	32,2	31,2	27,9
7	33,4	33,1	33,6	23,7
8	29,0	25,4	28,6	28,0
9	29,8	32,1	31,2	27,9
10	27,2	26,1	26,5	21,1
<b>Média</b>	<b>30,61</b>	<b>30,08</b>	<b>29,87</b>	<b>25,33</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>2,04</b>	<b>3,31</b>	<b>2,99</b>	<b>2,50</b>

Tabela 11 - Valores médios de dureza Shore A do material Molloplast B após desinfecção de 4 minutos

<i>Repetição</i>	<i>Imediato</i>	<i>24h</i>	<i>48h</i>	<i>7 dias</i>
1	35,7	33,9	33,5	26,4
2	34,9	31,9	28,9	25,5
3	30,1	27,6	27,6	24,0
4	37,0	34,3	35,4	30,6
5	34,3	33,8	33,8	31,3
6	36,3	37,0	38,2	28,0
7	35,9	37,4	36,8	22,8
8	30,2	27,0	28,2	31,2
9	36,2	30,5	32,1	28,6
10	34,7	32,7	34,1	29,1
<b>Média</b>	<b>34,53</b>	<b>32,61</b>	<b>32,86</b>	<b>27,75</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>2,44</b>	<b>3,31</b>	<b>3,44</b>	<b>2,84</b>

Tabela 12 - Valores médios de dureza Shore A do material Molloplast B após desinfecção de 5 minutos

<i>Repetição</i>	<i>Imediato</i>	<i>24h</i>	<i>48h</i>	<i>7 dias</i>
1	34,9	36,7	34,3	26,4
2	35,3	34,2	33,4	24,1
3	31,6	31,5	27,6	21,0
4	32,5	33,6	31,4	23,5
5	28,2	30,3	26,4	21,0
6	36,2	36,6	33,7	30,0
7	32,0	32,3	31,0	23,9
8	37,3	35,5	32,8	27,7
9	31,0	31,1	28,7	24,5
10	39,0	34,5	34,4	29,4
<b>Média</b>	<b>33,8</b>	<b>33,63</b>	<b>31,37</b>	<b>25,15</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>3,29</b>	<b>2,27</b>	<b>2,8</b>	<b>2,99</b>

Tabela 13 - Valores médios de dureza Shore A do material Molloplast B após desinfecção de 6 minutos

<i>Repetição</i>	<i>Imediato</i>	<i>24h</i>	<i>48h</i>	<i>7 dias</i>
1	25,2	23,9	22,9	25,6
2	21,5	21,4	18,9	24,6
3	30,9	28,6	27,2	28,9
4	27,1	16,6	15,1	29,2
5	32,0	30,6	27,6	24,0
6	26,4	26,8	22,8	21,8
7	31,6	32,0	27,5	29,0
8	25,7	26,4	24,1	29,9
9	35,8	34,1	29,0	28,5
10	32,0	31,8	30,0	23,5
<b>Média</b>	<b>28,82</b>	<b>27,22</b>	<b>24,51</b>	<b>25,17</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>4,29</b>	<b>5,40</b>	<b>4,73</b>	<b>2,91</b>



Tabela 14 - Valores médios de dureza Shore A para o grupo controle do material

Ufi Gel P

<i>Repetição</i>	<i>Imediato</i>	<i>24h</i>	<i>48h</i>	<i>7 dias</i>
1	20,8	25,0	30,4	33,1
2	22,0	28,8	30,3	32,7
3	23,0	29,3	29,5	31,7
4	22,1	28,1	31,0	33,4
5	25,3	29,9	30,7	33,2
6	26,3	28,8	30,9	30,8
7	26,2	29,3	30,7	32,9
8	25,7	28,6	30,2	31,6
9	25,2	28,0	29,2	31,3
10	25,4	28,4	31,2	33,6
<b>Média</b>	<b>24,2</b>	<b>28,42</b>	<b>30,41</b>	<b>32,4</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>2,01</b>	<b>1,33</b>	<b>0,64</b>	<b>0,98</b>

Tabela 15 - Valores médios de dureza Shore A do material Ufi Gel P após desinfecção de 3 minutos

<i>Repetição</i>	<i>Imediato</i>	<i>24h</i>	<i>48h</i>	<i>7 dias</i>
1	27,1	29,2	28,5	32,5
2	26,4	29,0	29,7	30,1
3	27,6	28,6	30,4	31,7
4	28,0	28,3	29,3	33,1
5	26,2	28,3	30,2	29,2
6	25,2	27,0	25,8	32,5
7	28,2	27,9	29,4	29,5
8	26,8	27,0	29,5	30,1
9	27,9	29,0	30,3	31,2
10	27,5	28,8	33,0	30,8
<b>Média</b>	<b>27,09</b>	<b>28,31</b>	<b>29,61</b>	<b>31,07</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,94</b>	<b>0,77</b>	<b>1,79</b>	<b>1,35</b>

Tabela 16 - Valores médios de dureza Shore A do material Ufi Gel P após desinfecção de 4 minutos

<i>Repetição</i>	<i>Imediato</i>	<i>24h</i>	<i>48h</i>	<i>7 dias</i>
1	26,7	28,1	29,8	32,5
2	25,5	29,8	31,0	32,3
3	26,5	26,8	30,4	32,2
4	25,8	28,2	31,5	32,6
5	24,2	27,5	31,2	33,0
6	27,2	29,5	29,2	31,5
7	24,4	26,0	32,5	33,4
8	26,2	27,1	32,1	33,0
9	26,3	30,2	30,2	32,5
10	25,0	29,2	28,7	34,0
<b>Média</b>	<b>25,78</b>	<b>28,24</b>	<b>30,66</b>	<b>32,7</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,99</b>	<b>1,40</b>	<b>1,22</b>	<b>0,69</b>

Tabela 17 - Valores médios de dureza Shore A do material Ufi Gel P após desinfecção de 5 minutos

<i>Repetição</i>	<i>Imediato</i>	<i>24h</i>	<i>48h</i>	<i>7 dias</i>
1	28,2	30,8	34,6	33,3
2	28,5	31,1	31,8	33,4
3	27,0	30,3	32,2	32,7
4	26,4	30,0	31,5	31,9
5	26,3	30,1	30,1	32,1
6	28,4	33,6	30,9	33,1
7	27,1	31,4	31,6	33,9
8	26,5	31,6	31,1	32,7
9	26,1	31,2	32,0	32,6
10	28,7	30,3	29,4	30,0
<b>Média</b>	<b>27,32</b>	<b>31,04</b>	<b>31,52</b>	<b>32,57</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>1,02</b>	<b>1,06</b>	<b>1,38</b>	<b>1,08</b>

Tabela 18 - Valores médios de dureza Shore A do material Ufi Gel P após desinfecção de 6 minutos

<i>Repetição</i>	<i>Imediato</i>	<i>24h</i>	<i>48h</i>	<i>7 dias</i>
1	27,7	30,8	32,9	33
2	28,0	33,1	32,3	31,8
3	26,8	30,7	32,7	30,5
4	25,9	29,0	31,8	33,2
5	28,2	33,6	31,4	32,5
6	26,3	32,1	30,3	31,2
7	26,6	31,6	33,8	31,6
8	26,0	31,6	31,6	30,1
9	26,1	30,5	31,2	32,1
10	27,7	31,3	30,9	31,7
<b>Média</b>	<b>26,93</b>	<b>31,43</b>	<b>31,89</b>	<b>31,77</b>
<b>Desvio Padrão</b>	<b>0,88</b>	<b>1,32</b>	<b>1,04</b>	<b>0,99</b>

Para efeito de comparação das médias de dureza foi efetuada a análise de variância (ANOVA) para cada material reembasador. Desta forma, foram considerados dois fatores: fator (A) método de desinfecção em microondas com os níveis: controle, 3 minutos, 4 minutos, 5 minutos e 6 minutos; e fator (B) tempo, com os níveis: imediato, 24 horas, 48 horas e 7 dias. As tabelas 19 e 20 apresentam as análises para os materiais Molloplast B e Ufi Gel P respectivamente.

Tabela 19 - Análise de variância para as médias de dureza do material

## Molloplast B

Causa de variação	GL	SQ	QM	Valor de F	Prob.> F
Fator A	4	650,0691	162,5172	14,7876	0,00001
Fator B	3	1087,1412	362,3804	32,9734	0,00001
Fator A x B	12	462,3096	38,5258	3,5055	0,00023
Resíduo	180	1978,2134	10,9901		
Tratamentos	199	4177,7335			

Coeficiente de variação: 10,94%

Tabela 20 - Análise de variância para as médias de dureza do material Ufi Gel P

Causa de variação	GL	SQ	QM	Valor de F	Prob.> F
Fator A	4	107,5955	26,8988	22,3138	0,00001
Fator B	3	1003,4960	334,4986	277,4818	0,00001
Fator A x B	12	126,5421	10,5451	8,7477	0,00001
Resíduo	180	216,9863	1,2054		
Tratamentos	199	1454,6199			

Coeficiente de variação: 3,69%

Nas Tabelas acima, observa-se que existe diferença estatisticamente significativa para os fatores A e B adotando-se o nível de significância de 1%, tanto para o material Molloplast B quanto para o Ufi Gel P.

Além disso, a interação entre os dois fatores foi significativa para os dois materiais.

Considerando os dados obtidos pelas análises de variância, uma comparação das médias de dureza Shore A dos materiais, submetidos aos diferentes tempos de desinfecção em microondas nos tempos determinados, foi realizada pelo teste de Tukey (1%). As comparações estão apresentadas nas Figuras 28, 29, 30 e 31 a seguir.

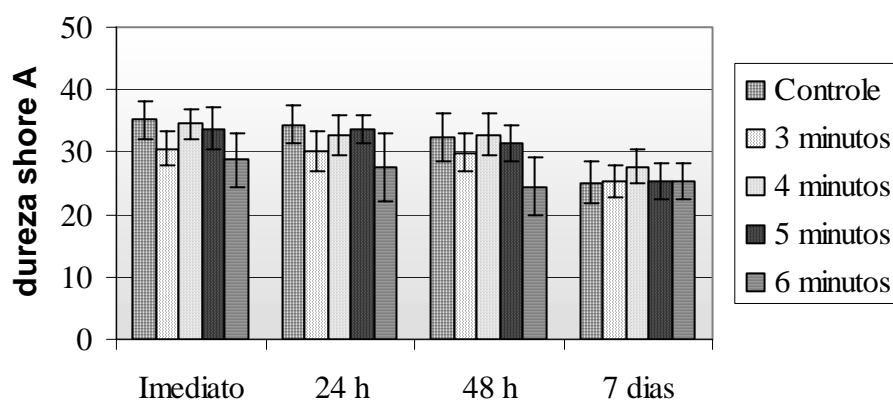


FIGURA 28 - Comparação dos valores de dureza do material Molloplast B entre os diferentes métodos de desinfecção em cada período de tempo avaliado.

Pelo gráfico da Figura 28, pode-se observar que a desinfecção por 6 minutos apresentou os menores valores de dureza shore A para o Molloplast B imediatamente após a confecção dos corpos-de-prova e nos períodos de 24 e 48 h, com diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,01$ ).

Entretanto, após o período de sete dias não houve diferença estatisticamente significativa ( $p>0,01$ ) entre os grupos controle e aqueles desinfetados por 3, 4, 5, ou 6 minutos.

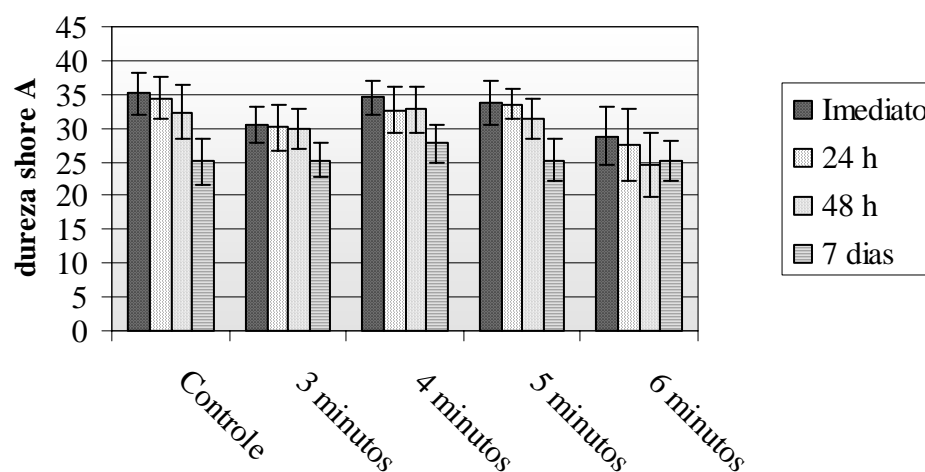


FIGURA 29 - Comparação da dureza do material Molloplast B entre os tempos analisados para cada método de desinfecção.

Por meio da Figura 29 é possível verificar que houve uma significativa diminuição ( $p<0,01$ ) dos valores de dureza para o Molloplast B após 7 dias, para os grupos controle e desinfetados por 3, 4, e 5 minutos. Para estes mesmos grupos, não houve diferença significativa entre os tempos imediato, 24 e 48 horas ( $p>0,01$ ). Os corpos-de-prova submetidos à desinfecção por 6 minutos também apresentaram uma diminuição dos valores de dureza com o passar do tempo, entretanto a diferença não foi significativa ( $p>0,01$ ).

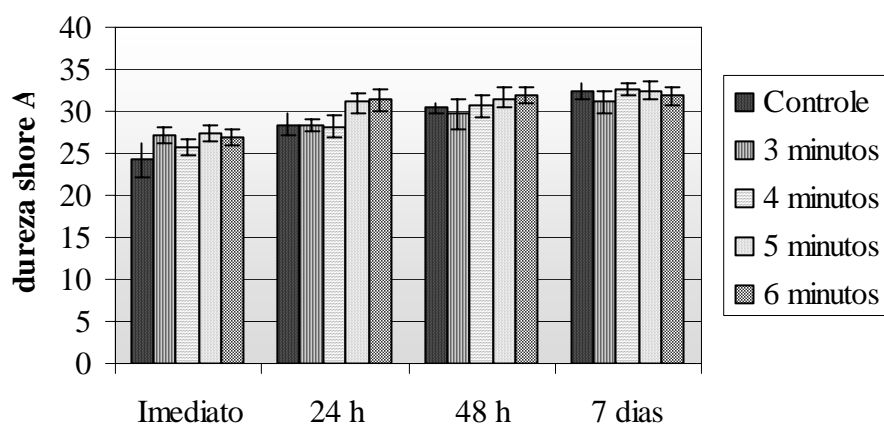


FIGURA 30 - Comparação dos valores de dureza do material Ufi gel P entre os diferentes métodos de desinfecção em cada período de tempo avaliado.

Para o material Ufi Gel P houve um aumento dos valores de dureza shore A após a desinfecção com microondas (Figura 30). Os grupos desinfetados por 3, 5 e 6 minutos apresentaram aumento significativo nos valores de dureza, imediatamente após a confecção dos corpos-de-prova, quando comparados ao grupo controle ( $p < 0,01$ ). Após 24 h, os grupos desinfetados em microondas por 5 e 6 minutos apresentaram aumento significativo da dureza comparado ao grupo controle ( $p < 0,01$ ). Entretanto, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos desinfetados e o controle nos períodos de 48 h e 7 dias ( $p > 0,01$ ).

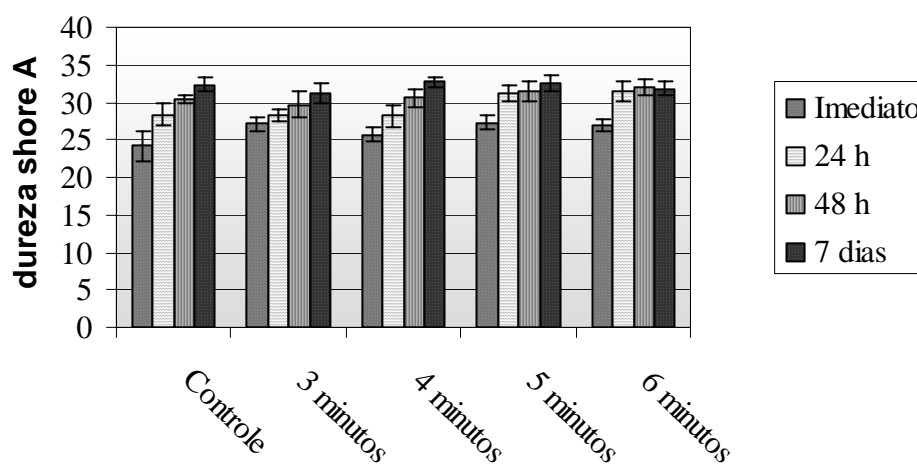


FIGURA 31 - Comparação da dureza do material Ufi Gel P entre os períodos de tempo avaliado para cada método de desinfecção.

De acordo com a Figura acima, pode-se observar que houve um aumento significativo dos valores de dureza do material Ufi Gel P após 7 dias para todos os grupos avaliados ( $p < 0,01$ ). Além disso, para os grupos desinfetados por 5 e 6 minutos, houve um aumento significativo da dureza nos períodos de 24, 48 h e 7 dias ( $p < 0,01$ ), mas sem diferença estatística entre eles ( $p > 0,01$ ).



# *DISCUSSÃO*

---

---

## 6 Discussão

A preocupação com o controle de infecção cruzada em Odontologia é um assunto que vem sendo discutido com frequência, devido à possibilidade de transmissão de diversos microrganismos patogênicos durante sua prática.

Apesar do desenvolvimento e aplicação de técnicas de esterilização utilizando estufas e autoclaves, muitos materiais, instrumentais e equipamentos não são passíveis de serem submetidos a tais técnicas, podendo se tornar uma possível fonte de infecção cruzada entre os profissionais da área (cirurgiões dentistas, auxiliares odontológicos e técnicos de laboratório) e pacientes. As principais fontes de infecção entre consultório e laboratório dental são moldes, moldeiras, modelos de gesso, articuladores e ainda próteses dentais durante seus diferentes estágios de confecção, ajustes e polimento<sup>34</sup>.

Vários estudos têm demonstrado que próteses removidas da cavidade bucal de pacientes podem conter diferentes espécies de microrganismos patogênicos como *S. aureus* e *P. aeruginosa*, tanto na superfície quanto em seus poros<sup>17,18,30,31,55</sup>. Tais microrganismos são reconhecidos como causadores de várias doenças infecciosas em humanos<sup>18</sup>. Dessa forma, atualmente sabe-se que além das próteses serem potenciais fontes para infecção cruzada, podem transmitir infecções para os próprios usuários através da aspiração destes microrganismos e ainda agir como fator importante no desenvolvimento de infecções na mucosa oral como a estomatite protética<sup>18,30</sup>.

Atualmente, os materiais reembasadores macios são cada vez mais utilizados na confecção de próteses, com inúmeras indicações<sup>8,41,44,47</sup>. Entretanto, estes materiais apresentam algumas desvantagens quanto às suas características físicas e microbiológicas. Devido sua maior porosidade interna, rugosidade superficial e diferença na composição química, os materiais reembasadores macios são mais susceptíveis à colonização por microrganismos do que as resinas convencionais<sup>40,47,49,58</sup>.

A utilização de procedimentos de desinfecção, adequados aos diferentes tipos de materiais empregados para confecção de próteses, são necessários para impedir a infecção cruzada e o acometimento de infecções nos pacientes.

Dentre os métodos de desinfecção de próteses, a utilização de soluções químicas são as mais difundidas<sup>7,17,31,34,54</sup>. Porém estes agentes químicos apresentam inconvenientes. O glutaraldeído pode impregnar-se nas porosidades da resina e provocar irritações aos tecidos bucais<sup>34</sup>, e as soluções de hipoclorito de sódio e clorexidina podem manchar as bases das próteses<sup>34,54,61</sup>. Além disso, se a prótese apresentar alto grau de contaminação, a desinfecção com estes tipos de soluções químicas não será eficiente para eliminação dos microrganismos<sup>17</sup>.

Desta forma, torna-se necessário utilizar um método seguro, de custo reduzido e técnicas simples, que facilite a desinfecção de próteses. Neste contexto, algumas pesquisas estão sendo realizadas para avaliar a efetividade das microondas para desinfecção e esterilização. Este método é considerado como uma alternativa à desinfecção com soluções químicas, sendo utilizado para

desinfecção e esterilização de alimentos, lentes de contato, materiais microbiológicos, instrumentos odontológicos e materiais de laboratório<sup>21,37,50,51</sup>, por ser um método eficiente e simples, devido a utilização de fornos caseiros convencionais<sup>46</sup>.

A utilização da energia por microondas como método de esterilização e desinfecção de instrumentos odontológicos e próteses dentais foi relatada na literatura em 1985 por Rohrer e Bulard<sup>50</sup>. Desde esta data até hoje, vários estudos estão sendo realizados para comprovar os achados daqueles autores, entretanto, ainda não se conseguiu definir na literatura uma relação tempo/potência ideal para utilização em próteses convencionais e/ou aquelas reembasadas com material macio. Os ciclos (tempos/potência) propostos na literatura para promover a desinfecção/esterilização de próteses são muito variáveis, iniciando em 10 min/720 W, 6 min/350 W, 4 min/650 W, chegando até 1 min/850 W<sup>4,6,46,50,56,61</sup>.

Pelos resultados deste estudo podemos comprovar que a energia por microondas foi capaz de esterilizar os corpos-de-prova dos materiais reembasadores Ufi Gel P e Molloplast B contaminados com os microrganismos *C. albicans*, *S. aureus*, *B. subtilis* e *P. aeruginosa* nos períodos de 4, 5 e 6 minutos de irradiação a potência de 650W (Tabelas 1 a 8).

Estes resultados são semelhantes aos obtidos por diversos autores que avaliaram a efetividade da desinfecção com energia por microondas sobre próteses totais<sup>4,50,61</sup> e materiais reembasadores<sup>6,14,38</sup>. Rohrer e Bulard<sup>50</sup>, (1989) observaram que próteses dentais, contaminadas com *C. albicans* e

microrganismos patogênicos, foram completamente esterilizadas em ambiente seco após 10 minutos de irradiação a potência de 720W. Entretanto, tais autores ressaltaram que a esterilização efetiva foi alcançada devido a utilização de um dispositivo tridimensional dentro do forno de microondas. No presente estudo, as amostras foram esterilizadas ou desinfetadas com sucesso utilizando-se um aparelho de microondas doméstico sem nenhum tipo de modificação.

Os resultados favoráveis obtidos neste estudo podem ser atribuídos à imersão dos corpos-de-prova em água durante os procedimentos de irradiação<sup>14,38</sup>. Dixon et al<sup>14</sup> em 1999, mostraram que a resina acrílica e os materiais reembasadores macios foram completamente esterilizados somente quando imersos em água durante o tratamento com energia por microondas. Quando os corpos-de-prova foram irradiados pelo mesmo período, sem a presença de água, foi observada somente a desinfecção dos mesmos. De acordo com esses autores, a água utilizada durante a irradiação promoveria um aquecimento uniforme dos corpos-de-prova, levando a uma destruição dos microrganismos em toda a superfície e também nos possíveis poros dos materiais<sup>14</sup>.

Vários autores sugerem que uma esterilização efetiva só seria obtida quando uma quantidade de água estivesse presente no meio<sup>16,37,57</sup>. De acordo com Vela e Wu<sup>57</sup>, a água é a responsável pela absorção da energia eletromagnética, transformando-a em calor, o que causaria a destruição dos microrganismos. Devido a estes fatos, muitos autores acreditam que a destruição dos microrganismos seria creditada somente aos efeitos térmicos gerados pelas microondas<sup>11,16,19,59,66</sup>. Outros estudos, entretanto, mostram que os efeitos letais

das microondas sobre os microrganismos não são restritos somente ao calor gerado durante a irradiação, mas também pelas interações entre campo eletromagnético e as moléculas celulares, afetando os níveis de atividade enzimática de forma diferente daquelas produzidas pelo aquecimento convencional<sup>3,13,51-53,63</sup>. Este processo é denominado de efeito não térmico.

Embora neste estudo não tenha sido comprovada a natureza da ação da irradiação por microondas sobre os microrganismos, pode-se observar que poucos minutos de irradiação foram suficientes para esterilizar os copos-de-prova de resina acrílica reembasados com os materiais macios. Entretanto, os materiais apresentaram comportamentos diferentes após o tratamento. Para o material Ufi Gel P, o período de três minutos de irradiação foi capaz de esterilizar totalmente todos os corpos-de-prova contaminados com os microrganismos *C. albicans*, *B. subtilis*, *S. aureus*, e *P. aeruginosa*. Este dado pode ser comprovado pela ausência do crescimento de colônias viáveis sobre as placas contendo os meios de cultura e ainda pela ausência de turbidez nos tubos de TSB onde os corpos-de-prova foram armazenados por 7 dias a 37°C (Tabelas 5 a 8). Já para os corpos-de-prova confeccionados com o material Mollplast B, pode-se dizer que três minutos de irradiação promoveu a desinfecção, pois foi observado crescimento dos microrganismos *B. subtilis* e *S. aureus* sobre as placas de cultura após 48 horas de incubação e turvamento do meio TSB contendo os corpos-de-prova contaminados com *B. subtilis*, *P. aeruginosa* e *S. aureus* após incubação (Tabela 2 a 4).

Estes comportamentos distintos, frente ao tempo de exposição de três minutos, podem ser atribuídos às diferenças na composição dos materiais Molloplast B e Ufi Gel P. A rugosidade do substrato, o perfil e a energia de superfície, a tensão superficial, a hidrofobicidade e interações eletrostáticas são características dos materiais utilizados na confecção de próteses que podem influenciar significativamente a retenção e colonização dos microrganismos<sup>49,58,67</sup>. De acordo com alguns autores, os materiais que apresentam maior rugosidade de superfície possuem maior possibilidade de retenção de microrganismos<sup>9,49,58</sup>. Um estudo recente<sup>43</sup> mostrou que o material Molloplast B apresentou maiores valores de rugosidade de superfície do que o material Ufi Gel P. Com base nesta informação, podemos supor que a maior rugosidade do material Molloplast B pode ter contribuído para maior retenção dos microrganismos em sua superfície. Dessa forma, a irradiação por três minutos não foi suficiente para agir sobre estas bactérias e conseqüentemente esterilizar os corpos-de-prova reembasados com o Molloplast B.

Por outro lado, podemos observar que o material Molloplast B contaminado com o fungo *C. albicans* foi esterilizado após três minutos de exposição às microondas (Tabela 1). Este fato pode ser atribuído à menor resistência da *C. albicans* frente às alterações físicas do que as bactérias gram positivas e gram negativas utilizadas neste estudo. Outro fato a ser considerado é que as células bacterianas são menores que os fungos, sendo por isso, mais difícil de serem removidas da superfície<sup>58</sup>. Como a água utilizada durante a desinfecção inicia o processo de ebulição entre aproximadamente 1,5 e 2 minutos<sup>38</sup>, o tempo

restante pode não ter sido suficiente para remover completamente as células bacterianas do material Molloplast B.

Apesar do crescimento microbiano observado nos corpos-de-prova do material Molloplast B após três minutos de irradiação em microondas, este pode ser considerado irrelevante quando comparados com os resultados obtidos nos grupos controles. Dessa forma, podemos considerar que o tempo de irradiação de três minutos desinfetou os corpos-de-prova reembasados com o material Molloplast B.

Baseado nos resultados obtidos neste estudo pode-se observar que a energia por microondas aplicada em pequenos períodos é eficiente em desinfetar ou esterilizar materiais utilizados para confecção de próteses totais. Os dados apresentados por este estudo “in vitro” podem contribuir para o controle de infecção na odontologia. Entretanto, os efeitos destes tempos de irradiação sobre as propriedades físicas e mecânicas dos materiais devem ser investigados. Seguindo este raciocínio, neste estudo optou-se por avaliar a dureza dos reembasadores macios por ser uma das mais relevantes propriedades destes materiais. A dureza possui uma relação direta com as propriedades viscoelásticas<sup>10, 60</sup> as quais são responsáveis por distribuir e absorver as tensões geradas durante sua função clínica<sup>8,35,36</sup>.

Após a aplicação dos diferentes tempos de irradiação, os dois materiais reembasadores macios utilizados neste estudo apresentaram pequenas, porém significantes diferenças em sua dureza. Entretanto, os comportamentos destes dois materiais foram distintos. O material Molloplast B apresentou



significante diminuição, enquanto que o material Ufi Gel P apresentou um aumento dos valores de dureza após os procedimentos de desinfecção.

Devido à escassez de trabalhos na literatura sobre o assunto, fica difícil se estabelecer uma comparação direta com outros estudos<sup>14,32</sup>. Processos de envelhecimento, entretanto, podem ser de certa forma comparados com os procedimentos de desinfecção utilizado neste trabalho pois, em ambos, os corpos-de-prova são imersos em água e submetidos a elevadas temperaturas. Hekimoglu e Anil<sup>23</sup> avaliaram os efeitos de agentes de envelhecimento sobre a dureza de diferentes materiais reembasadores macios e observaram que após o tratamento, o material Molloplast B apresentou diminuição e o material Ufi Gel P apresentou aumento nos valores de dureza. Estes resultados foram semelhantes aos obtidos neste estudo. Embora os dois materiais avaliados sejam classificados como reembasadores compostos por silicone, estes diferentes comportamentos podem ter sido influenciados pela composição química e pelo método de polimerização<sup>42</sup>.

Para ambos materiais, a irradiação em microondas por seis minutos promoveu as maiores alterações nos valores de dureza. Nas medições realizadas imediatamente após a confecção dos corpos-de-prova e nos períodos de 24 e 48 horas, a desinfecção por 6 minutos diminuiu significativamente os valores médios de dureza dos corpos-de-prova do material Molloplast B, em relação ao grupo controle e aos grupos irradiados por 3, 4 e 5 minutos (Figura 27). Entretanto, após o período de sete dias não houve diferença estatisticamente significativa entre todos os grupos (Figura 27). Estes resultados sugerem que a imersão em água exerceu grande influência nas alterações de dureza do material.

Após 7 dias de imersão em água o grupo controle apresentou os menores valores de dureza quando comparados com os demais períodos de mensuração (Figura 28). O mesmo ocorreu para os grupos submetidos a desinfecção por 3, 4 e 5 minutos (Figura 28). Kazanji e Watkinson<sup>28</sup>, em 1988, observaram que o Molloplast B também apresentou diminuição nos valores de dureza após imersão em água. Estes autores sugeriram que tal alteração pode ser devido à absorção de água gerada pelo conteúdo de carga presente neste material. De acordo com Mack<sup>33</sup> (1989) e Qudah et al<sup>48</sup> (1991), o conteúdo de carga presente nos materiais reembasadores compostos por silicone contribui para sua instabilidade dimensional devido à alta taxa de absorção de água que proporciona. Por outro lado, os corpos-de-prova irradiados por 6 minutos não apresentaram diferença significativa nos valores de dureza durante os períodos avaliados (Figura 28). Os resultados do presente estudo são contrários daqueles obtidos por Dixon et al.<sup>14</sup>, os quais não encontraram diferenças significantes na dureza do Molloplast B após a aplicação de cinco ciclos de desinfecção (cinco minutos cada) utilizando energia por microondas.

Contrariamente a este comportamento, o material Ufi Gel P apresentou aumento significativo nos valores médios de dureza após imersão em água e os procedimentos de desinfecção. A imersão em água pode ser responsável pela redução rápida e significativa na flexibilidade do material ao longo da primeira semana<sup>24</sup>. Além disso, os materiais quimicamente ativados apresentam rápida deterioração a temperaturas superiores a 50°C<sup>48</sup>. Em um recente estudo, Machado et al.<sup>32</sup> (2005) observaram que a desinfecção com microondas e a

imersão em água aumentaram significativamente a dureza de dois materiais reembasadores macios compostos por silicone (Dentusil e GC Reline Extra Soft). Estes dois materiais são quimicamente polimerizados assim como o Ufi Gel P. A maioria dos materiais reembasadores compostos por silicone quimicamente ativados são polimerizados por uma reação de condensação produzindo álcool etílico como subproduto, o qual é liberado em meio aquoso o que pode causar alterações em suas propriedades<sup>33,35</sup>. Por meio da Figura 29 podemos observar que o material Ufi Gel P apresentou aumento significativo dos valores de dureza desde a primeira desinfecção, em todos tempos de irradiação utilizados. Porém, quando as medições foram realizadas nos períodos de 24 e 48 horas, os grupos irradiados por 5 e 6 minutos apresentaram maiores valores de dureza do que os grupos submetidos à irradiação por 3 e 4 minutos (Figura 29). Adicionalmente, os tempos de esterilização de 5 e 6 minutos apresentaram aumento significativo dos valores de dureza desde 24 horas (Figura 30). Como o grupo controle apresentou aumento gradual dos valores de dureza durante o período de imersão em água, (Figura 30) podemos sugerir que a irradiação com energia por microondas influenciou diretamente no enrijecimento do material. De acordo com alguns autores<sup>12,42,45</sup>, os materiais reembasadores que não são processados em laboratório apresentam menor grau de polimerização. Durante a esterilização por 5 e 6 minutos os corpos-de-prova permaneceram por maior período em altas temperaturas e isto pode ter levado a uma polimerização adicional sobre o material Ufi Gel P, tornando-o mais duro.

Baseado nos resultados obtidos neste estudo parece claro que os menores períodos de irradiação com energia por microondas são menos deletérios para a dureza dos materiais avaliados. Assim, podemos assumir que a energia por microondas por 3 e 4 minutos pode ser utilizada para desinfetar ou esterilizar os materiais reembasadores macios sem causar nenhum efeito deletério significativo sobre sua dureza, mesmo que a completa eliminação de todos os microrganismos não seja alcançada.

Tendo em vista as considerações em relação à importância da colonização dos materiais reembasadores por diferentes microrganismos patogênicos, da utilização de um método de esterilização e desinfecção que seja efetivo rápido e seguro, tanto para os pacientes como para os profissionais, podemos acreditar que os resultados alcançados neste estudo puderam apresentar uma contribuição significativa para a aplicação clínica.

Entretanto, vale ressaltar que este estudo limitou-se somente a avaliações “in vitro” e que somente dois materiais reembasadores foram estudados. Além disso, a colonização destes materiais por microrganismos patogênicos deve ser analisada mais profundamente, para avaliar a real extensão deste processo. Em relação aos efeitos da desinfecção com microondas sobre as propriedades dos materiais reembasadores macios, outros estudos devem ser realizados para avaliar outras propriedades como resistência de união às resinas de base, rugosidade de superfície e estabilidade dimensional.

*CONCLUSÃO*

---

## 7 Conclusão

Diante das condições experimentais deste estudo podemos concluir que:

1- A irradiação com energia por microondas nos períodos de 6, 5, 4 e 3 minutos promoveu a esterilização dos corpos-de-prova confeccionados com o material Ufi Gel P contaminados com os diferentes microrganismos incluídos neste estudo;

2- Para o material Molloplast B, a esterilização foi alcançada para todos os microrganismos após 4 minutos de exposição;

3- O período de 3 minutos de irradiação promoveu a desinfecção do material Molloplast B quando este foi contaminado pelos microrganismos *P. aeruginosa*, *B. subtilis* e *S. Aureus*;

4- O material Molloplast B apresentou diminuição nos valores de dureza após a irradiação com energia por microondas;

5- A irradiação com energia por microondas causou aumento nos valores de dureza no material Ufi Gel P;

6- A esterilização por 6 minutos produziu maior alteração nos valores de dureza em ambos os materiais.

## *REFERÊNCIAS*

---

## 8 Referências\*

1. AMERICAN DENTAL ASSOCIATION. Council on Prosthetic Service and Laboratory Relations. Guidelines for infection control in dental office and the commercial dental laboratory. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.110, n.6 p.969-972, June 1985.
2. AMERICAN SOCIETY FOR TESTING & MATERIALS. **D. 2240-00**: standard test method for rubber property-durometer hardness. West Conshohocken: ASTM, 2000. 8p.
3. BANIK, S.; BANDYOPADHYAY, S.; GANGULY, S. Bioeffects of microwave - a brief review. **Bioresource Technol** , London, v.87, n.2, p. 155-159, Apr. 2003.
4. BATING, D.W.; HILL, S.A. Microwave disinfection of dentures for the treatment of oral candidiasis. **Spec. Care Dentist.**, Chicago, v.21, n.1, p.4-8, 2001.
5. BATISTA, A.U.D. et al. Resistência de união de dois materiais reembasadores macios a três resinas acrílicas polimerizadas por diferentes ciclos. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v.17, n.2, p.248, set. 2003.
6. BAYSAN, A; WHILEY, R; WRIGTH, P.S. Use of microwave energy to disinfect a long term soft denture lining material contaminated with *Candida*

---

\* ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023**: informação e documentação – referências-elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 24p.



- albicans* or *Staphylococcus aureus*. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.79, n.4, p.454-458, Apr. 1998.
7. 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.
  8. 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.
  9. BULAD, K. et al. Colonization of denture soft lining materials by *Candida albicans*. **Dent. Mater.**, Oxford, v.20, n.2, p.167-175, Feb. 2004
  10. CANAY, S et al. Evaluation of color and hardness changes of soft lining materials in food colorant solutions. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.26, n.10, p.821-829, Oct. 1999.
  11. CARROLL, D.E.; LOPEZ, A. Lethality of radio-frequency energy upon microorganisms in liquid, buffered and alcoholic food systems. **J. Food Sci.**, Champaign, v.34, n.3, p. 320-324, 1969.
  12. CRAIG, R.G.; GIBBONS, P. Properties of resilient denture liners. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.63, p.65-72, Sept. 1961.
  13. DREYFUSS, M.S.; CHIPLEY, J.R. Comparison of effects of sublethal microwave radiation and conventional heating on the metabolic activity of *Staphylococcus aureus*. **Appl. Environ. Microbiol.**, Washington, v.39, n.1, p.13-16, Jan. 1980.

14. 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.
15. 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.
16. FITZPATRICK, J.A.; KWAO-PAUL, J.; MASSEY, J. Sterilization of bacteria by means of microwave heating. *J. Clinic. Engineer.*, Los Angeles, v.3, n.1, p.44-47, Jan./Mar. 1978.
17. 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.
18. GLASS, R.T. et al. Partial spectrum of microorganisms found in dentures and possible disease implications. **J. Am. Osteopho. Assoc.**, Chicago, v.101, n.2, p.92-94, Feb 2001.
19. GOLDBLITH, S.A.; WANG, D.I.C. Effect of microwaves on *Escherichia coli* and *Bacillus subtilis*. **Appl. Microbiol.**, Washington, v.15, n.6, p.1371-1375, Nov. 1967.
20. GRAHAM, B.S. et al. In vivo fungal presence and growth on two resilient denture liners. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.65, n.4, p.528-532, Apr. 1991.
21. GRIFFITH, D. et al. Microwave sterilization of polyethylene catheters for intermittent self-catheterisation. **Aust. N. Z. J. Surg.**, Sydney, v.63, n.3, p.203-204, Mar. 1993.

22. HAYAKAWA, I. et al. Soft denture liner of fluoroethylene copolymer and its clinical evaluation. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.51, n.3, p.310-313, Mar.1984.
23. HEKIMOGLU, 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.
24. JEPSON, N.J.A.; McCABE, J.F.; STORER, R. Age changes in the viscoelasticity of permanent soft lining material. **J. Dent.**, Guildford, v.21, n.3, p.171-178, June 1993.
25. KATHBERG, J.W. Cross-contamination via the prosthodontic laboratory. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.32, n.4, p.412-419, Oct. 1974.
26. 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.
27. 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.
28. 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.
29. 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.

30. KULAK, Y.; ARIKAN, A.; KAZOZOGLU, E. Existence of *Candida albicans* and microorganisms in denture stomatitis patients. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.24, n.10, p.788-901, Oct. 1997.
31. LIN, J.J. et al. Disinfection of denture base acrylic resin. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.81, n.2, p.202-206, Feb. 1999.
32. MACHADO, A.L. et al. Effect of microwave disinfection on the hardness and adhesion of two resilient liners. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.94, n.2, p.183-189, Aug. 2005.
33. MACK, P.J. Denture soft linings: materials available. **Austr. Dent. J.**, Sidney, v.34, n.6, p.517-21, Dec. 1989.
34. MOLINARI, J.A.; MERCHANT, V.A.; GLEASON, M.J. Controversies in infection control. **Dent. Clin. North Am.**, Philadelphia, v.34, n.1, p.55-69, Jan. 1990.
35. MURATA, H. et al. Dynamic viscoelastic properties and age changes of long term soft denture liners. **Biomaterials**, Guildford, v.21, n.14, p.1421-1427, July 2000.
36. MURATA, H. et al. Dynamic viscoelasticity of soft liners and masticatory function. **J. Dent. Res.**, Washington, v.81, n.2, p.123-128, Feb. 2002.
37. NAJDOVSKI, L.; DRAGAS, A.Z.; KOTNIK, V. The killing activity of microwaves on some non-sporogenic and sporogenic medically important bacterial strain. **J. Hosp. Infect.**, New York, v.19, n.4, p.239-247, Dec. 1991.

38. NEPPELENBROEK, K.H. et al. Effectiveness of microwave sterilization on three hard chairside relined resins. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard, v.16, n.6, p.616-620, Dec. 2003.
39. NIKAWA, H. et al. Interactions between thermal cycled resilient denture lining materials, salivary and serum pellicles and *Candida albicans* in vitro. Part I. Effects on fungal growth. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.27, n.1, p.41-51 Feb. 2000.
40. 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.
41. 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.
42. PARR, G.R.; RUEGGEBERG, 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.
43. PAVAN, S. Efeito das técnicas de desinfecção sobre a dureza e rugosidade de superfície dos materiais reembasadores macios. 2003. 143 f. Dissertação (Mestrado em Reabilitação Oral - Prótese) - Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2003.
44. PLOTNICK, I.J. Stress regulator for complete and partial dentures. **J. Prosthet. Dent.**, St. Louis, v.17, n.2, p.166-171, Feb. 1967.

45. POLYZOIS, G.L.; FRANGOU, M.J. Influence of curing method, sealer, and water storage on the hardness of a soft lining material over time. **J. Prosthodont.**, Philadelphia, v.10, n.1, p.42-45, Mar. 2001.
46. POLYZOIS, G.L.; ZISSIS, A.J.; YANNIKAKIS, S.A. 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.
47. QUDAH, S.; HARRISON, A.; HUGGETT, R. Soft lining materials in prosthetic dentistry: a review. **Int. J. Prosthodont.**, Lombard., v.3, n.5, p.477-483, Sept./Oct. 1990.
48. QUDAH, S.; HUGGETT, R.; HARRISON, A. The effect of thermocycling on the hardness of soft lining materials. **Quintessence Int.**, Berlin, v.22, n.7, p.575-580, July 1991.
49. RADFORD, D.R. et al. Adherence of *Candida albicans* to denture-base materials with different surface finishes. **J. Dent.**, Guildford, v.26, n.7, p.577-583, Sept. 1998.
50. ROHRER, M.D.; BULARD, R.A. Microwave esterilization. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v.110, n.2, p.194-198, Feb. 1985.
51. ROSASPINA, S.; ANZANEL, D.; SALVATORELLI, G. Microwave sterilization of enterobacteria. **Microbios**, Cambridge, v.76, n.309, p.263-270, 1993.

52. ROSASPINA, S.; SALVATORELLI, G.; ANZANEL, D. The bactericidal effect of microwaves on *Mycobacterium bovis* dried on scalpel blades. **J. Hosp. Infec.**, San Diego, v.26, n.1, p.45-50, Jan. 1994.
53. ROSASPINA, S. et al. Effect of microwave radiation on *Candida albicans*. **Microbios**, Cambridge, v.78, n.3/4, p.55-59, 1994.
54. 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.
55. THEILAD, E.; BUDTZ-JORGENSEN, E.; THEILAD, J. Predominant cultivable microflora of plaque on removable dentures in patients with healthy oral mucosa. **Arch. Oral Biol.**, Oxford, v.28, n.8, p.175-180, 1983.
56. THOMAS, C.J.; WEBB, B.C. Microwaving of acrylic resin dentures. **Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.**, Larkfield, v.3, n.4, p.179-182, June 1995.
57. VELA, V.R.; WU, J.F. Mechanism of lethal action of 2450 MHz radiation on microorganisms. **Appl. Environ. Microbiol.**, Washington, v.37, n.3, p.550-553, Mar. 1979.
58. 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.
59. WATANABE, K. et al. Effect of ionic strength on the inactivation of microorganisms by microwave irradiation. **Lett. Appl. Microbiol.**, Oxford, v.31, n.1, p.52-56, July 2000.

60. WATERS, M.G.; JAGGER, R.G. Mechanical properties of a experimental denture soft lining material. **J. Dent.**, Guildford, v.27, n.3, p.197-202, Mar. 1999.
61. WEBB, B.C. et al. Effectiveness of two methods of denture sterilization. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v.25, n.3, p.416-423, June 1998.
62. WIECKIEWICZ, W. et al. Adherence of *Candida* to prosthesis obturator and post-surgical cavity in the maxilla as the reason of chronic stomatitis in patients with surgical removal of maxillary tumours. **Rev. Iberoam. Micol.**, Barcelona, v.21, n.4, p.187-190, Dec. 2004.
63. WOO, I.S.; RHEE, I.K.; PARK, H.D. et al. Differential damage in bacterial cells by microwave radiation on the basis of cell wall structure. **Appl. Environ. Microbiol.**, Washington, v.66, n.5, p.2243-2247, May 2000.
64. WRIGHT, P.S. Soft lining materials: their status and prospect. **J. Dent.**, Guildford, v.4, n.6, p.247-256, Nov. 1976
65. WRIGHT, P.S. Composition and properties of soft-lining material for acrylic dentures. **J. Dent.**, Guildford, v.9, n.3, p.210-222, Sept. 1981.
66. YEO, C.B.A. et al. Heat transfer analysis of *Staphylococcus aureus* on stainless steel with microwave radiation. **J. Appl. Microbiol.**, Oxford, v.87, n.3, p.396-401, Sept. 1999.
67. 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.



# *RESUMO*

---

---

Pavan, S. **Efetividade microbiológica da desinfecção utilizando energia por microondas e seus efeitos sobre a dureza de materiais reembasadores macios.** 2006. 135 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral - Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

## **Resumo**

O objetivo deste estudo foi avaliar a efetividade da desinfecção utilizando energia por microondas sobre os materiais reembasadores macios Mollopast-B e Ufi Gel P contaminados com os microorganismos *C. albicans*, *S. aureus*, *B. subtilis* e *P. aeruginosa*. Além disso, foi analisado o efeito desta técnica na dureza dos materiais reembasadores macios. Para avaliar a efetividade da desinfecção, foram confeccionados 200 corpos-de-prova de cada material sobre bases de resinas termopolimerizadas seguindo as instruções dos fabricantes. Os corpos-de-prova foram imersos meio de cultura TSB inoculados com os microorganismos *C. albicans*, *S. aureus*, *B. subtilis* e *P. aeruginosa* e submetidos à desinfecção em microondas pelos tempos de 3, 4, 5 e 6 minutos a potência de 650W. Alíquotas da suspensão resultante das diluições seriadas de  $10^{-2}$ - $10^{-5}$  foram semeadas em placas de petri e após 48 h de incubação o número de colônias foi calculado (ufc/mL). Para a avaliação do efeito da desinfecção com energia por microondas sobre a dureza dos materiais, 40 corpos-de-prova de cada reembasador macio foram submetidos aos diferentes tempos de desinfecção em microondas (3, 4, 5 e 6 min). As mediadas de dureza foram

realizadas com um durômetro shore A em diferentes períodos: imediatamente após a confecção dos corpos, 24, 48 h e após 7 dias. Os dados obtidos foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey ( $p < 0,01$ ). Os resultados obtidos mostraram que: a – os tempos de 4, 5 e 6 minutos de irradiação com energia por microondas esterilizou os corpos-de-prova dos materiais Molloplast B e Ufi Gel P; b - 3 minutos de irradiação promoveu a desinfecção dos corpos-de-prova do material Molloplast B contaminados com *B. subtilis*, *S. aureus* e *P. aeruginosa*; c - a dureza apresentou maiores alterações nos tempos de desinfecção 5 e 6 min.

**Palavras-chave:** Desinfecção; microondas; reembasadores de dentadura; dureza.

# *ABSTRACT*

---

---

Pavan, S. **Effectiveness of microwave irradiation to sterilize soft denture lining materials and its effects on the hardness of these materials**. 2006. 135 f. Tese (Doutorado em Reabilitação Oral - Prótese) – Faculdade de Odontologia, Universidade Estadual Paulista, Araraquara, 2006.

## **Abstract**

The aim of this study was to evaluate the effectiveness of different times of exposure in microwave to disinfect two long-term soft lining materials (Molloplast B and Ufi Gel P) and the effects of this method on the hardness of these materials. Specimens of soft liners were made on an acrylic denture base resin and individually inoculated with *C. albicans*, *S. aureus*, *B. subtilis* and *P. aeruginosa*. After 24 hours at 37° C, 160 specimens of each material were individually submitted to microwave irradiation at 650 W for 3, 4, 5 and 6 minutes. Forty specimens were used as positive controls. Replicated specimens were plated on selective media appropriate for each microorganism. After incubation at 37°C for 48 hours, colonies counts were quantified for each plated specimens (ufc/mL). To evaluate the effects of disinfection with microwave energy at different times of exposure on the hardness, fifty rectangular specimens (36 x 7 x 6 mm in thickness) were made for each material. Ten samples of each material were immersed in 200 mL of distilled water and disinfected in a microwave oven for 3, 4, 5 and 6 minutes at 650 W. The specimens were microwaved twice and hardness values were obtained with a Shore A durometer at different times: immediately after specimen fabrication and after 24, 48 hours

and 7 days. Control specimens of each material were not disinfected and were maintained in distilled water during the whole experimental period. Data were submitted to ANOVA and Tukey's test ( $p < 0.01$ ). The results showed that: a- sterilization was obtained at 6, 5 and 4 minutes of microwave irradiation for all specimens relined with Ufi Gel P and Molloplast B contaminated with all microorganisms; b- the specimens relined with Molloplast B contaminated with *B. subtilis*, *S. aureus* and *P. aeruginosa* and irradiated for 3 minutes demonstrated growth after incubation; c- the 6 minutes of microwave disinfection promoted the lower shore A hardness mean values for Molloplast B material at immediate, 24 and 48 hours ( $p < 0.01$ ). For Ufi Gel P, 5 and 6 minutes of microwave disinfection produced a significant increase in hardness values after 24, 48 hours and 7 days ( $p < 0.01$ ) although there were no significant differences among them ( $p > 0.01$ ).

**Keywords:** Microwaves; disinfection; hardness; soft liner.

Autorizo a reprodução deste trabalho.

Araraquara, 09 de março de 2006.

Sabrina Pavan