



UNESP – Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



ROBERTA CHUQUI RIBEIRO

*Efeito do tempo e
da desinfecção por micro-ondas
no desempenho clínico
e na quantificação
de micro-organismos
de um reembasador rígido.*

Araraquara

2009

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.



UNESP – Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



ROBERTA CHUQUI RIBEIRO

*Efeito do tempo e da desinfecção por
micro-ondas no desempenho clínico e na
quantificação de micro-organismos de
um reembasador rígido.*

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

Orientador: Profa. Dra. Eunice Teresinha Giampaolo

Co-orientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Vergani

Araraquara

2009

Ribeiro, Roberta Chuqui

Efeito do tempo e da desinfecção por micro-ondas no desempenho clínico e na quantificação de micro-organismos de um reembasador rígido / Roberta Chuqui Ribeiro . – Araraquara: [s.n.], 2009.

199 f. ; 30 cm.

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

Orientadora : Profa. Dra. Eunice Teresinha Giampaolo

Coorientador: Prof. Dr. Carlos Eduardo Vergani

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

ROBERTA CHUQUI RIBEIRO

**EFEITO DO TEMPO E DA DESINFECÇÃO POR MICRO-ONDAS NO
DESEMPENHO CLÍNICO E NA QUANTIFICAÇÃO DE MICRO-
ORGANISMOS DE UM REEMBASADOR RÍGIDO**

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientador: Profa. Dra. Eunice Teresinha Giampaolo

2º Examinador: Profa. Dra. Ana Cláudia Pavarina

3º Examinador: Profa. Dra. Ana Lúcia Machado

4º Examinador: Profa. Dra. Helena de Freitas Oliveira Paranhos

5º Examinador: Prof. Dr. Marcelo Ferraz Mesquita

Araraquara, 28 de julho de 2009.

DADOS CURRICULARES

Roberta Chuqui Ribeiro

NASCIMENTO	03/12/1980 - São Carlos - SP
FILIAÇÃO	Luis Carlos Chuqui Elisabeth de Fátima Pizzonia Chuqui
1999 - 2002	Curso de Graduação - Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP
2003 - 2005	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral - Área de Prótese - Nível Mestrado - na Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP
2005 - 2009	Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral - Área de Prótese - Nível Doutorado - na Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP

Dedico

A Deus

Pela minha vida, por me dar abrigo em meio às tempestades,
pelos protetores da minha caminhada terrena, pelas inúmeras
graças concedidas, pelas angústias superadas, pelos sonhos
realizados...

Ofereço-Te, Senhor, tudo o que fiz durante estes anos.
O trabalho que pude realizar, tudo o que passou pelas minhas
mãos e o que com elas eu pude construir.

Minha gratidão.

**Com certeza, meu Pai Eterno,
o Senhor me carregou no colo
nas minhas horas de angústia.**

Dedico

Aos meus Pais

Elisabeth e Luis

Exemplos de dedicação, carinho, compreensão...

Tudo que eu sou, devo a vocês!

Esta conquista é nossa!

Obrigada por permitir que eu faça parte de suas vidas.

**Mãe, Pai,
Amo vocês!!!**

**“No colo de minha mãe, aprendi a vos conhecer, ó meu Deus; em
seus olhos aprendi a vos amar.”**

(Ozanam)

**“Honre a seu pai de todo o coração, e não esqueça as dores de sua
mãe. Lembre-se de que eles o geraram. O que você lhes dará em
troca por tudo o que eles deram a você? ”**

(Eclesiástico 7,27-28)

Dedico

Ao meu esposo

Ricardo

Como diria Fernando Pessoa:

“O valor das coisas não está no tempo em que elas duram, mas na intensidade com que acontecem. Por isso existem momentos inesquecíveis, coisas inexplicáveis e pessoas incomparáveis”...

...iguais a você, querido. Obrigada pela amizade, pelo companheirismo, pelo amor, pelo apoio incondicional, pelas orações e por sonhar ao meu lado.

Te amo!

**“Sem sonhos, as perdas se tornam insuportáveis,
as pedras do caminho se tornam montanhas,
os fracassos se transformam em golpes fatais.**

**Mas, se tiver grandes sonhos...
seus erros produzirão crescimento,
seus desafios produzirão oportunidades,
seus medos produzirão coragem.”**

(Augusto Cury)

Agradecimento especial

À amiga e mestre

Prof^a. Dr^a. Eunice Teresinha Giampaolo

“Os Educadores-sonhadores jamais desistem de suas sementes, mesmo que não germinem no tempo certo...Mesmo que pareçam frágeis frente às intempéries...Mesmo que não sejam viçosas e que não exalem o perfume que se espera delas. O espírito de um mestre nunca se deixa abater pelas dificuldades. Ao contrário, esses educadores entendem experiências difíceis como desafios a serem vencidos.”

Gabriel Chalita

**Obrigada por ser um desses educadores.
Agradeço pela sabedoria, apoio, amizade, exemplo de
competência e responsabilidade....
Seus ensinamentos guiarão os passos de minha vida.**

Meus sinceros agradecimentos!

Agradecimentos especiais

Aos professores da Disciplina de Prótese Parcial Removível, **Ana Cláudia, Ana Lúcia e Carlos Vergani**, pelos ensinamentos transmitidos, amizade, apoio e seriedade.

À minha **tia Maria** e ao meu primo **Fernando**, pelo amor que vocês sempre me demonstraram. Vocês que continuamente me acompanharam e me ajudaram durante todas as minhas dificuldades, dedicando-se a mim como minha mãezinha e meu irmãozinho do coração. Eu amo muito vocês.

Aos meus novos familiares **D. Vera, Sr. Adão, Marcos, Vânia, Yan e Leon**. Não consigo colocar em palavras o que enfrentamos juntos alguns dias antes da entrega deste trabalho. No entanto, com vocês, aprendi que a fé em Deus, pode realmente transpor montanhas. Tenho certeza que estes obstáculos nos deixaram mais fortes e unidos. Que Santa Rita continue nos abençoando!

À minha amiga e irmãzinha, **Fernanda**. É impressionante o seu poder de cativar e ajudar as pessoas. Você já ocupa um lugar de destaque em meu coração. Quanto à sua contribuição a este trabalho... inumerável. Não me lembro de ouvir você dizer "não" a um pedido meu. Obrigada por ser minha amiga e fazer parte da minha vida.

Aos todos meus **familiares**, pela convivência, carinho e apoio constante ao longo dessa caminhada.

Aos familiares ausentes, **tio Berto e vô Roque**. Nós perdemos vocês durante este doutorado. Mas, tenho certeza de que o céu se alegrou com a presença de vocês. Perdas insubstituíveis, restaram apenas a saudade e os ensinamentos.

À amiga **Tati**, que mesmo à distância, não deixa de partilhar comigo os momentos de alegria e de tristeza.

Agradecimentos especiais

À minha amiguinha **Giovana** e ao nosso amigo Tigrão, pelos momentos de alegria compartilhados. Em meio a tantos momentos de descontração, vocês me ensinaram que as dificuldades podem ser vencidas quando descobrimos o verdadeiro sentido da vida.

À amiga **Meryelen**, pelos desabafos, apoio e pela amizade.

Às amigas de infância **Renata** e **Tatiana**, pelo convívio agradável e por terem participado de momentos felizes de minha vida.

Aos meus amigos vicentinos, **Padre Edson, Marina, Marcos, Jean, Roseli, Marga, Thyão, Rafa, Aline, Gustavo, Botega, Camila, Amanda, Andréa...** pelas orações, pela ajuda espiritual e pelo apoio nos momentos de dificuldade.

À **Neusa, Ademar, Gisele, Giuliana, Samuel, Eduardo** e **Murilo**. Obrigada por compartilharem comigo momentos tão agradáveis.

Aos colegas da pós-graduação, **Ana Carolina, Ana Paula, Andréa, Anelise, Daniela, Daniela Gonçalves, Ewerton, João Gustavo, José Maurício, Luciano, Marcelo, Mariana, Matheus** e **Michael** pela troca de conhecimentos, pela ajuda mútua e pelos momentos de convívio agradável.

Ao Professor Dr. **Carlos Alberto dos Santos Cruz**, pela ajuda nos primeiros passos de minha vida de pesquisadora, pela amizade, pelo carinho e pelos conhecimentos transmitidos.

Ao aluno de iniciação científica, agora mestrando, mas acima de tudo amigo, **Eduardo**. Pelo auxílio no desenvolvimento deste trabalho. Obrigada pelo seu empenho e pela ajuda nos momentos mais difíceis.

Agradecimentos especiais

Às alunas de iniciação científica **Fernanda** e **Jackeline**, pelo auxílio, carinho e dedicação durante o desenvolvimento deste trabalho.

Ao **Olympio** pela realização da estatística deste trabalho, pela paciência e pelos ensinamentos.

Aos Professores do Curso de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, pela orientação, pelos ensinamentos e pelo apoio.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Aos Funcionários do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese e também à Funcionária da Clínica de Pós-Graduação, pelo convívio agradável e pela compreensão.

Aos Funcionários da Pós-Graduação, por toda atenção, auxílio e disponibilidade.

Aos Funcionários da Biblioteca, pela ajuda prestada em prol deste trabalho.

À FAPESP pela bolsa de doutorado e auxílio à pesquisa concedidos para a realização deste trabalho (processos 05/02194-0 e 05/04693-4).

A todas as pessoas que de alguma maneira contribuíram para a realização desta pesquisa.

Meus sinceros agradecimentos!

Sumário

Resumo.....	14
Abstract.....	18
1 Introdução	21
2 Revisão da Literatura	25
3 Proposição	76
4 Material e Método	78
4.1 Materiais e Instrumentos	78
4.2 Aparelhos	80
4.3 Método	81
5 Resultado	98
5.1 Escoamento e lisura	98
5.2 Estabilidade de cor e brilho	98
5.3 Descoloração e manchamento.....	117
5.4 Rugosidade superficial.....	118
5.5 Irritação dos tecidos orais	123
5.6 Separação ou fratura	124
5.7 Quantificação microbiológica	124
6 Discussão	129
6.1 Lisura e escoamento	129
6.2 Estabilidade de cor, descoloração e manchamento e brilho ..	130
6.3 Rugosidade superficial.....	135
6.4 Irritação dos tecidos orais	138
6.5 Separação ou fratura	140
6.6 Quantificação microbiológica	141

7	Conclusão	145
8	Referências	149
9	Apêndice	161
9.1	Apêndice 1	161
9.2	Apêndice 2	171
9.3	Apêndice 3	173



Ribeiro RC. Efeito do tempo e da desinfecção por micro-ondas no desempenho clínico e na quantificação de micro-organismos de um reembasador rígido [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

Resumo

Este estudo avaliou o efeito da desinfecção por micro-ondas sobre o desempenho clínico e a quantificação de micro-organismos de um reembasador rígido em diferentes intervalos de tempo. Foram selecionados 40 pacientes de ambos os sexos com idade entre 30 e 75 anos, utilizando prótese total superior com necessidade de reembasamento. Essas próteses foram reembasadas com o material Tokuyama Rebase II. Logo após o reembasamento, foi avaliado o escoamento e a lisura do material, classificando-os em satisfatório ou insatisfatório. Em seguida, a amostra foi separada em dois grupos: grupo GC (controle) – os pacientes higienizaram sua prótese três vezes ao dia por meio de escovação com sabão de coco. Além disso, a prótese foi retirada durante a noite, ficando imersa em água e grupo GD (desinfecção por micro-ondas) – nesse grupo, além da escovação com escova dental macia e sabão de coco, foi realizada a desinfecção da prótese por micro-ondas uma vez por semana utilizando a potência de 650W e o tempo de 3 minutos. No período noturno, a prótese também foi imersa em água. O material reembasador foi avaliado por dois profissionais treinados trabalhando separadamente após 7 dias, 15 dias, 1 mês, 3 meses, 6 meses, 9 meses e 1 ano. Foram analisadas as seguintes características: estabilidade de cor, brilho, descoloração ou manchamento, irritação dos tecidos orais, separação ou fratura do material e rugosidade superficial. Além disso, foi realizada a quantificação de micro-organismos presentes na superfície interna da prótese em todos os períodos experimentais. Os dados obtidos foram analisados por análise de variância e pelos testes de Tukey e Friedman, ao nível de significância de 5%. O material apresentou lisura e escoamento satisfatórios em todas as análises após o reembasamento. As próteses reembasadas submetidas à desinfecção por micro-ondas (GD)

apresentaram menor variação de cor ($P<0.05$) quando comparadas com as próteses que foram apenas higienizadas (GC). Quanto à influência do tempo na estabilidade de cor, observou-se que todas as variações após 15 dias foram maiores do que os valores obtidos na avaliação de 7 dias ($P<0.05$). Pode-se verificar que todas as alterações cromáticas observadas para o grupo controle foram perceptíveis clinicamente (entre 1,5 e 3,0 NBS). Já, para o grupo submetido à desinfecção, as alterações foram leves (entre 0,5 e 1,5 NBS). Foram observadas diferenças estatisticamente significantes entre os valores de L^* obtidos inicialmente e todos os tempos após o 3º mês do reembasamento, entre 15 dias e 3 meses e entre 15 dias e 1 ano ($P<0.05$). Não foram observadas diferenças significativas entre os efeitos de grupo e tempo para os parâmetros a^* e b^* . Quanto ao brilho, pode-se observar diferença estatisticamente significativa da média de brilho com valores mais elevados após 3 e 6 meses quando comparado com os valores iniciais ($P<0.05$). Também foi significativa a diferença entre os valores de brilho obtidos depois do 3º mês com relação ao 7º dia ($P<0.05$). Após as avaliações subjetivas, verificou-se que apenas 1 prótese pertencente a cada grupo foi considerada insatisfatória (Critério Bravo) para a descoloração e manchamento. Nas demais avaliações (irritação dos tecidos orais e separação ou fratura do material) foi escolhido o critério Alfa em 100% dos casos. Com relação à rugosidade superficial, os valores obtidos após as desinfecções por micro-ondas foram inferiores quando comparados com o grupo controle ($P<0.05$). Não foram observadas diferenças significativas entre médias dos valores de rugosidade dos tempos posteriores a 3 meses após o reembasamento, bem como não foram observadas diferenças entre tempos inferiores a 3 meses. Os resultados da quantificação microbiológica revelaram o efeito claro da desinfecção para o GD, já que não foi observado o crescimento de colônias viáveis em todos os tempos experimentais avaliados após o reembasamento. Não foram observadas diferenças para o $\log(\text{ufc/mL})$ entre os tempos inicial, 9 meses e 1 ano para o GC. Pode-se concluir que a desinfecção por micro-ondas foi efetiva na esterilização de próteses reembasadas. O método de desinfecção avaliado também ocasionou melhora na estabilidade de cor e na rugosidade superficial do material reembasador. Ao avaliar o comportamento clínico, o procedimento de desinfecção não danificou a resina para reembasamento. Assim, as micro-ondas podem ser utilizadas na desinfecção

semanal de próteses reembasadas com o material Tokuyama Rebase. Além disso, esse material pode permanecer como reembasador por pelo menos 1 ano sem a necessidade de substituição.

Palavras-chave: reembasadores de dentadura, prótese total, desinfecção, micro-ondas.



Ribeiro RC. Effect of use period and microwave disinfection on clinical performance and quantification of microbial of a hard chairside reline resin [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2009.

Abstract

This study evaluated the effect of disinfection method on the clinical performance and quantification of microbial of a hard chairside reline resin after 1-year service period. Forty adult patients aged between 30 and 75 years, who required denture reline treatment, participated in this study. Tokuyama Rebase II was used to reline complete maxillary dentures. Immediately after the reline, assessment of the flow and smoothness was rated by the clinician as satisfactory and unsatisfactory. The edentulous subjects were randomly divided into 2 groups (n=20) and dentures were cleansed according to two methods: CG (control group)- brushing with coconut soap and soft toothbrush; DG (disinfection group)- brushing according to previous methods and microwave disinfection once a week for 3 min at 650W. Furthermore, all dentures were immersed in water at night. Evaluations were conducted by two examiners working separately. Color stability, gloss, staining or material discoloration, irritation to oral tissue, detachment or fracture of material and surface roughness were assessed at 7 and 15 days, 1, 3, 6 and 9 months and 1 year post-placement. Quantitative microbial cultures were taken from the tissue side of each maxillary denture at all experimental periods. The data were analyzed by ANOVA and Friedman and Tukey tests. A 95% confidence level was used. Flow and smoothness of the material during relining were considered to be good or satisfactory in all the cases. Values color alterations of DG were significantly lower than those of CG ($P<0.05$). Color change observed after 15 days are greater than values obtained at 7 days recall ($P<0.05$). All color changes observed for the CG were considered noticeable (between 1.5 and 3.0 NBS). In disinfection group, color change was slight (between 0.5 and 1.5 NBS). There were statistically significant differences between L^* values obtained initially and over the 3 months, between 15 days and

3 months and between 15 days and 1 year ($P<0.05$). No significant differences were observed between group and time for the parameters a^* and b^* . There was a statistically significant increase of gloss values after 3 and 6 months compared with baseline ($P<0.05$). The results also revealed significant differences between 3 months and 7 days periods ($P<0.05$). Of the 40 cases, one case of each group received the Bravo ranking for discoloration and staining. All cases received Alfa rank for irritation and separation or fracture of the material. The roughness values obtained after microwave disinfection were statistically lower compared to control group ($P<0.05$). There were no significant differences between mean values of roughness of periods over the 3 months. Comparison among baseline, 7 days, 15 days and 1 month revealed that there were no significant differences on the surface roughness of evaluated material. Microwave irradiation for 3 minutes at 650W resulted in sterilization of complete dentures. For CG, no differences were observed for the log (CFU/mL) among the baseline, 9 months and 1 year. It can be concluded that the disinfection was effective for microwave sterilization of relining dentures. Microwave disinfection caused improvement on color stability and surface roughness of the reline material. Clinical performance of Tokuyama Rebase II was not negatively affected after microwave disinfection. Thus, microwave can be used for the relining denture disinfection. Moreover, Tokuyama Rebase can be conserved in the dentures by at least 1 year without replacement.

Keywords: denture liners, complete denture, disinfection, microwaves.



1 Introdução

As bases das próteses removíveis são responsáveis pela retenção, estabilidade e distribuição das forças mastigatórias aos tecidos de suporte. Entretanto, essas funções são perdidas ao longo do tempo devido ao processo crônico de reabsorção do rebordo alveolar. Alterações como perda da dimensão vertical de oclusão, insuficiência da função mastigatória, injúrias aos tecidos e desconforto ao paciente ocorrem em função desse processo. Para o restabelecimento das condições iniciais do tratamento é indicado o reembasamento da prótese. Esse procedimento pode ser realizado utilizando-se reembasadores imediatos rígidos, que são considerados por seus fabricantes como materiais definitivos sem necessidade de substituição posterior.

De acordo com estudos laboratoriais, as propriedades desses reembasadores se aproximam das propriedades físico-químicas, mecânicas e biológicas observadas para as resinas termoativadas indicadas para confecção de base de prótese^{26,27,56,70,81}. No entanto, apesar dos vários estudos já realizados^{4,26,27,56,70,81,83}, poucos são os que avaliaram o comportamento clínico dos materiais reembasadores rígidos. Matsumura et al.⁵³ verificaram apenas um caso de manchamento após 1 ano de utilização de próteses reembasadas com a resina Tokuso Rebase Normal Set. Haywood et al.³⁷ avaliaram o desempenho clínico de 3 resinas autopolimerizáveis (Tokuso Rebase Fast Set, Coe Kooliner e Total Hard) utilizadas para reembasamento após 3, 6 e 12 meses de utilização das próteses. Os autores constataram que todas as resinas autopolimerizáveis restabeleceram a adaptação das próteses. A resina Tokuso Rebase apresentou menor tempo de trabalho e de polimerização quando comparada às demais resinas, além de melhor estabilidade de cor, maior resistência ao manchamento e maior durabilidade. Além disso, foi considerada difícil a manipulação do material Coe Kooliner devido ao seu elevado escoamento. Já, Total Hard apresentou o maior tempo de trabalho e de polimerização e a menor durabilidade e resistência ao manchamento. A resina Tokuso Rebase Fast Set mostrou melhor comportamento clínico quando comparada aos demais materiais.

Apesar do adequado desempenho clínico observado nos estudos citados^{37,53}, sabe-se que as resinas para reembasamento imediato apresentam

maior porosidade quando comparadas com as resinas termopolimerizáveis convencionais, favorecendo uma maior adesão microbiana^{16,60}. A colonização bacteriana na superfície basal da prótese pode induzir a uma resposta inflamatória na mucosa conhecida como estomatite protética⁸. De acordo com Budtz-Jørgensen¹⁸ e Davenport²⁸, a alta prevalência dos índices de estomatite protética em usuários de próteses removíveis (cerca de 60%) está relacionada com a formação de placa microbiana na superfície basal das próteses.

A estomatite protética é um processo inflamatório que envolve essencialmente a mucosa do palato quando esta é recoberta por próteses⁸, sendo a higienização bucal inadequada, um dos fatores predisponentes dessa doença. Para a instalação da doença, é necessário um desequilíbrio entre o hospedeiro e o parasita, já que a presença de micro-organismos do gênero *Candida* na cavidade bucal tem sido descrita como uma condição normal de comensalismo⁵⁴. A transição de comensalismo para parasitismo envolve fatores predisponentes locais e sistêmicos. O uso de próteses removíveis, oclusão insatisfatória, higiene bucal inadequada, dieta rica em carboidratos e xerostomia são alguns dos fatores predisponentes locais. Entre os fatores sistêmicos, pode-se citar idade avançada, antibioticoterapia, uso de corticoesteróides, distúrbios endócrinos e imunológicos, má nutrição e doenças malignas⁷⁵. Apesar de muitas vezes ser assintomática, a estomatite protética pode causar prurido, ardência, dor, sabor desagradável, desconforto, hemorragia na mucosa bucal, alteração no paladar, halitose, xerostomia e lesões associadas, como queilite angular e glossite rombóide mediana^{41,63,98}.

Os tratamentos para estomatite protética podem incluir terapia antifúngica tópica, medicação antifúngica sistêmica, cuidados com a higiene bucal e procedimentos de limpeza e desinfecção das próteses^{13,46,95,96}. Entretanto, alguns estudos observaram o aparecimento de micro-organismos resistentes durante tratamentos a longo prazo ou profiláticos^{48,52}.

A redução ou eliminação dos micro-organismos das superfícies das próteses é primordial para o tratamento e prevenção da estomatite protética. A higienização da prótese por meio de escovação com sabão ou dentífrico apesar de ser o método mais utilizado, não é eficiente para remover os micro-organismos aderidos nas irregularidades da superfície que podem sobreviver por

um longo período, uma vez que ficam protegidos contra as forças naturais de remoção e mecanismos de higienização.

Assim, a desinfecção de próteses totais por micro-ondas tem sido indicada para prevenir e tratar estomatite protética por ser um método simples, efetivo, seguro e de baixo custo^{31,66,72,96}. Banting, Hill⁷, em 2001, observaram que a exposição das próteses às micro-ondas foi efetiva para uma adequada desinfecção da prótese sem ocasionar efeitos deletérios aparentes no material das mesmas. As micro-ondas também foram efetivas na desinfecção das resinas para reembasamento (Kooliner, Ufi Gel Hard e Tokuso Rebase) contaminadas com micro-organismos patogênicos, utilizando um tempo de 6 minutos e potência de 650W, estando as amostras imersas em água⁵⁸. Entretanto, alguns estudos revelaram que este protocolo afetou negativamente a estabilidade dimensional^{35,82}, acelerou o processo de sorção de água e solubilidade desses materiais⁸¹ e reduziu a resistência à flexão de resinas de base e de reembasamento⁶⁵.

Assim, outros estudos microbiológicos foram realizados para verificar a eficiência da desinfecção por micro-ondas em tempos mais reduzidos que não causassem alterações nas propriedades dos materiais. A irradiação por micro-ondas a 650W durante 3 minutos mostrou-se eficiente como método de esterilização nos estudos realizados por Mima et al.⁵⁷, Sanitá et al.⁷⁷ e Ribeiro et al.⁶⁹. Além disso, Consani et al.²⁴ verificaram, em um estudo laboratorial, que este protocolo não causou efeitos negativos na estabilidade dimensional de bases de prótese.

Entretanto, não existe nenhuma informação sobre o efeito deste protocolo de desinfecção no comportamento clínico dos materiais reembasadores ao longo do tempo. Assim, este estudo teve como objetivo avaliar o efeito da desinfecção por micro-ondas (3 minutos/650W) sobre o desempenho clínico e a quantificação de micro-organismos de um reembasador rígido em diferentes intervalos de tempo.



2 Revisão da Literatura

Os efeitos de alguns agentes de limpeza sobre uma resina acrílica termopolimerizável foram observados por Sexson, Phillips⁸⁴ em 1951. Para se determinar a quantidade de resina removida, os corpos-de-prova foram dessecados, antes e após os testes, até atingirem massa considerada constante. A máquina utilizada para os testes de escovação possuía capacidade para seis escovas dentais, com cerdas de nylon, que atuavam sobre seis amostras, simultaneamente. Os ensaios foram realizados utilizando-se soluções preparadas com dentifrício e água. A força aplicada foi de 240 gramas e o número de ciclos de escovação realizado foi de 20.000, o que equivaleria a, aproximadamente, 2 anos de escovação. Os dois agentes de limpeza à base de cloro avaliados, associando-se imersão e escovação, produziram as maiores perdas de massa, sendo estas maiores que o dobro da média mais alta de perda de massa, observada com um dos dentifrícios testados na forma de pó. A avaliação por meio de microscopia das superfícies escovadas revelou maior rugosidade nas amostras testadas com os agentes mais abrasivos. A perda de superfície das amostras, avaliada com microscópio metalográfico, após os testes de escovação com os agentes à base de cloro, foi de 1/3 de mm, tendo sido considerada clinicamente significativa. Por outro lado, os autores consideraram que a perda causada pelos dentifrícios em forma de pasta (0,057 mm) não seria suficiente para afetar a adaptação da base da prótese e, que, provavelmente, os tecidos de suporte compensariam uma discrepância dessa magnitude.

As resinas autopolimerizáveis não apresentam as mesmas propriedades mecânicas das resinas polimerizadas sob altas temperaturas e, normalmente, essas resinas polimerizadas quimicamente contêm concentrações mais altas de monômero residual, quando comparadas àquelas termopolimerizáveis. O monômero metilmetacrilato (MMA) é um sensibilizante tecidual e pode causar reações alérgicas. Se localizada na pele, a reação é denominada dermatite de contato e, se localizada na mucosa oral, é conhecida como estomatite protética. Segundo Fisher³³, em 1954, as reações cutâneas afetariam dentistas e técnicos de laboratório, enquanto que as estomatites, os portadores de próteses. Neste artigo, o autor relatou casos de reações alérgicas,

causadas por resinas autopolimerizáveis, devido à presença de monômero residual.

Em 1965, Olsen⁶² investigou a utilização da energia de micro-ondas sobre os micro-organismos *Aspergillus niger*, *Penicillium* spp. e *Rhizopus nigricans*, principais responsáveis pela proliferação fúngica em pães. Os esporos destes micro-organismos foram cultivados em tubos contendo Agar Batata Dextrose e incubados por 7 dias. Os esporos obtidos por meio dessa cultura foram re-suspensos em 10 mL de água destilada contendo 0,01% de lauril sulfato de sódio sob agitação. Alíquotas dessas suspensões foram inoculadas em fatias de pães produzidos com ou sem a incorporação de conservante. As fatias de pães foram irradiadas por 2 minutos em um aparelho de micro-ondas não convencional a uma potência de 5.000W. Após a irradiação, a região dos pães inoculada com os micro-organismos foi retirada, macerada e inserida em um recipiente contendo 50 mL de água destilada. Em seguida, o recipiente foi agitado por 10 minutos, alíquotas da solução resultante foram semeadas em placas de Petri e o número de colônias foi contado. O número de colônias e de esporos viáveis foi comparado com amostras de pães não irradiados, mas que foram submetidos à mesma temperatura atingida pela irradiação. Foi observado que os números de esporos viáveis e de colônias dos três fungos avaliados foram significativamente reduzidos após a irradiação em micro-ondas. Segundo o autor, a literatura tem demonstrado que as espécies de *Aspergillus* e *Penicillium* são inativadas em temperaturas entre 54,11°C a 56,88°C quando mantidas por 20 minutos. No entanto, a maior temperatura registrada no aparelho de micro-ondas utilizado nesse estudo foi de 51,33°C. Considerando o tempo de exposição utilizado (2 minutos) e a incapacidade de as amostras de pães utilizadas manterem a temperatura atingida por tempo maior do que 5 a 10 minutos, o autor sugeriu que a redução no número de esporos após a irradiação por micro-ondas não foi, provavelmente, originada de um efeito térmico convencional. Além disso, as soluções salinas presentes no citoplasma dos esporos poderiam representar um alvo preferencial para a energia de micro-ondas, o que elevaria a temperatura interna desses micro-organismos, promovendo sua lise ou inativação.

Tendo em vista a relação entre a abrasividade dos dentífrícios sobre as resinas de base de prótese, Wictorin⁹⁷, em 1972, realizou um estudo para investigar a abrasividade de alguns dentífrícios comerciais e escovas dentais. Na primeira etapa da pesquisa foram testadas oito marcas comerciais de dentífrícios e sempre o mesmo tipo de escova dental. Em cinco das marcas comerciais avaliadas, os dentífrícios continham como agente abrasivo o carbonato de cálcio, enquanto o bicarbonato de sódio, o fosfato de cálcio dihidratado e o polimetilmetacrilato foram os agentes utilizados nos outros três dentífrícios. Na segunda etapa do estudo, os ensaios foram realizados com sete escovas dentais com cerdas de diferentes materiais, naturais e sintéticas e sempre o mesmo dentífrício contendo, como agente abrasivo, o carbonato de cálcio. O teste de escovação foi realizado em máquina que permitia acoplar três escovas dentais. Os corpos-de-prova permaneciam imersos numa mistura de 1:1 (água destilada/dentífrício), sob carga de escovação de 450 gramas. Cada corpo-de-prova foi escovado por 60 minutos, o que corresponde a aproximadamente ao número de ciclos em um ano de escovação. A abrasividade foi avaliada utilizando-se três fatores: diferença de massa, registro das irregularidades das superfícies e microscopia eletrônica. Para a diferença de massa, os corpos-de-prova foram pesados em balança digital analítica, com uma sensibilidade de 0,1 mg, antes e após os testes de escovação. Antes de serem pesadas, as amostras foram secas por uma hora a temperatura ambiente (200°C) de modo a reduzir os efeitos da evaporação da água do polimetilmetacrilato. A área central de cada corpo-de-prova foi utilizada para a microscopia eletrônica e para as mensurações das irregularidades de superfície, determinadas por um rugosímetro, que expressa os valores em Ra. Após a análise dos resultados, a abrasividade foi classificada em alta, média e baixa. Três dentífrícios apresentaram alta abrasividade, com valores de perda de massa de 0,0077, 0,0084 e de 0,0091 gramas, respectivamente. Abrasividade média foi observada para outros 3 dentífrícios que proporcionaram valores de 0,0020, 0,0029 e 0,0049 gramas. O agente polimetilmetacrilato apresentou abrasividade muito baixa (0,0002 gramas), menor que a do grupo com água (0,0005 gramas). O dentífrício contendo bicarbonato de sódio como agente abrasivo, também apresentou baixa abrasividade (0,0019 gramas). Não foi encontrada correlação entre tamanho ou porcentagem do agente abrasivo e a

abrasividade dos dentífricos. As fotografias da microscopia eletrônica demonstraram diferenças somente entre o dentífrico contendo polimetilmetacrilato comparado com os demais, resultando em rugosidade após a escovação. O efeito abrasivo das escovas dentais também foi classificado em alto, médio e baixo. A qualidade abrasiva das escovas dentais com cerdas duras e macias de nylon foi altamente significativa, sendo as escovas duras as mais abrasivas, enquanto que as diferenças entre as escovas de cerdas naturais não foram tão pronunciadas. Segundo o autor, o método da perda de massa poderia representar valores reais de perda de material, mas erros podem ocorrer devido às propriedades de sorção de água do próprio material utilizado (polimetilmetacrilato).

Em 1974, Budtz-Jørgensen²⁰ discutiu a significância da *C. albicans* na patogenia da estomatite protética. Segundo o autor, a presença de prótese na cavidade bucal é considerada o fator predisponente primário para o desenvolvimento da estomatite protética. A infecção por *C. albicans* deveria ser reconhecida como uma complicação comumente associada à utilização de próteses removíveis, parciais ou totais. Apesar da infecção por *C. albicans* ser facilmente tratada, as recorrências são muito freqüentes. Além disso, é comum que a infecção comprometa outras áreas da mucosa bucal, como língua e comissuras labiais. Em indivíduos saudáveis, a estomatite protética causada por *Candida* não é considerada uma condição patológica séria. No entanto, a candidose bucal pode evoluir para quadros de infecções sistêmicas em pacientes debilitados, principalmente quando submetidos a terapias prolongadas com antibióticos, corticosteróides ou medicamentos imunossupressores. Apesar de quantidades significativas de formas miceliais de *Candida* serem observadas nos esfregaços obtidos da superfície das próteses, a invasão tecidual não é observada na mucosa palatina dos pacientes. Os efeitos patogênicos das espécies de *Candida* são atribuídos à degradação da superfície epitelial pela ação de enzimas e ao desenvolvimento de resposta hipersensitiva tardia. Além disso, as endotoxinas produzidas pelas espécies de *Candida* podem agravar as lesões decorrentes da estomatite protética. Considerando a significância das espécies de *Candida* na estomatite protética, o autor concluiu que seria necessária a adoção de medidas que previnam a colonização desses micro-

organismos na mucosa palatina e nas próteses. Entre as medidas, foram citadas limpeza adequada das próteses, cuidados com a higiene bucal, eliminação de traumas locais e remoção das próteses no período noturno. Quando a infecção já estiver presente, a terapia antifúngica tópica poderia ser recomendada. De acordo com o autor, no tratamento de estomatite protética, é essencial que o método selecionado promova a eliminação das espécies de *Candida* tanto da mucosa palatina quanto da superfície interna das próteses.

A efetividade da irradiação por micro-ondas na esterilização de micro-organismos patogênicos foi avaliada por Fitzpatrick et al.³⁴, em 1978. Para os experimentos, foram utilizados tubos de ensaio contendo suspensão salina de *Staphylococcus aureus*, esporos a seco de *Bacillus subtilis* ou tiras umedecidas com esporos de *Bacillus subtilis*. Inicialmente, cada condição avaliada foi submetida a cinco irradiações sucessivas por 12 segundos a 1.000W. Esses experimentos demonstraram que o tratamento, apesar de ter sido efetivo para eliminar formas metabólicas (*S.aureus*), foi insuficiente para inativar as formas esporuladas. A partir desses resultados, os autores realizaram experimentos com tiras contaminadas com esporos (*B. stearothermophilus* e *B. subtilis*) e umedecidas em água destilada. Em seguida, essas tiras foram irradiadas por períodos superiores a 15 e 30 minutos. No entanto, ainda foi observada cultura positiva para os esporos testados. Com base nessas observações, culturas desses esporos foram incubadas em outros tubos de ensaio abertos. Entretanto, os experimentos demonstraram crescimento em todas as culturas avaliadas. Devido a essas observações, os autores realizaram experimentos com tubos de ensaio vedados com roscas e verificaram que não houve crescimento nas culturas avaliadas pelo período de 7 dias. Foi concluído que a esterilização satisfatória por meio da irradiação em micro-ondas apresentou-se viável quando o conteúdo a ser irradiado foi adequadamente selado. Além disso, com base nos resultados obtidos, os autores sugeriram que a esterilização ocorrida foi devido a um efeito puramente térmico.

A revisão de literatura apresentada por Budtz-Jørgensen¹⁹, em 1979, abrangeu materiais e métodos utilizados para higienizar próteses. Os métodos de higienização foram classificados como mecânico (escovação, pastas, pós e ultra-som) e químico (peróxido alcalino, hipoclorito alcalino,

desinfetantes, enzimas e ácidos orgânicos ou inorgânicos diluídos). A limpeza mecânica é um método efetivo na higienização da prótese e manutenção da mucosa saudável. Não foram encontradas evidências relatando que a escovação com dentífrico ou pasta para polimento seja mais efetiva do que a escovação com sabão. Porém, a maioria dos pacientes prefere utilizar pasta. Para evitar desgaste excessivo, deve-se utilizar dentífrico de baixa abrasividade e escova macia. Os agentes químicos de limpeza são alternativas para pacientes geriátricos portadores de prótese ou que apresentem dificuldades motoras. A imersão noturna da prótese em peróxido alcalino é um meio de limpeza efetivo e seguro. A solução de hipoclorito, apesar de efetiva, apresenta capacidade de branqueamento. Desta forma, seu uso deve ser limitado a uma vez por semana. As soluções à base de ácido hidrocloreídrico são perigosas para serem utilizadas e devem ser evitadas. As soluções de gluconato de clorexidina podem produzir manchamento, porém podem ser prescritas como meio coadjuvante no tratamento da estomatite protética. As próteses devem apresentar superfícies lisas e homogêneas para facilitar sua limpeza.

Em 1982, Austin, Basker³ realizaram um estudo para avaliar a influência de ciclos curtos de polimerização sobre a concentração de monômero residual, em resinas acrílicas para base de prótese. Para esse fim, os autores utilizaram as resinas Trevalon, QC 20 e Acron e confeccionaram corpos-de-prova com dimensões de 55 x 55 mm, em duas diferentes espessuras, 3 e 1,5 mm. Para a resina Trevalon, as polimerizações utilizadas foram: o ciclo recomendado (em água em ebulição, remoção do calor, colocação da mufla por 20 min., temperatura elevada até a ebulição e manutenção por mais 10 min.); ciclo curto A, alternando-se o tempo de polimerização (semelhante ao anterior, exceto que o tempo de colocação da mufla foi de 10 min. e o tempo final de manutenção em água em ebulição foi de 5 min.) e ciclo curto B, alternando-se a temperatura de polimerização (semelhante ao primeiro, exceto que a temperatura, após a colocação da mufla, atingiu somente 90°C e foi mantida por apenas 5 min.). Para as resinas QC 20 e Acron, as polimerizações utilizadas foram: o ciclo recomendado (colocação da mufla em água em ebulição, manutenção do calor, temperatura elevada até a ebulição da água e mantida por 20 min.), ciclo curto A (semelhante ao anterior, exceto que a temperatura final de

100°C foi mantida por apenas 10 min.) e ciclo curto B (semelhante ao primeiro, exceto que a temperatura final atingiu somente 90°C e foi mantida por apenas 10 min.). De acordo com os resultados, os níveis de monômero residual nas amostras polimerizadas por meio dos ciclos curtos foram 3 a 7 vezes maiores que naquelas processadas a partir do ciclo recomendado. Quando comparados os ciclos curtos utilizados, o ciclo A, no qual o erro induzido propositalmente foi a redução no tempo de polimerização, produziu níveis de monômero residual de 2 a 9 vezes mais altos e o ciclo B, no qual o erro introduzido foi a variação da temperatura de polimerização, demonstrou os maiores valores, até 16 vezes mais altos que o ciclo curto recomendado. Segundo os autores, as próteses confeccionadas a partir desses ciclos apresentam maior probabilidade de causar danos na mucosa de pacientes, do que aquelas obtidas por meio de ciclos longos de polimerização, como por exemplo, 7 h a 70°C seguido por 3 h a 100°C.

Lamb et al.⁵⁰, em 1982, avaliaram a quantidade de monômero residual de uma resina autopolimerizável, realizando variação de tempo (5-30 minutos) e temperatura (22°C-55°C) de polimerização. Nesse estudo, o nível de monômero residual foi reduzido com o aumento da temperatura de polimerização. Assim, os autores sugerem que baixos níveis de monômero residual podem ser esperados para as resinas autopolimerizáveis quando estes materiais forem polimerizados a uma temperatura mínima de 55°C, independente do tempo de polimerização. Os autores também relataram que a quantidade de monômero residual liberado depende diretamente da temperatura de polimerização. Com relação à espessura, as amostras mais finas (24 µm) apresentaram difusão mais rápida do monômero quando comparadas às amostras de espessura semelhante àquela das próteses. Também foi observada a presença de radicais livres por um período acima de 50 dias após a polimerização. Pelos resultados obtidos, os autores sugerem que a concentração de monômero poderia ser reduzida por meio de dois fenômenos: difusão do polímero e a indução de polimerização complementar devido à presença de radicais livres.

Em 1983, Lamb et al.⁵¹ analisaram a concentração de monômero residual de uma resina autopolimerizável durante 40 dias após a polimerização

inicial, alterando a proporção pó-líquido da mistura, a temperatura de polimerização, o armazenamento, bem como verificaram o papel do oxigênio molecular. Corpos-de-prova foram polimerizados sob pressão, utilizando duas temperaturas de polimerização (22°C e 55°C). Todas as amostras foram armazenadas a 22°C, 37°C e 50°C. Foi observado, imediatamente após a polimerização, maiores níveis de monômero residual e radicais livres para corpos-de-prova polimerizados à temperatura de 22°C comparados aos polimerizados a 55°C. A quantidade de monômero diminuiu em função do tempo de armazenamento, sendo que a maior diminuição ocorreu nos primeiros dias. As amostras polimerizadas a 22°C e posteriormente armazenadas a 55°C produziram menores níveis de monômero residual. De acordo com os autores, a elevação da temperatura possibilita condições mais favoráveis para a difusão de moléculas de monômero em direção aos radicais livres, resultando em polimerização adicional. Pelos resultados, também foi demonstrado que as resinas manipuladas com alta proporção de pó e mesma quantidade de líquido apresentaram níveis de monômero residual reduzido em relação às preparadas utilizando menores proporções do pó. Outro aspecto observado, nesse estudo, foi a menor concentração de monômero residual em amostras polimerizadas sem a presença de oxigênio, concluindo que esse elemento inibe a polimerização das resinas.

Ruyter et al.⁷⁴, em 1987, verificaram a estabilidade de cor de resinas compostas (Dentacolor, Elcebond, Espe Visiogem, Vitapan K+BN, Vitapan K+BS e Vitapan K+BK) após envelhecimento artificial. Foram confeccionados corpos-de-prova com 35 mm de diâmetro e 1,4 mm de espessura, que posteriormente foram reduzidos a $1,3 \pm 0,2$ mm. Para o processo de envelhecimento artificial, os materiais foram expostos à luz ultravioleta em água destilada por 24 e 1440 horas, enquanto que o grupo controle foi armazenado também em água destilada, mas em ambiente escuro. Antes e após o envelhecimento artificial, foi realizada a análise de cor através de um espectrofotômetro, segundo o sistema CIELAB (Commission Internationale d'Eclairage). Os resultados mostraram que o material Elcebond apresentou diminuição de croma significativamente maior que os outros dois materiais fotoativados, quando expostos à luz ultravioleta. Em relação aos demais

materiais, Vitapan K+BN e Vitapan K+BS mostraram excelente estabilidade de cor, enquanto que o Vitapan K+BK demonstrou pobre estabilidade de cor. Cinquenta por cento dos avaliadores concordaram que alterações de cor iguais ou maiores que 3,3 (valores de ΔE) tornavam os materiais clinicamente inaceitáveis.

Os fatores relacionados à etiologia e patogenia da candidose bucal bem como os métodos para tratamento e profilaxia dessa infecção foram discutidos por Budtz-Jørgensen¹⁸ em 1990. Segundo o autor, as espécies de *Candida* causam infecção por indução de hipersensibilidade ou produção de toxinas durante a invasão tecidual. A adesão das células microbianas às camadas epiteliais é condição determinante nos processos de colonização e infecção das superfícies mucosas por *Candida*. A adesão de *Candida* às células do epitélio, in vitro, pode ser influenciada por diversos fatores relacionados ao microrganismo (concentração, fase de crescimento, meio de crescimento, espécies e cepas), às células epiteliais e às condições ambientais (temperatura, concentração de íons de hidrogênio, bactérias e anticorpos). A *C. albicans*, a mais patogênica das espécies de *Candida*, apresenta alta capacidade de se aderir firmemente às células epiteliais in vitro. Essa adesão parece envolver interações entre a porção protéica das manoproteínas localizadas nas fibrilas superficiais da levedura e os receptores de glicosídeo das células epiteliais. A adesão de *C. albicans* in vitro pode ser favorecida pela incubação prévia de células epiteliais com certas espécies de bactérias e pela adição de carboidratos ao substrato. Além das interações específicas com as células epiteliais do hospedeiro, outro aspecto que deve ser considerado na patogenia da *C. albicans* são as interações não-específicas de afinidade e ligação desse microrganismo às resinas acrílicas das bases das próteses, o que freqüentemente proporciona o desenvolvimento de estomatite protética. A adesão às resinas acrílicas é também favorecida por carboidratos, que pode ser considerado um importante fator na maioria dos casos de colonização de *Candida* imediatamente após a suspensão da terapia com antifúngicos. Após a adesão e colonização, as células de *Candida* invadem os tecidos pela ação de enzimas hidrolíticas. Com a invasão tecidual, inicia-se um processo de resposta inflamatória aguda caracterizada pela predominância de neutrófilos. As condições sistêmicas

predisponentes para a candidose bucal envolvem fatores fisiológicos (idade avançada, infância, gravidez, menopausa), desordens endócrinas (diabetes, hipotireoidismo), deficiências nutricionais (deficiências de ferro, vitamina B e ácido fólico) e doenças e medicamentos que causem deficiências imunológicas ou imunossupressão (AIDS, corticoterapia, leucemia aguda). Entre as condições locais predisponentes para a candidose bucal estão xerostomia, antibióticos de amplo espectro, fumo, dieta rica em carboidratos, leucoplasia, câncer bucal, uso de próteses, higiene bucal inadequada e traumas locais. De acordo com o autor, o tratamento para a estomatite protética deveria envolver cuidados com a higiene das próteses, remoção das mesmas da cavidade bucal durante a noite, imersão em clorexidina e terapia antifúngica tópica com nistatina, anfotericina B ou miconazol. A terapia com antifúngico sistêmico (fluconazol) deveria ser indicada apenas para os pacientes com imunossupressão.

Quiryne et al.⁶⁷, em 1990, realizaram estudo clínico para verificar o efeito relativo da combinação da energia livre da superfície e da rugosidade superficial no crescimento de placa. Tiras de propileno fluoretileno (FEP) e acetato de celulose (CA), com baixa e intermediária energia livre de superfície foram cimentadas na superfície lingual de incisivos centrais de 16 estudantes. Além disso, metade das tiras apresentava-se lisas e a outra metade era rugosa. Os estudantes foram orientados a não higienizar os dentes por um período de 6 dias. A presença de placa foi registrada no dia 0 e após 3 e 6 dias. As amostras foram então analisadas em microscópio óptico para determinar a proporção de cocos e bactérias. No dia 3, diferença significativa no acúmulo de placa foi observada somente para superfícies rugosas comparada com superfícies lisas. Entretanto, no dia 6, menor quantidade significativa de placa foi verificada em FEP lisa comparada com CA lisa. Entre FEP e CA rugosas, não houve diferença significativa. A quantidade de placa formada nas superfícies rugosas foi maior que nas superfícies lisas. Foram observadas pequenas diferenças na composição da placa: maior quantidade de cocos foi encontrada em FEP lisa e menor quantidade foi observada em CA rugosa. Os resultados deste estudo sugeriram que a influência da rugosidade superficial no acúmulo e composição da placa é maior que a influência da energia livre de superfície.

Segundo Davy, Braden²⁹, em 1991, os acrilatos podem ser bem mais tóxicos que os correspondentes metacrilatos e poderiam causar reações cutâneas adversas. A análise de acrilatos residuais no pó de três resinas acrílicas de uso odontológico e a comparação da extração de monômeros residuais, em soluções aquosas, a partir de um cimento ortopédico convencional e de um material experimental, foram realizadas neste estudo. De acordo com os resultados, o pó da resina acrílica Betacryl II apresentou 0,29% de MMA e 0,05% de metil acrilato, a resina Ivoclen 0,045% de MMA e 0,046 a 0,06% de etil acrilato e a resina Formatray, 0,18% de MMA e 0,124% de etil acrilato. Os resultados obtidos também mostraram que a extração de monômero diminuiu acentuadamente nos cimentos polimerizados, possivelmente porque sua concentração seria dependente tanto do coeficiente de difusão como da polimerização continuada do monômero.

O objetivo do estudo de Jerolimov et al.⁴², em 1991, foi determinar e comparar a quantidade de monômero residual no pó de duas resinas acrílicas para base de prótese e nas mesmas resinas após a polimerização. As resinas foram polimerizadas a partir de dois ciclos curtos (A - 30 min. em água à 70°C, seguido por 30 min. a 100°C e B - utilizando-se os mesmos períodos e temperaturas do ciclo A, porém com uma pressão de 2,06 kPa) e de três ciclos longos (C - 14 h a 70°C, D - 7 h a 70°C e 3 h a 100°C e E - 14 h a 70°C e 3 h a 100°C). As amostras do pó das resinas demonstraram maior percentual de monômero residual quando comparadas com as resinas polimerizadas. Da mesma forma, as amostras polimerizadas com ciclo curto apresentaram um conteúdo de monômero residual 10 vezes maior, quando comparadas com aquelas polimerizadas com ciclo longo. Os autores observaram redução significativa do monômero residual com a utilização de ciclos longos, tendo sido reduzido a um nível extremamente baixo somente com a utilização da temperatura de 100°C durante a polimerização.

A estabilidade de cor de materiais resinosos fotopolimerizáveis ou termopolimerizáveis após exposição ao café em ebulição, café filtrado ou chá a 50°C foi avaliada por Um, Ruyter⁸⁹, em 1991. Foram avaliadas também amostras armazenadas em água destilada a 37°C na ausência de luz por 4 meses. O material Dentacolor apresentou descoloração intrínseca após imersão em água

destilada e após imersão nas soluções de manchamento. A descoloração dos demais materiais após imersão em chá foi devida principalmente a adsorção dos corantes. A descoloração por café ocorreu, segundo os autores, pela adsorção e absorção dos corantes por dois dos materiais avaliados. Essa absorção e penetração de corantes na fase orgânica dos materiais ocorreram, provavelmente, devido a compatibilidade da fase polimérica das resinas com a cor amarela dos corantes do café.

A estabilidade dimensional de bases de próteses polimerizadas em micro-ondas em comparação com o método tradicional foi avaliada por Wallace et al.⁹⁴ em 1991. Modelos de gesso foram obtidos a partir de um padrão em resina que simulava um arco superior desdentado, apresentando sete pontos de referência. Sobre esses modelos foram enceradas bases utilizando-se uma lâmina de cera, as quais foram incluídas em mufla. Após a remoção da cera, as bases foram polimerizadas utilizando-se a resina Lucitone caracterizada. O grupo controle (grupo I) foi constituído de bases de resina polimerizadas em água a 1650°F por 9 h. Para os quatro grupos experimentais, a resina foi polimerizada em um forno de micro-ondas utilizando-se as seguintes combinações de potência e tempo: grupo II – 86W por 13 min. e 448W por 2 min.; grupo III – 86W por 6,5 min. de cada lado e 448W por 10 min. de cada lado; grupo IV – 241W por 10 min.; grupo V - 397W por 2,5 min. de cada lado. As bases foram armazenadas em água destilada à temperatura ambiente durante 1 mês. As bases, com os pontos de referência reproduzidos na resina foram mensuradas e comparadas com os valores obtidos nos respectivos modelos de gesso, utilizando-se comparador ótico (projeto de perfil). Os resultados revelaram diferenças significativas entre o grupo controle e os vários grupos processados em micro-ondas, em duas das cinco dimensões avaliadas, tendo sido observado que a precisão das bases polimerizadas em micro-ondas foi maior que aquelas polimerizadas em água (controle). Houve uma tendência geral de contração das 10 bases de prótese processadas pelo método convencional, tendo sido observado que 72% das medidas obtidas foram menores que aquelas correspondentes nos modelos. Entretanto, nas 40 bases de prótese processadas com energia de micro-ondas, somente 54% das medidas foram menores que aquelas obtidas nos respectivos modelos. Essas

porcentagens variaram entre os quatro grupos polimerizados com energia de micro-ondas: grupo II - 52%; grupo III - 54%; grupo IV – 66% e grupo V - 44%. Os valores absolutos observados para a distância entre os dois pontos de referência, localizados na região posterior do palato, foram de 0,126 mm para a resina termopolimerizável e de 0,043 a 0,099 mm para os grupos polimerizados em micro-ondas. Para a distância entre os pontos localizados na crista do rebordo, na região dos segundos molares, os valores foram de 0,078 mm para a resina termopolimerizável e variaram de 0,069 a 0,119 mm quando a polimerização foi realizada em micro-ondas.

O objetivo do estudo de Shotwell et al.⁸⁵, em 1992, foi avaliar a estabilidade de cor de cinco reembasadores macios em função do envelhecimento acelerado. As mensurações de cor foram realizadas por meio de colorímetro antes do envelhecimento acelerado. As amostras foram, então, submetidas durante 100 horas a uma fonte de luz visível ultravioleta de xenon, spray intermitente de água a 110°F e 90% de umidade. Após o envelhecimento, a cor foi mensurada novamente e as diferenças de cor (ΔE) foram calculadas. O envelhecimento acelerado afetou a estabilidade de cor dos materiais avaliados. As alterações de cor variaram de leve a muito intensas de acordo com os padrões da National Bureau of Standards (NBS).

A resistência de união entre cinco materiais reembasadores e dois materiais para base de prótese (Lucitone 199 e Triad VLC) foi comparada por Arena et al.¹, em 1993. Foram confeccionados corpos-de-prova (64 x 28 x 14 mm³) com as resinas Lucitone 199 e Triad VLC, unidos na região central (secção de 10 mm) com as resinas para reembasamento quimicamente ativadas Kooliner e Flexacryl, as de polimerização dual Extoral e Light Liner, e a fotoativada Triad VLC. Os corpos-de-prova das resinas para base de prótese foram submetidos ao polimento com lixa 320 e armazenados em água por 50 horas. Em seguida, uma secção de 10 mm foi removida da região central e preenchida com material reembasador. Os grupos controles foram constituídos por corpos-de-prova intactos das resinas para base de prótese. Os resultados obtidos indicaram que, para a resina de base Lucitone 199, o reembasador Light Liner proporcionou o maior valor de resistência de união. Segundo os autores, a resina Light Liner é composta por polietil metacrilato, o qual aparentemente apresenta alta afinidade

com a resina à base de polimetil metacrilato. Para a resina de base Triad VLC, o valor mais alto foi obtido com a resina para reembasamento Triad VLC. Esses resultados foram relacionados ao fato de os dois materiais apresentarem composições químicas idênticas. Os demais materiais reembasadores produziram valores de união menores que a metade da resistência das resinas de base testadas intactas. Todos os materiais falharam adesivamente, com exceção da resina Extoral que, segundo os autores, apresentou porosidades que poderiam ter colaborado para o tipo de falha coesiva observada. Houve diferença significativa de resistência de união entre as várias composições e tipos de reembasadores e resinas de base.

O efeito de diferentes soluções (café, chá e água) na estabilidade de cor de polímeros para base de prótese foi avaliado por Büyükyilmaz, Ruyter²¹ em 1994. Uma resina fotopolimerizável, três materiais termopolimerizáveis e três resinas autopolimerizáveis foram expostos ao café, chá e água a $50\pm 1^\circ\text{C}$, bem como à luz solar artificial e à água. A alteração de cor foi determinada usando-se um espectrofotômetro. A sorção de água e a solubilidade também foram avaliadas. Além disso, os materiais foram caracterizados quimicamente. O café e o chá apresentaram o maior potencial de manchamento superficial. Escovação com dentifrício e desgaste moderado reduziram o manchamento para um nível aceitável. Todos os materiais apresentaram estabilidade de cor relativa quando imersos em água. Houve mudança no comportamento dos materiais quando expostos à luz artificial e água.

Dietschi et al.³⁰, em 1994, avaliaram a estabilidade de cor de compósitos fotopolimerizáveis quando submetidos a diferentes condições físico-químicas e de manchamento. Foram avaliadas 10 marcas de compósitos incluindo os híbridos, híbridos com partículas pequenas e compósitos microparticulados. Algumas amostras foram submetidas apenas ao teste de manchamento. As demais amostras foram submetidas a uma das seguintes condições experimentais antes do teste de manchamento: termociclagem, tratamento térmico, polimento ou imersão por uma 1 semana em solução salina. Foram utilizadas as seguintes soluções corantes: café, corante alimentício E 110, vinagre e eritrosina. Foi realizada uma avaliação colorimétrica de acordo com o sistema CIELAB após os períodos experimentais de 1 e 3 semanas. A

eritrosina causou as maiores alterações de cor para os compósitos testados. A susceptibilidade ao manchamento foi reduzida para as superfícies polidas. Reduzida sorção de água, elevada razão partícula-resina, tamanho reduzido das partículas e um ótimo sistema de união entre a matriz resinosa e as partículas foram fatores primordiais para obtenção de uma melhor resistência ao manchamento. Os autores concluíram que a resistência ao manchamento dos compósitos avaliados ainda depende de sua estrutura e manipulação.

Rosaspina et al.⁷³, em 1994, avaliaram o efeito da irradiação por micro-ondas em instrumentos cirúrgicos contaminados com *Candida albicans*. Lâminas de bisturis e lamínulas de microscopia foram contaminadas com *C. albicans* a uma concentração de 10^7 ufc/mL. Após terem sido secas, as amostras foram completamente imersas em recipiente de vidro com esferas de vidro de 0,4 cm e água destilada. Esse recipiente foi, então, exposto à irradiação por micro-ondas a 600W a uma frequência de 2.400 MHz. O tempo de exposição variou de acordo com a temperatura alcançada pelo banho. Assim, os seguintes tempos foram utilizados: 1,5 minutos (45°C), 3 minutos (55°C) e 6 minutos (100°C). Preparações similares foram realizadas para o grupo controle utilizando-se estufa (2 horas, 140°C) ou autoclave (20 minutos, 121°C), enquanto que outras preparações foram submersas em água em ebulição pelos mesmos tempos de exposição das micro-ondas. Algumas amostras foram preparadas para análise em microscopia eletrônica de varredura. Para verificar a esterilização, as amostras foram colocadas em contato com placas de Tryptic Soy Agar e incubadas 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 micro-ondas. 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 em ebulição por 9 minutos apresentaram mortalidade de 100%, porém nenhuma modificação na morfologia celular foi evidenciada. As alterações morfológicas observadas após a irradiação por micro-ondas foram completamente diferentes das observadas após o tratamento em água em ebulição. Assim, os autores concluíram que, além do incontestável efeito

térmico, as micro-ondas podem exercer também um efeito mais complexo no corpo celular dos micro-organismos.

Yunus et al.¹⁰⁰, em 1994, avaliaram o efeito da irradiação em micro-ondas sobre o conteúdo de monômero residual de uma resina acrílica para reparo de prótese e a resistência à flexão dos reparos. A resina autopolimerizável utilizada foi a Meliodent, à base de polimetilmetacrilato. Para a análise do monômero residual foram confeccionados corpos-de-prova com 20 X 20 X 3 mm. A resina foi polimerizada seguindo um dos três métodos: 1- polimerização química, sobre a bancada a 20°C; 2 – polimerização com a resina imersa em água a 35°C e sob pressão de 2,2 Bar por 20 min.; 3 – polimerização sobre a bancada por 20 min. seguida de irradiação em micro-ondas a 50W por 5 min. O conteúdo de monômero residual foi mensurado após 20 min., 1 h, 1 semana e 1 mês após a polimerização, com os corpos-de-prova imersos em água. Para os ensaios de resistência à flexão, foram confeccionados corpos-de-prova de 2,5 X 10 X 65 mm da resina termopolimerizável Trevalon, processada em água a 70°C por 7 h e 1 h a 100°C. A seguir, os corpos-de-prova foram armazenados em água a 37°C por 28 dias, quando, então, foram fraturados por meio de teste de flexão. O espaço de 3 mm entre as partes fraturadas foi preenchido com a resina Meliodent e, a seguir, os corpos-de-prova foram submetidos aos três métodos de polimerização anteriormente descritos. Os ensaios de flexão foram realizados 1 h após o reparo. Os resultados revelaram que o maior conteúdo de monômero residual registrado inicialmente foi para a polimerização química, e a polimerização em micro-ondas resultou no menor valor entre os três métodos avaliados. O menor conteúdo de monômero residual significa que os corpos-de-prova polimerizados em micro-ondas atingiram maior grau de conversão logo após a polimerização (20 min.), comparado com os corpos-de-prova polimerizados utilizando-se os outros métodos. Todos os métodos apresentaram redução gradual do nível de monômero com o tempo, atingindo praticamente o mesmo valor após 1 mês. Os resultados demonstraram que a resistência à flexão dos reparos realizados com a polimerização química, seguida pela irradiação em micro-ondas, foi 88% em relação à resistência à flexão da resina termopolimerizável Trevalon, testada intacta. Os valores para os corpos-de-prova polimerizados sob pressão ou com ativação química somente,

foram de 78% e de 69% em relação à termopolimerizável, respectivamente. A maior resistência à flexão dos reparos polimerizados pela associação de reação química e irradiação com micro-ondas poderia estar relacionada, segundo os autores, ao menor nível de monômero residual obtido como resultado de um maior grau de polimerização. Esses resultados sugerem que o conteúdo de monômero residual tem um efeito na resistência dos reparos, de modo que quanto menor o conteúdo, mais resistente é o reparo.

A resistência à flexão, absorção de água e solubilidade de resinas acrílicas autopolimerizáveis indicadas para reembasamento imediato foram avaliados por Arima et al.² em 1995. Os autores analisaram seis materiais, sendo que quatro apresentavam agentes de ligação cruzada. Os resultados demonstraram que todos os materiais reembasadores apresentaram valores de média para resistência à flexão significativamente menores do que uma resina termopolimerizável. Apesar da resina Rebaron apresentar composição semelhante à da resina para base de prótese, a presença de agente plastificante produziu menor resistência à flexão quando comparada à resina termopolimerizável. A presença de agente plastificante na resina New Truliner foi considerada responsável pela maior flexibilidade dos corpos-de-prova, apresentando o menor valor de resistência à flexão entre todas as resinas (20,92 MPa). Em relação às resinas para reembasamento que apresentavam agentes de ligação cruzada (Metabase, Mild e Tokuso Rebase), foram observados maiores valores de resistência à flexão e módulo de elasticidade. Exceto a resina Kooliner, os outros materiais reembasadores demonstraram menor absorção de água do que a resina termopolimerizável. Além disso, essa resina apresentou maior solubilidade do que todos os outros materiais avaliados.

Consani et al.²⁵, em 1995, realizaram um estudo para avaliar *in vitro* a abrasividade de dentifrícios fluoretados comerciais sobre corpos-de-prova confeccionados de acrílico. Foram utilizadas 21 marcas comerciais de dentifrícios fluoretados comumente encontrados no mercado nacional. Para os testes, foram utilizadas escovas dentais marca Prevent-30, com cerdas extra-macias de pontas arredondadas. Foram confeccionados corpos-de-prova utilizando placas de acrílico Plexiglass, com dureza Vickers 20. Para os ensaios de abrasividade, foi utilizada uma máquina de escovação que realizava

movimentos lineares numa velocidade de 250 movimentos/minuto. Foram realizados 30.000 ciclos com as amostras imersas em uma solução de água destilada/dentífrico, numa proporção de 1:1 em massa. Para a avaliação da abrasividade, foi utilizado um aparelho de leitura de rugosidade superficial, após os ensaios de escovação. O grupo controle foi constituído por amostras submetidas ao ensaio de escovação somente com água destilada. Foram realizadas 3 leituras de rugosidade em cada corpo-de-prova. Não foi possível estabelecer uma relação entre os diferentes tipos de abrasivos e a taxa de abrasividade. Mantendo-se constante a pressão e velocidade de escovação, a abrasividade do agente parece estar mais relacionada à forma do que ao tipo e tamanho das partículas. O dentífrico mais abrasivo continha alumina em sua composição (rugosidade = 6,073 μm) e o menos abrasivo foi aquele que apresentava sílica como agente abrasivo (rugosidade = 0,373 μm). Os dentífricos contendo carbonato de cálcio ou fosfato de cálcio apresentaram valores intermediários, todos com diferença estatisticamente significativa em relação ao padrão (rugosidade = 0,01 μm). O controle apresentou média de rugosidade de 0,019 μm , bastante próximo do valor apresentado antes da escovação.

Ainda em 1995, o conteúdo e a quantidade de monômero residual liberado por uma resina termopolimerizável e uma resina autopolimerizável foi verificado por Vallittu et al.⁹² Corpos-de-prova foram confeccionados e armazenados em água a 22°C ou 37°C, durante 8 semanas. O conteúdo de monômero residual nas resinas e nos meios de armazenamento foi verificado pelo método de cromatografia líquida. Os resultados indicaram maior conteúdo de monômero residual para as resinas autopolimerizáveis comparado às termicamente ativadas. De acordo com os autores, o conteúdo reduziu bastante durante o primeiro dia, principalmente quando o armazenamento foi realizado a 37°C. Esse fato pode ser atribuído à grande quantidade de monômero residual e de porosidade presentes nas resinas quimicamente ativadas, facilitando, portanto, o processo de difusão. Os autores sugeriram a imersão das próteses em água a 37°C, durante um ou dois dias, antes da instalação, com o objetivo de reduzir a quantidade de monômero residual na base da prótese e também sua liberação na saliva.

O objetivo do estudo realizado por Vallittu⁹¹, em 1996, foi avaliar de que forma o tratamento superficial afeta a liberação de monômero na água e o conteúdo de metilmetacrilato residual (MMA) em corpos-de-prova confeccionados de resina autopolimerizável (Pro Base Cold), utilizando CLAE. Foram analisados três grupos experimentais: G1 - superfícies não tratadas, G2 – superfícies polidas da maneira convencional com roda de pano e G3 – aplicação de resina fotopolimerizável sobre as superfícies (Palaseal, por 90 seg.). Os resultados demonstraram que o MMA liberado na água foi maior no grupo G1 (821 ppm) e menor no G3 (30 ppm). O conteúdo residual de MMA foi praticamente o mesmo nas amostras dos grupos G1 e G2 (6,9 e 6,7%) e menor nas do grupo G3 (4,8%). A temperatura produzida nos corpos-de-prova, durante o tratamento superficial, também foi mensurada, tendo atingido 75°C para o revestimento com resina e 52,6°C para o polimento com roda de pano. Este estudo demonstrou que o polimento poderia reduzir a quantidade liberada de MMA residual e essa redução, provavelmente, foi causada pela diminuição na difusão superficial. A aplicação de resina fotopolimerizável sobre a superfície das amostras reduziu efetivamente a liberação de MMA, devido à formação de uma barreira contra a difusão. Entretanto, esse não foi o único mecanismo envolvido na redução. O peróxido de benzoíla como iniciador da polimerização pode formar radicais livres que iniciariam a reação em temperaturas superiores a 70°C. Após a polimerização, certa quantidade de peróxido de benzoíla, que reage a essa temperatura crítica de 70°C, ainda está presente na resina polimerizada. Conseqüentemente, devido à temperatura ter atingido 75°C, a quantidade de MMA foi menor nas amostras tratadas superficialmente com a resina fotopolimerizável, demonstrando que a redução da liberação observada nas amostras revestidas foi causada tanto pela barreira contrária à difusão como pela polimerização do MMA residual.

Em 1997, Belli et al.¹¹ avaliaram a estabilidade de cor de três materiais utilizados na confecção de facetas laminadas submetidos à solução de chá, café e fumaça de cigarro. Foram preparados 72 discos, usando dois tipos diferentes de materiais compósitos (Valux Plus, EOS Inlay) e uma porcelana dental (Ceramco II), divididos em grupos: 1 – imersos em água destilada (controle); 2 - imersos em chá; 3 – imersos em café; e 4 – expostos à fumaça do

cigarro. Cada corpo-de-prova permaneceu em água destilada por 14 dias e em seguida, a cor foi analisada com o colorímetro. Para o grupo exposto ao cigarro, uma máquina especial foi criada a fim de simular o que acontece na boca e ficaram expostos a 10 cigarros por dia e 70 cigarros por semana, totalizando 300 cigarros por mês. Os corpos-de-prova foram mantidos em incubador em temperatura constante de 37°C durante os testes. A cada 3 dias as amostras foram lavadas com água destilada e imersas em uma nova solução. Isso foi feito para eliminar qualquer sedimentação do produto. O grupo do cigarro permaneceu imerso em água destilada. As análises das alterações de cor foram realizadas após 1 dia, 1 semana e 1 mês. Os resultados foram avaliados estatisticamente pela análise de variância. Os autores concluíram que a fumaça do cigarro foi o agente que mais manchou, seguido do café, chá e água destilada. A porcelana foi o material com cor mais estável, seguida do compósito indireto (EOS Inlay) e por último, do compósito direto (Valux Plus).

A rugosidade superficial de superfícies duras intra-orais apresenta uma importância significativa no processo de retenção bacteriana. Dessa forma, Bollen et al.¹⁴, em 1997, realizaram uma revisão de literatura para verificar a rugosidade inicial e suas alterações após diversos tipos de tratamentos (raspagem, escovação, acabamento, polimento, clareamento, variação das superfícies de contato durante a prensagem das amostras). Estudos "in vivo", sugerem um valor de rugosidade superficial de $Ra = 0,2 \mu m$, abaixo do qual nenhuma redução no acúmulo de bactéria poderia ser esperada. Valores maiores de rugosidade promoveriam um maior acúmulo de placa e, conseqüentemente, aumento do risco de cárie e de inflamação periodontal. Quanto à rugosidade da resina acrílica, os estudos não citam um procedimento de acabamento ou polimento que reduza claramente essa propriedade. Compressão da resina acrílica contra uma placa de vidro, assim como para as resinas compostas, promove um valor de rugosidade bem abaixo do limiar aceitável. A rugosidade superficial da parte interna das bases de próteses auxilia na determinação da colonização dessas superfícies por diferentes micro-organismos. Esta colonização será maior quanto mais rugosa for a superfície. Escovação agressiva e repetida das próteses, com agentes de limpeza abrasivos, irá tornar rugosas mesmo as superfícies que, inicialmente,

apresentavam-se lisas. Com base nestas informações, os autores verificaram que todos os materiais odontológicos necessitam de um tratamento específico para a obtenção e manutenção de superfícies lisas o suficiente para evitar um maior acúmulo de micro-organismos.

O objetivo do estudo de Kulak et al.⁴⁷, em 1997, foi avaliar a presença e a densidade de *C. albicans* e outros micro-organismos em pacientes com estomatite protética. Para o estudo, foram selecionados 60 usuários de próteses totais, sendo 45 pacientes com estomatite protética e 15 pacientes sem alteração na cavidade bucal. As culturas referentes às mucosas palatinas dos pacientes foram obtidas por meio de coletas com *swab*. As suspensões do material coletado foram cultivadas em Agar Sabouraud para a contagem de colônias de *Candida* spp. e em ágar tryptic soy para a contagem de bactérias aeróbias e anaeróbias facultativas. A *C. albicans* foi diferenciada de outras espécies pela produção de filamentos e pela capacidade de crescimento em ágar cornmeal. Para a identificação das bactérias, foram utilizados métodos bioquímicos e coloração pela técnica de Gram. As análises das culturas dos pacientes sem estomatite protética demonstraram quantidades consideráveis de *Streptococcus* alfa-hemolítico e quantidades mínimas de outras bactérias. Poucas colônias de *C. albicans* foram observadas em seis pacientes. As análises das culturas dos pacientes com estomatite protética demonstraram elevadas quantidades de *C. albicans* e *Streptococcus* alfa-hemolítico e quantidades significativas de *Neisseria*. Poucas colônias de outras bactérias também foram observadas nas culturas da mucosa palatina dos pacientes com estomatite protética. Os autores sugeriram que a presença de elevadas quantidades de *C. albicans* e outros micro-organismos poderia ser considerada como o principal fator etiológico da estomatite protética.

Ainda no mesmo ano, Nikawa et al.⁵⁹ realizaram um estudo para avaliar o efeito de carboidratos na formação do biofilme de *Candida* em superfícies de resina acrílica recobertas por películas de saliva ou soro. Foram utilizados três isolados de *C. albicans*, dois de *C. glabrata* e dois de *C. tropicalis*. Amostras de resina acrílica (10 mm x 10 mm x 0,7 mm) foram confeccionadas por meio de técnicas convencionais de inclusão e polimerização de próteses. A saliva utilizada foi coletada de indivíduos saudáveis, enquanto o soro humano foi

adquirido comercialmente. Após a incubação em saliva ou soro a 37°C por 1 hora, as amostras foram individualmente inoculadas por uma das suspensões fúngicas (10^5 org/mL). A saliva ou o soro foi substituído por água destilada estéril nas amostras controle. Para promover aderência e colonização dos fungos, as amostras foram incubadas a 37°C por 2 horas. Em seguida, os carboidratos glicose ou galactose foram adicionados às amostras, que foram novamente incubadas por 0, 12, 24, 48, 72 e 96 horas a 37°C para avaliação do conteúdo de adenosina trifosfato (ATP) dos micro-organismos. Os resultados demonstraram maior atividade de biofilme nas amostras de uma das cepas de *C. tropicalis* cultivada em galactose. Atividade significativamente menor foi observada nos cultivos em galactose de uma das cepas de *C. glabrata* e da outra cepa de *C. tropicalis*. O cultivo de fungos em galactose demonstrou atividade de biofilme significativamente menor que o cultivo em glicose, exceto para uma das cepas de *C. tropicalis*. A presença de película de saliva aumentou de forma significativa a atividade de biofilme de todas as cepas de *C. albicans* e de uma cepa de *C. tropicalis*. Os autores sugeriram que uma dieta rica em glicose/galactose poderia modificar a formação de biofilme de *Candida* spp. na superfície interna das próteses, tornando os pacientes mais susceptíveis ao desenvolvimento de estomatite protética.

Tendo em vista que compostos antimicrobianos derivados de plantas (fitoquímicos) têm sido investigados como uma alternativa terapêutica na profilaxia e no tratamento da estomatite protética, Sato et al.⁷⁹, em 1997, avaliaram a efetividade antibacteriana de três chalconas (2,4,2'-trihidroxi-5'-metilchalcona – THMC; 2,4,2'-trihidroxichalcona – THC; 2-hidroxichalcona - HC) na inibição do crescimento de várias espécies de bactérias secundariamente associadas a essa patologia. Para a determinação da mínima concentração inibitória (MIC) dos agentes fitoquímicos, soluções etílicas de todas as chalconas foram adicionadas ao meio ágar BHI contendo as bactérias avaliadas (10^8 org/mL). O valor do MIC foi definido como a concentração na qual não foram observadas colônias viáveis após o período de incubação de 48 horas a 37°C. Para as bactérias gram-positivas, o agente fitoquímico THMC obteve a maior atividade bactericida seguido por THC e HC. Foi observado que o THMC inibiu o crescimento de *Lactibacillus casei* em uma concentração de 75 µg/mL e de

espécies de *Streptococcus* e *Staphylococcus* em concentrações entre 50 µg/mL e 75 µg/mL. Nessas últimas concentrações, esse agente fotoquímico também reduziu o crescimento de *C. albicans*. No entanto, o THMC não foi efetivo em inibir o crescimento de espécies gram-negativas como *K. pneumoniae*, *E. coli* e *S. marcescens* em concentrações de até 100 µg/mL. Foi concluído que o agente fotoquímico THMC inibiu o crescimento de *C. albicans* e bactérias gram-positivas, mas não reduziu a quantidade de bactérias gram-negativas. Seguindo os autores, esse agente deveria ser considerado como uma alternativa no tratamento da estomatite protética. Entretanto, os autores enfatizaram que o THMC deve ser utilizado com precaução uma vez que pode levar à supressão da microflora bucal.

No mesmo ano, Verran, Maryan⁹³, compararam a retenção de *Candida albicans* em superfícies lisas e rugosas de uma resina acrílica e de um silicone para próteses faciais, e determinaram o efeito da rugosidade superficial na infecção e higienização das próteses. Corpos-de-prova com superfícies lisas e rugosas de cada material foram confeccionados e submetidos à mensuração da rugosidade em rugosímetro. Previamente ao experimento de adesão microbiana, as amostras foram limpas em ultra-som com álcool 90% por 1 minuto, lavadas em água destilada e imersas em água estéril por 24 horas a 24°C. A seguir, os corpos-de-prova foram contaminados com suspensões padronizadas de *Candida albicans* por 1 hora a 24°C. Após esse período, as amostras foram lavadas e os micro-organismos aderidos sobre as superfícies foram corados e contados. O número de *C. albicans* nas superfícies lisas foi baixo, não ocorrendo diferença significativa entre os materiais avaliados. Maior quantidade significativa de *C. albicans* foi contada nas superfícies rugosas comparada com as superfícies lisas, sendo que as superfícies rugosas do silicone aderiram mais células que a resina acrílica. Os autores também mensuraram os valores de rugosidade da superfície das amostras de resina e do gesso sobre o qual o silicone foi polimerizado, uma vez que o silicone não pode ser diretamente mensurado devido a sua fácil distorção. Os valores obtidos em Ra foram de 0,02; 1,26 e 1,96 µm para as superfícies de resina acrílica lisas, rugosas e prensadas sobre gesso com aplicação de isolante, respectivamente. Para as superfícies de gesso, sobre as quais o silicone foi polimerizado, foi

observada uma rugosidade média maior ($R_z = 12,8 \mu\text{m}$) que a da resina acrílica ($R_z = 7,3 \mu\text{m}$). Os autores concluíram que um aumento na rugosidade superficial pode facilitar a retenção fúngica e a infecção das próteses.

Em 1998, Chai et al.²³, avaliaram a capacidade de uma resina fotoativada para reembasamento em resistir às forças de flexão submetidas sobre bases de próteses polimerizadas por diferentes métodos. Para esse estudo, foi empregado o teste de resistência à flexão em 3 pontos (2 mm/minuto). Foram confeccionados 10 corpos-de-prova ($65 \times 10 \times 2,5 \text{ mm}^3$) para cada resina de base de prótese utilizada: Acron (90 minutos a 70°C e 30 minutos a 100°C), Acron MC (3 minutos a 500W), Palapress (50°C a pressão de 4 kg/cm^2 por 20 minutos) e Triad (fotoativação por 10 minutos). Para o outro grupo, foram confeccionados corpos-de-prova ($65 \times 10 \times 1,5 \text{ mm}^3$) de resina para base de prótese, posteriormente reembasados com resina fotoativada (Triad). Um agente de união foi aplicado na superfície superior de cada amostra e fotoativado por 2 minutos. Após esse período, a resina foi adaptada sob pressão dentro do molde e novamente fotopolimerizada por 10 minutos através de uma placa de vidro, obtendo-se, assim, 1 mm de espessura do material reembasador. A resistência à flexão do grupo sem reembasamento foi testada após 31 dias de armazenagem em água a 37°C . As amostras reembasadas foram testadas 24 horas após o reembasamento. Esse estudo demonstrou que o reembasamento com a resina fotoativada Triad manteve a resistência à flexão de 2 materiais (Acron MC e Palapress) para base de prótese e aumentou a resistência de outros 2 materiais (Triad e Acron). Segundo os autores, a capacidade do material reembasador em resistir às forças e de reforçar a base da prótese depende de sua propriedade adesiva. Quando há uma união deficiente entre a base de prótese e o material reembasador, uma falha adesiva pode ocorrer nesta interface, mesmo mediante a um estresse relativamente baixo. A melhora na propriedade de união entre a base de prótese e o material de reembasamento garante um aumento de resistência, de modo que os materiais possam suportar melhor o estresse aplicado. As amostras reembasadas das resinas Acron e Triad apresentaram falhas principalmente do tipo coesivas e as resinas Acron MC e Palapress apresentaram falhas do tipo

adesivas, sugerindo que uma melhor união contribuiu para a alta resistência flexural do material reembasado.

Em 1999, Blagojevic, Murphy¹² compararam as propriedades de um homopolímero (TS1195), sem copolímeros ou agentes de ligação cruzada, e de duas resinas para base de prótese (Acron MC, Biocryl NR). Essas resinas foram polimerizadas utilizando-se irradiação com micro-ondas a 600W durante 3 min. ou banho de água a 700°C por 14 h e 3 h em temperatura de ebulição. Também foi avaliada uma resina autopolimerizável convencional (Croform) indicada para reembasamento ou reparo de próteses, a qual foi testada em duas condições: polimerização quimicamente ativada e polimerização quimicamente ativada seguida por irradiação com micro-ondas (600W por 3 min.). Após a polimerização, o acabamento dos corpos-de-prova foi realizado com lixa de granulação 600. A seguir, as amostras foram armazenadas em água a 37°C por 28 dias. As propriedades avaliadas foram peso molecular dos pós dos materiais, dureza Wallace, resistência ao impacto, módulo de elasticidade, monômero residual e temperatura de transição vítrea (Tg). Somente as análises de monômero residual foram realizadas sem saturação dos corpos-de-prova em água. Os resultados demonstraram que o peso molecular de todos os materiais foi maior que 1×10^5 , considerado como valor limite para que o polímero apresente propriedades mecânicas adequadas. Para a resina Biocryl NR, não houve diferença significativa entre os valores de dureza, resistência ao impacto e módulo de elasticidade obtidos com os dois métodos de polimerização. Para a resina TS1195, a polimerização em banho de água proporcionou os maiores valores de dureza, resistência ao impacto e módulo de elasticidade. A polimerização da resina Acron MC em micro-ondas resultou em menores valores de dureza e aumento da resistência ao impacto e módulo de elasticidade. Para a resina Croform, a irradiação com micro-ondas, após a polimerização química, proporcionou aumento da resistência ao impacto, diminuição no módulo de elasticidade e não teve efeito significativo sobre a dureza. O conteúdo de monômero residual das resinas TS1195, Acron MC e Biocryl NR foi significativamente menor com a polimerização em banho de água comparado com a irradiação em micro-ondas. A resina autopolimerizável Croform apresentou o maior valor de monômero residual (1,6%), o qual foi reduzido em,

aproximadamente, $\frac{1}{4}$ após a irradiação com micro-ondas (0,48%). A polimerização em banho de água resultou em maiores valores de Tg para as resinas TS1195, Acron MC e Biocryl NR. A Tg da resina autopolimerizável Croform aumentou após irradiação com micro-ondas.

Três resinas termopolimerizáveis e três autopolimerizáveis para base de prótese, com diferentes proporções e/ou métodos de processamento, foram analisadas por Kedjarune et al.⁴⁴ (1999), quanto às quantidades de MMA residual, presente na resina polimerizada, e liberado na saliva, 24 e 48 h após o processamento. A resina Rodex, termopolimerizável, proporção líquido/pó de 0,428 mL/g, foi submetida ao ciclo de polimerização em água, na qual a temperatura foi elevada durante 45 min. até 100°C e mantida por mais 15 min. A resina Trevalon, termopolimerizável, proporção líquido/pó de 0,417 mL/g, foi polimerizada por 30 min. a 68°C, seguido por 20 min. a 100°C e a resina Meliodent, termopolimerizável, proporção líquido/pó de 0,427 mL/g, foi polimerizada por 20 min. a 100°C. As resinas autopolimerizáveis, Takilon, Tokuso e Meliodent foram proporcionadas a 0,550, 0,500 e 0,630 mL/g e polimerizadas sob pressão de 50 kgf/cm² a 25°C por 15, 5 e 14 min., respectivamente. Os resultados demonstraram que a quantidade de monômero residual foi dependente tanto do tipo de polimerização (térmica ou química) como da proporção pó/líquido e do método de processamento. A resina que demonstrou o nível mais baixo de monômero residual também liberou baixas quantidades, assim como as amostras que apresentaram conteúdo mais alto de monômero também liberaram altas concentrações, principalmente 24 h após o processamento. Os autores recomendaram a redução da quantidade de substâncias a serem liberadas, antes da inserção de novas próteses, por meio da sua imersão em água.

Mello⁵⁵, também em 1999, avaliou o efeito do aquecimento por micro-ondas e da água quente sobre a dureza, a resistência à flexão e o conteúdo de monômero residual de uma resina autopolimerizável. Para a verificação do nível de monômero residual, corpos-de-prova no formato de metade de um disco com 30 mm de diâmetro e 3 mm de espessura foram confeccionados com a resina autopolimerizável Jet Clássico. Os corpos-de-prova foram submetidos aos seguintes tratamentos: 1) polimento mecânico; 2)

polimento químico; 3) polimento químico seguido de um ciclo complementar de polimerização em micro-ondas a 450W por 3 minutos e 4) polimento químico seguido do ciclo complementar em banho de água a 65°C por 1 hora. Para a avaliação da quantidade de monômero residual, os corpos-de-prova foram colocados individualmente em tubos de ensaio contendo 17,5 ml de água deionizada e mantidos em estufa a 37°C por períodos de 24 horas. Após esses períodos, as soluções foram retiradas e analisadas em espectrofotometria até a estabilização da liberação do monômero residual. Os resultados mostraram que houve maior liberação de monômero no primeiro e no segundo dia de armazenamento em água. A diminuição da quantidade de monômero de acordo com o tempo é devido à sua difusão em água e à contínua polimerização por haver radicais ativos entre as cadeias, promovendo, dessa forma, a polimerização do monômero residual. Em relação ao grupo polido quimicamente que não recebeu polimerização complementar, o nível de monômero residual no primeiro dia foi dez vezes maior que o grupo que recebeu polimento mecânico, isso porque o principal componente do líquido para polimento químico é o metil metacrilato. As polimerizações complementares em água ou em micro-ondas reduziram a quantidade de monômero residual, porém, essa redução não foi equivalente à encontrada no grupo polido quimicamente. Diante dos resultados obtidos, o autor concluiu que o polimento químico aumenta a quantidade de monômero residual em resinas acrílicas e que os tratamentos após a polimerização possibilitam redução no nível de monômero residual liberado em água.

Zissis et al.¹⁰¹, em 2000, analisaram a rugosidade superficial de 20 resinas comercialmente disponíveis, sendo quatro para base de prótese (duas termopolimerizáveis, uma polimerizada por micro-ondas e uma indicada para a técnica de injeção), nove resinas de reembasamento rígidas (quatro fotopolimerizáveis, uma autopolimerizável e duas termopolimerizáveis) e sete resinas para reembasamento resilientes (quatro fotopolimerizáveis, duas autopolimerizáveis e quatro termopolimerizáveis). Cinco corpos-de-prova (45 x 10 x 1,5 mm) de cada material foram confeccionados de acordo com as orientações dos fabricantes e mantidos em água destilada a 37°C por 1 mês antes da realização do teste. A rugosidade superficial foi mensurada por meio de

um rugosímetro e os valores obtidos em Ra foram utilizados para a comparação entre os materiais. As médias obtidas variaram de 0,7 a 7,6 μm . Os valores de rugosidade das resinas de base foram estatisticamente diferentes, variando de 3,5 a 4,0 μm , enquanto os reembasadores apresentaram valores médios de 0,7 a 4,4 μm . Houve diferença significativa entre os materiais reembasadores rígidos diretos e indiretos. Para os materiais macios auto e fotopolimerizáveis, os valores obtidos variaram de 0,7 a 3,5 μm . Para os autores, a rugosidade apresentada por todos os materiais avaliados (valores maiores que 0,7 μm) promove um maior acúmulo de placa, uma vez que ultrapassa o limiar de 0,2 μm , valor no qual nenhuma aderência bacteriana poderia ser esperada.

Hiti et al.³⁸, em 2001, avaliaram a efetividade da irradiação por micro-ondas na desinfecção de recipientes para armazenagem de lentes de contato contaminados com trofozoitos e cistos de *Acanthamoeba*. Três diferentes espécies de *Acanthamoeba* (*A. comandoni*, *A. castellani* e *A. hatchetti*) foram cultivadas em dois tipos de estojos de armazenamento (Essilor e Titmus Washer). Uma alíquota de 100 μL da suspensão trofozoito (10^6 ufc/mL) de cada espécie foi inoculada nos estojos Essilor. Cistos de cada espécie foram inoculados nos estojos Titmus Washer, os quais foram preenchidos com 8 mL de cloreto de sódio. Foi também avaliado o efeito das micro-ondas sobre cistos de *Acanthamoeba* totalmente desidratados. Em seguida, cada estojo foi colocado em diferentes partes do prato rotatório do forno de micro-ondas e individualmente irradiado a 600W durante 3, 5 e 8 minutos. Após a irradiação, as amostras previamente inoculadas nos estojos foram semeadas em placas de Petri por meio de swab estéril. Todas as placas foram incubadas a 30°C por 14 dias. O crescimento de amebas foi observado diariamente em microscópio de contraste de fase. Os resultados demonstraram que, tanto os trofozoitos, como os cistos de todas as espécies avaliadas, foram efetivamente inativados pelo tratamento em micro-ondas, independentemente do tempo de irradiação e do tipo de estojo utilizado. Análise microscópica revelou ruptura celular. Os experimentos controle realizados com cistos desidratados resultaram em crescimento das espécies *A. castellani* e *A. hatchetti*, independente do período de irradiação. Os autores concluíram que a irradiação por micro-ondas é um

método efetivo, simples e de baixo custo para inativação de *Acanthamoeba* em estojos de lentes de contato.

Matsumura et al.⁵³, em 2001, avaliaram clinicamente, após 1 ano de utilização, uma resina acrílica quimicamente ativada indicada para reembasamento imediato (Tokuso Rebase). Para o estudo, 50 pacientes foram selecionados e tiveram suas próteses reembasadas. A adaptação das próteses foi avaliada com um material elastomérico siliconado. Previamente ao reembasamento, as superfícies a serem reembasadas foram desgastadas com instrumento rotatório e, então, condicionadas com adesivo à base de diclorometano. Todas as próteses foram avaliadas imediatamente e após 1 ano do reembasamento, quanto à descoloração, fratura, adaptação, manchamento e irritação aos tecidos orais. Após 1 ano de utilização clínica, o critério Alfa foi selecionado para 90% das próteses quanto ao manchamento e descoloração, 94% quanto à fratura ou separação do material reembasador, 96% quanto à adaptação e 100% quanto à irritação dos tecidos orais. Somente uma prótese foi considerada clinicamente inaceitável (critério Charlie) em decorrência de manchamento. Com base em um ano de utilização da prótese, os autores consideraram o Tokuso Rebase como um material confiável para o reembasamento.

Também no ano de 2001, Takahashi, Chai⁸⁶ avaliaram a resistência de união, por meio de testes de cisalhamento, entre diferentes resinas para bases de próteses e materiais reembasadores. Foram selecionados quatro polímeros de base (uma resina termoativada, uma processada em micro-ondas, uma resina fluida quimicamente ativada e uma fotoativada) e quatro resinas para reembasamento (duas quimicamente ativadas e duas fotoativadas). As resinas de base foram polimerizadas com o auxílio de um molde cilíndrico de gesso com dimensões de 10 mm de altura por 8 mm de diâmetro. Em seguida, os cilindros de material de base foram incluídos em resina acrílica para permitir a adaptação à máquina de ensaios. Após polimento com lixa de granulação 600, os corpos-de-prova foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas. Decorrido esse período, uma fita adesiva com orifício de 5 mm de diâmetro foi posicionada sobre a superfície de resina de base e um cilindro de teflon com 5 mm de diâmetro interno e 5 mm de altura foi posicionado sob o orifício. Os

materiais de reembasamento foram inseridos nos cilindros e polimerizados, seguindo as recomendações do fabricante. Previamente aos testes, todos os corpos-de-prova foram armazenados em água por 4 meses. Em seguida, 10 corpos-de-prova de cada grupo foram submetidos à termociclagem. A média de resistência de união entre os polímeros de base e os materiais reembasadores variaram do menor valor entre a base da resina Triad e o material Rebaron (4,7 MPa) ao maior valor entre Palapress e Rebaron (15,2 MPa). A resistência de união entre os polímeros reembasadores e o material de base Triad foi geralmente menor que com os outros materiais de base. De acordo com os autores, esses resultados poderiam ser atribuídos à alta quantidade de ligações cruzadas do material Triad, que apresenta em sua composição uretanodimetacrilato e copolímero acrílico. Os autores concluíram que o tipo de polímero do material de base e do material reembasador pode ter influenciado os resultados de resistência de união.

Yatabe et al.⁹⁹, em 2001, avaliaram o efeito de um agente redutor sobre a inibição da camada superficial de oxigênio de uma resina indicada para reembasamento imediato contendo o agente de ligação cruzada 1,6 hexanediol dimetacrilato. A presença de oxigênio em grande quantidade pode inibir ou retardar a polimerização do material, culminando na formação de uma camada superficial não polimerizada, a qual pode influenciar negativamente as propriedades da resina acrílica. Os corpos-de-prova foram polimerizados nas seguintes condições: sem contato com o ar (controle); polimerização a 37°C por 10 minutos, na presença do ar e polimerização a 37°C por 10 minutos, sendo que essas amostras foram imersas em uma solução contendo o agente redutor sulfito de sódio a 1% por 1 minuto, 5 ou 15 minutos. Os resultados demonstraram um aumento na resistência mecânica e uma redução da camada não polimerizada após adição do agente redutor e esta redução foi maior quanto maior o tempo de imersão das amostras no agente redutor. Segundo os autores, esse fato estaria relacionado ao grau de polimerização do material que aumenta com o tempo de aplicação do agente redutor. Ainda foi observado que as amostras do grupo controle apresentaram valores de resistência à flexão e módulo de elasticidade significativamente maiores que as amostras polimerizadas ao ar sem a aplicação do agente redutor. Dessa forma, os

pesquisadores concluíram que a camada superficial não polimerizada compromete negativamente a propriedade mecânica de resistência à flexão da resina avaliada.

No estudo de Jagger et al.⁴⁰, em 2002, foi avaliada a efetividade de sete limpadores de prótese na remoção do manchamento produzido pelo chá em uma resina acrílica (Perspex). Inicialmente, as amostras foram imersas em saliva com o objetivo de formar uma película e facilitar a absorção dos corantes. Em seguida, as amostras de resina acrílica foram imersas em uma combinação de clorexidina e chá. Logo após, estas foram expostas, por 5 minutos, a sete limpadores de prótese. A imersão em água foi utilizada como grupo controle. A alteração de cor foi mensurada por meio de um espectrofotômetro. Os limpadores contendo hipoclorito alcalino apresentaram a maior capacidade de remover as manchas da resina acrílica, proporcionando também um efeito branqueador. Irregularidades e porosidades presentes na superfície da prótese desempenharam um papel importante na redução da atividade dos limpadores e, conseqüentemente, aumento do manchamento e da retenção de biofilme.

De acordo com Paul et al.⁶⁴, em 2002, o uso dos espectrofotômetros elimina a falta de padronização existente na avaliação visual da tonalidade dos dentes humanos. Nesse estudo, a cor do terço médio de 30 incisivos centrais superiores foi mensurada pelo método visual por três operadores, utilizando-se a escala de cores Vita Clássica. Os mesmos dentes foram medidos por meio de um espectrofotômetro. Na avaliação humana, foi selecionada a mesma cor pelos três operadores somente em 26,6% dos casos. Essa porcentagem foi aumentada para 83,3% com o uso do espectrofotômetro. Os resultados sugerem que a análise espectrofotométrica é mais precisa e reprodutível, em comparação com a avaliação visual humana.

O objetivo do estudo de Torres et al.⁸⁸, em 2002, foi avaliar a relação entre o nível de fluxo salivar (SFRs) e a quantidade de *Candida* spp. em pacientes com xerostomia. Foram selecionados 112 pacientes do Hospital da Universidade Federal do Rio de Janeiro que, ao responderem um questionário de saúde, relataram apresentar pelo menos um dos sintomas associados à xerostomia. Amostras de saliva foram coletadas dos pacientes no período das 9 às 11 horas da manhã. O nível de fluxo salivar inferior a 1,0 mL/min foi

considerado como hipossalivação. As amostras coletadas foram aquecidas durante 2 minutos a 55°C para desagregação dos componentes da saliva. Em seguida, as amostras foram homogeneizadas em agitador e alíquotas de 0,1 mL das soluções resultantes foram semeadas em placas de Chromagar incubadas por 72 horas. De acordo com os resultados, a hipossalivação estava presente em 58% dos pacientes, dos quais 67,9% apresentavam colonização por *Candida* spp. Foi demonstrado que, nos pacientes com quantificação de *Candida* spp. igual ou superior a 400 ufc/mL, quanto menor o fluxo salivar, maior o número de colônias. Além disso, os pacientes do gênero masculino apresentaram nível de fluxo salivar superior em relação ao gênero feminino, independentemente do uso de medicamentos ou da presença de doenças sistêmicas. Não houve relação significativa entre a quantidade de *Candida* spp. e o gênero ou a idade dos pacientes. A presença de colonização mista por diferentes espécies de *Candida* foi observada em 28% dos pacientes, sendo a *C. albicans* a mais freqüente (84,8%). Os autores concluíram que, nos pacientes com valores elevados de ufc/mL, houve uma relação inversa entre o fluxo salivar e a quantidade de *Candida* spp.

A relação entre a presença de *C. albicans* e a estomatite protética foi avaliada por Barbeau et al.⁸, em 2003. Foram selecionados 68 usuários de próteses totais superiores. O tipo de estomatite protética foi determinado de acordo com a classificação de Newton bem como por uma classificação modificada, desenvolvida pelos autores. Essa última classificação foi utilizada para determinar tanto o tipo de estomatite protética quanto a extensão da inflamação nos tecidos acometidos por essa patologia. Para a avaliação clínica, foram realizadas três fotografias da região palatina de cada paciente. As leveduras foram coletadas da mucosa palatina e da superfície interna das próteses com *swab* oral. As culturas das suspensões obtidas dos *swabs* foram realizadas em ágar Sabouraud. Para isolar as leveduras, foi adicionado cloranfenicol aos meios de cultura Sabouraud e Lee. As colônias isoladas foram congeladas a -80°C. Para a identificação das espécies de *Candida*, alíquotas das suspensões das colônias isoladas foram cultivadas em meio cromogênico (ChromAgar). Para a diferenciação final das espécies, as suspensões também foram submetidas à avaliação por um sistema comercial de identificação (ID

Candida). Os resultados demonstraram que a presença de leveduras nas próteses não foi associada à estomatite protética de acordo com a classificação de Newton. Os maiores números de colônias e índices de placa nas próteses foram associados à maior extensão de inflamação, independentemente do tipo de estomatite protética segundo a classificação de Newton. A presença de *C. albicans* e da associação de mais de uma espécie de *Candida* foi observada mais comumente nos usuários de próteses totais com estomatite protética. As espécies mais associadas com a *C. albicans* foram *C. tropicalis* e *C. glabrata*. A utilização contínua das próteses e o fumo foram considerados fatores de risco associados à extensão da inflamação observada nos pacientes com estomatite protética. Os autores concluíram que a presença de leveduras nas próteses foi significativamente relacionada à extensão da inflamação e não ao tipo de estomatite protética segundo a classificação de Newton. Foi sugerido que a colonização por *Candida* spp. foi favorecida pelo processo de inflamação causado pela estomatite protética e que, portanto, deveria ser considerada no diagnóstico e tratamento dessa doença.

O objetivo do estudo realizado por Haywood et al.³⁷, em 2003, foi comparar a efetividade e a durabilidade clínica de três resinas acrílicas rígidas, indicadas para reembasamento imediato (Tokuso Rebase, Total Hard e Kooliner). Trinta próteses foram reembasadas, sendo 16 superiores e 14 inferiores. A coleta de dados clínicos foi realizada previamente ao reembasamento, imediatamente após o reembasamento e nos controles de 3, 6 e 12 meses. Todos os materiais apresentaram capacidade satisfatória em readaptar as bases de próteses aos seus tecidos de suporte. A resina Tokuso Rebase apresentou os menores tempos de trabalho e polimerização e a maior estabilidade de cor e resistência ao manchamento. Devido ao seu alto grau de escoamento, a resina Kooliner apresentou dificuldades de utilização clínica. O material Total Hard apresentou o maior tempo de polimerização e a menor resistência ao manchamento. Esse material também exibiu os maiores índices de perda de material por união deficiente com a base. De forma geral, a resina Tokuso Rebase apresentou os melhores resultados após utilização clínica.

Lai et al.⁴⁹, em 2003, compararam a estabilidade de cor, resistência ao manchamento e sorção de água de quatro materiais utilizados

para reprodução do tecido gengival dos pacientes. Foram confeccionadas 45 amostras cilíndricas dos materiais avaliados (Gingivamoll, Flexite Supreme, QC-20 e Vertex). Dez amostras de cada material foram avaliadas por meio de um espectrofotômetro após 7, 14, 30, 60, 120 e 180 dias de imersão em café, chá ou água ou após exposição ao ar. Cinco amostras de cada material foram utilizadas para avaliar a sorção de água após 56 dias. Os dados de alteração de cor e diferenças de peso foram analisados pela análise de variância de medidas repetidas e pelo teste de comparações múltiplas de Scheffe. Os resultados demonstraram que a solução de café produziu os maiores valores de descoloração no material à base de silicone, seguido pela copoliamida e pelas resinas acrílicas. Já, após a imersão em chá, a copoliamida obteve as maiores alterações de cor. Todos os materiais avaliados foram relativamente estáveis ($\Delta E < 2$) após imersão em água ou exposição ao ar por 6 meses. A copoliamida mostrou os maiores valores de sorção de água, enquanto o silicone adsorveu a menor quantidade de água. As alterações de cor obtidas após imersão em café por 180 dias foram consideradas inaceitáveis clinicamente.

Schulze et al.⁸⁰, em 2003, avaliaram as alterações de cor e a microdureza de compósitos autopolimerizáveis ou fotopolimerizáveis em função do envelhecimento acelerado por meio de exposição à luz. Após a mensuração dos valores iniciais de dureza e de cor, as amostras foram expostas ao envelhecimento acelerado por 122 h a 150 kJ/m². A microdureza e a cor foram novamente determinadas após o tratamento. Todos os materiais apresentaram um aumento significativo na dureza após envelhecimento. Comparando-se as alterações de dureza (em %) dos materiais autopolimerizáveis, não foram encontradas diferenças estatisticamente significantes. Alterações de cor perceptíveis podem ser observadas para todos os materiais. Três marcas apresentaram uma variação de cor de 1,6 a 2,2, enquanto quatro compósitos apresentaram ΔE variando de 6,2 a 15,5. Não foi estabelecida nenhuma correlação significativa entre valores de dureza e de alteração de cor. Os resultados sugerem que os materiais fotopolimerizáveis apresentaram maior resistência às alterações de cor após envelhecimento acelerado quando comparado com os materiais autopolimerizáveis.

A eficácia de hipoclorito de sódio e sabão de coco na redução da estomatite protética, *Streptococcus mutans* e *Candida albicans*, foi proposta por Barnabé et al.⁹, em 2004. Foram selecionados 28 pacientes portadores de prótese total superior, os quais foram divididos em dois grupos: instruídos a higienizar suas próteses com sabão de coco, seguido de imersão em água destilada por 10 minutos – grupo controle; e higienização da prótese com sabão de coco e imersão em solução de hipoclorito de sódio 0,05% por 10 minutos. Quinze dias antes do início do experimento, o biofilme das próteses foi coletado e avaliação da mucosa segundo a classificação de Newton foi realizada para verificação de alterações de mucosa. Os tratamentos foram instituídos por 15 dias e, após este período, novas mensurações de biofilme (com isolamento de *C. albicans* e *S. mutans*) e avaliação da mucosa foram realizadas. Dezenove pacientes apresentaram lesões clínicas características de estomatite protética antes do tratamento. O 1º teste microbiológico mostrou uma elevada taxa de *Candida* sp., isolada em 20 pacientes associada com uma grande quantidade de *S. mutans*. Na 2º avaliação, somente três pacientes mostraram lesões características de estomatite protética. Houve redução de *C. albicans* em 16 pacientes e *S. mutans* em 10 pacientes, sem diferença significativa nos dois grupos. O protocolo de limpeza instituído provocou redução significativa da estomatite protética para ambos os grupos, sem diferença entre os tratamentos.

Botega et al.¹⁷, em 2004, avaliaram os efeitos da escovação na superfície de dois materiais para reembasamento resilientes (Eversoft/Myerson e Dentuflex/Medrano), usando três diferentes escovas dentais. Foram confeccionadas 15 amostras de cada marca comercial de resina, as quais foram divididas em seis grupos. Para o ensaio de escovação, foi utilizada uma máquina que realizava movimentos lineares numa velocidade de 250 ciclos/minuto. Foram realizados 30.000 ciclos com as amostras imersas em uma solução de água destilada/dentifrício, numa proporção de 1:1 em massa. Foram realizadas leituras de rugosidade superficial, antes e após os ensaios de escovação. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey. Antes da escovação, Eversoft apresentou os menores valores de rugosidade quando comparado ao Dentuflex. Entretanto, nenhuma diferença foi encontrada após a escovação, devido ao aumento dos valores de rugosidade do Eversoft e a

diminuição dos valores do Dentuflex. Após a escovação, houve diferenças estatisticamente significantes entre a escova PHB e a Tek. No entanto, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes para os valores de rugosidade produzidos pelas escovas PHB e Johnson. Após a simulação de 3 anos de escovação, os resultados foram similares para todos os materiais e para todas as escovas.

O objetivo do estudo de Eliades et al.³², em 2004, foi avaliar a estabilidade de cor de adesivos fotopolimerizáveis ou autopolimerizáveis submetidos ao fotoenvelhecimento artificial. Amostras em forma de disco (n=60) foram avaliadas antes e após o fotoenvelhecimento artificial utilizando um protocolo recomendado pela ISO. Todos os adesivos mostraram alteração de cor que, em alguns casos, ultrapassou o limite clinicamente aceitável. A extensão das alterações de cor dos sistemas de colagem pode contribuir para a descoloração do esmalte após o tratamento ortodôntico.

A revisão de literatura apresentada por Joiner⁴³, em 2004, agrupou artigos relacionados à cor dos dentes e as diversas formas de mensuração dessa propriedade. O autor concluiu que a cor e aparência dos dentes é um fenômeno complexo, influenciado pelas condições de iluminação, translucidez, opacidade, dispersão da luz e brilho. Além disso, o olho humano e o cérebro também influenciam a percepção global da cor. É possível mensurar a cor por meio de métodos visuais, espectrofotometria, colorimetria e análise computadorizada de imagens digitais.

Keyf, Etikan⁴⁵, no mesmo ano, avaliaram as alterações de brilho de duas resinas acrílicas (Meliodent, termopolimerizável e autopolimerizável) decorrentes da imersão em quatro diferentes soluções (café, cola, chá e suco de cereja), sendo a água, utilizada como controle. Foram confeccionadas 36 amostras de cada material. As amostras foram divididas em cinco grupos. Antes da imersão nas soluções, a primeira mensuração do brilho foi feita no centro de cada amostra. Após as primeiras mensurações, as amostras foram colocadas na suas soluções testes. Cada amostra foi imersa totalmente na solução durante 30 minutos por dia, porém suspensas por um fio para que não tivessem contato com o recipiente ou com outras amostras. Novas soluções foram feitas a cada dia. Decorrida a imersão, as amostras foram lavadas com água durante 2

minutos, sendo em seguida, colocadas em água à 37°C. Depois de 45 dias (6 semanas), as amostras foram lavadas com água durante 2 minutos e foi feita a segunda mensuração. A terceira mensuração foi realizada após 135 dias (12 semanas). A mensuração de brilho foi realizada a 20° e a 60°. Os autores observaram alteração de brilho em todas as amostras após 135 dias. Todas as soluções avaliadas causaram alterações no brilho das resinas acrílicas, sendo que o suco de cereja provocou as menores alterações, enquanto que o chá causou as maiores mudanças nos valores de brilho.

A rugosidade superficial é uma propriedade extremamente importante, pois influencia o acúmulo de micro-organismos e, conseqüentemente, a saúde bucal. O objetivo do estudo de Rahal et al.⁶⁸, em 2004, foi avaliar a influência do polimento mecânico (MP) e polimento químico (CP) na rugosidade superficial de quatro resinas acrílicas termopolimerizáveis para base de prótese. Foram confeccionadas 20 amostras em forma de disco para cada uma das seguintes resinas acrílicas: Clássico (CL), QC 20 (QC), Acron MC (AC) e Onda Cryl (ON). Após a polimerização, as amostras foram subdivididas em dois grupos: MP, que recebeu polimento mecânico; e CP, que recebeu polimento químico. A rugosidade superficial foi mensurada utilizando-se um rugosímetro Surf Corder SE 1700. Os dados coletados foram analisados estatisticamente pela análise de variância seguida pelo teste de Tukey. Foram obtidas as seguintes médias de rugosidade (em μm): CL-MP: 0,0350; CL-CP: 0,2298; QC-MP: 0,0307; QC-CP: 0,1792, AC-MP: 0,0312; AC-CP: 0,2700; ON-MP: 0,0321; ON-CP: 0,2949. Pode-se concluir que o polimento mecânico produziu superfícies significativamente mais lisas do que o polimento químico. A rugosidade superficial produzida pelo polimento mecânico não foi influenciada pelo tipo de resina acrílica. O mesmo não aconteceu após polimento químico.

Richmond et al.⁷¹, em 2004, avaliaram a resistência à abrasão e a rugosidade da superfície de dois materiais de base utilizados pela técnica de injeção (SR-Ivocap "Plus" e Ipsyl 60 RV) e um material utilizado na técnica de moldagem por compressão (Trevalon). Um quarto grupo de amostras preparadas com a resina Trevalon, empregando a técnica de moldagem por injeção, foi confeccionado para posteriores comparações com as amostras do tipo moldadas por compressão. Foram confeccionadas 10 amostras para cada

grupo, as quais foram armazenadas por 7 dias a 37°C. A máquina de escovação utilizada realiza cerca de 320 ciclos/minuto. Os autores optaram pela escova dental Oral B-40 e por um dentífrício a base de carbonato de cálcio, diluído em água destilada na proporção de 1:1. Cada amostra foi pesada antes da realização do teste de escovação. Foram realizadas pesagens a cada 20.000 escovações, até serem realizados 100.000 ciclos, totalizando cinco pesagens em cada amostra. Para análise das alterações superficiais provocadas pela escovação, foi utilizada a medida de rugosidade superficial antes e depois dos ensaios de escovação. Os resultados não revelaram diferença estatisticamente significativa entre os três grupos de materiais. Quanto à perda percentual em massa não houve diferença estatisticamente significativa entre as amostras de resina Trevalon quando injetadas ou prensadas. O material de base SR Ivocap "Plus" obteve a menor rugosidade dos três grupos, enquanto a resina Ipsyl RV 60 apresentou os maiores valores de rugosidade. Além disso, não houve diferença estatisticamente significativa entre as amostras injetadas ou prensadas da resina Trevalon quanto à textura superficial.

O objetivo de Takeuchi⁸⁷, ainda em 2004, foi avaliar a translucidez da resina composta, em função do efeito do selamento superficial, da exposição à fumaça de cigarro e da escovação. Para tanto, 40 corpos-de-prova (10 mm X 1 mm) foram confeccionados com resina composta Filtek Z250 divididos aleatoriamente em 4 grupos (n=10), sendo: G1 – controle (saliva artificial e sem selante); G2 – saliva artificial e com selante (Protect-it); G3 – cigarro e sem selante e G4 – cigarro e com selante. Os corpos-de-prova foram submetidos à avaliação da translucidez em diferentes tempos: T1: imediatamente após a confecção; T2 : após o polimento; T3 : após o selamento (G2 e G4); T4: após o 1º tratamento (10 dias imersos em saliva artificial ou manchados por 200 cigarros); T5: após serem submetidos a 1ª escovação (850 ciclos); T6: após o 2º tratamento (10 dias imersos em saliva artificial ou manchados por 200 cigarros); T7: após serem submetidos a 2ª escovação (850 ciclos); T8: após o 3º tratamento (10 dias imersos em saliva artificial ou manchados por 200 cigarros); T9: após serem submetidos a 3ª escovação (850 ciclos). Os valores de translucidez foram obtidos no aparelho JOUAN e analisados estatisticamente pela ANOVA e pelos testes de Mann-Whitney, Kruskal-Wallis, Friedman e Tukey.

Observou-se que o selamento não provocou alteração significativa da translucidez das amostras. A translucidez manteve-se constante nos G1 e G2. Para os G3 e G4, o cigarro provocou severo manchamento que foi removido parcialmente pela escovação. Concluiu-se que o selamento não promoveu melhora na translucidez com o tempo e nem protegeu contra manchamento, sendo que a escovação não restabeleceu a translucidez.

O objetivo do estudo de Baena-Monroy et al.⁵ (2005) foi avaliar a prevalência de *C. albicans*, *S. aureus* e *S. mutans* na mucosa palatina e na superfície interna das próteses totais de pacientes com e sem estomatite protética, bem como estabelecer fatores predisponentes dessa patologia. Para medir o pH salivar, amostras de 2 mL de saliva foram coletadas de 105 pacientes. Além disso, o material presente na mucosa palatina e na superfície interna das próteses totais superiores dos pacientes foi coletado com algodão estéril. Para o isolamento e a identificação de *C. albicans*, foi utilizado um meio cromogênico (CandiSelect) específico para crescimento de fungos. Os meios seletivos selecionados para o isolamento e a identificação de *S. aureus* foram ágar Chapman ou ágar manitol salgado. Após essa identificação, foram realizados testes de catalase e coagulase. A identificação de *S. mutans* foi realizada em placas de Petri contendo ágar mitis salivarius. Todas as placas foram incubadas a 37°C por 48 horas. Colônias viáveis de *C. albicans* foram observadas nas placas referentes à mucosa palatina de 54 pacientes, dos quais 43 apresentavam estomatite protética. As culturas em CandiSelect também demonstraram a presença desse microrganismo na superfície interna de 70 próteses. O *S. aureus* foi isolado da mucosa palatina de 55 pacientes, dos quais 42 apresentavam estomatite protética. Esse microrganismo também foi isolado da superfície interna de 52 próteses. As culturas da mucosa palatina de 71 pacientes demonstraram a presença de *S. mutans*, e apenas 8 apresentaram estomatite protética. Os resultados também demonstraram elevada acidez do pH da saliva nos pacientes com estomatite protética, bem como nos indivíduos que adotavam dieta rica em carboidratos. A presença simultânea de *C. albicans* e *S. aureus* foi observada na mucosa palatina de 39 pacientes dos 50 que apresentavam estomatite protética. A estomatite protética e a colonização microbiana da mucosa palatina e das próteses foram encontradas

preferencialmente em mulheres, portadores de diabetes mellitus e de hipertensão arterial. Esses resultados demonstraram a etiologia multifatorial da estomatite protética. Os autores concluíram que o tratamento da estomatite protética deveria reduzir tanto a presença de fungos quanto a de bactérias, uma vez que foi observada a presença de biofilmes mistos nas culturas referentes à mucosa palatina e à superfície interna das próteses totais de pacientes com essa patologia.

Bagheri et al.⁶, em 2005, avaliaram o grau de manchamento de materiais resinosos e de cimentos de ionômero de vidro após imersão em diferentes soluções corantes e em soluções que simulam alimentos. Foram confeccionadas amostras em forma de disco de seis materiais restauradores diferentes (Durafil, Charisma, F2000, Fuji IX, Fuji II LC e Photac Fil). Após o polimento, todas as amostras foram imersas em água destilada a 37°C durante 1 semana. Em seguida, os corpos-de-prova foram imersos nas soluções que simulam os alimentos (água, etanol a 10%, Crodamol GTCC) e logo após foram armazenados nas soluções corantes (vinho tinto, café, chá, molho de soja e cola) durante mais duas semanas. Parâmetros de cor (CIELAB) foram mensurados por um espectrofotômetro após cada tratamento. A água destilada não causou nenhuma alteração perceptível. Todos os materiais foram suscetíveis ao manchamento especialmente pelo café, vinho tinto e chá. Fuji IX mostrou a menor susceptibilidade ao manchamento e F2000, a maior.

Guler et al.³⁶, também em 2005, avaliaram o manchamento de uma resina composta provisória autopolimerizável (Protemp II), uma resina composta provisória fotopolimerizável (Revotek LC), uma resina composta microparticulada (Micronew) e resinas compostas microhíbridas (Filtek Z250 e Herculite XRV) quando expostas a diferentes soluções (água, café, café com açúcar, chá, chá com açúcar, café cremoso com açúcar, cola, vinho tinto e suco de cereja ácido). Foram confeccionados 45 corpos-de-prova usando uma matriz metálica circular. Cada material foi utilizado de acordo com as recomendações dos fabricantes. Após a confecção, os corpos-de-prova foram colocados em água destilada à 37°C durante 24 horas. A cor de cada grupo foi mensurada com colorímetro usando os padrões L* a* b*. As mensurações foram repetidas três vezes para cada amostra. Depois de cada mensuração, cada amostra foi

armazenada por 24 horas nas diferentes soluções de manchamento de acordo com cada grupo. Em seguida, as amostras foram lavadas com água destilada por 5 minutos e secas antes da nova mensuração de cor. Entre os resultados, os autores observaram que o material microparticulado foi o mais estável dentre os avaliados. Já a resina fotopolimerizável apresentou a maior alteração de cor dentre todos os materiais. Houve mudanças de cor das resinas microparticulada, microhíbrida e autopolimerizável quando imersas nas soluções de café com/sem açúcar, chá com/sem açúcar e vinho tinto. Já a resina fotopolimerizável sofreu alteração de cor quando imersa em café cremoso com açúcar e chá sem/com açúcar, café com/sem açúcar e vinho tinto. Essas alterações foram perceptíveis visivelmente. A presença de açúcar no café ou no chá agravou a alteração de cor para as resinas fotopolimerizável e microhíbrida.

A resistência à abrasão por escovação e a rugosidade superficial foi avaliada por Mendonça et al.⁵⁶, em 2006. Os autores verificaram o efeito da escovação sobre a resistência à abrasão e sobre a rugosidade superficial de três resinas para reembasamento rígidas e uma resina termopolimerizável para base de prótese. Vinte e quatro corpos-de-prova (40x10x2mm) de cada material foram confeccionados e divididos em três grupos, sendo um controle, que não recebeu tratamento térmico. O segundo grupo recebeu tratamento térmico em água a 55°C por 10 minutos para as resinas de reembasamento e por 60 minutos para a resina termopolimerizável. Já, o terceiro grupo foi submetido à energia de micro-ondas a 650W por 4 minutos para o material Duraliner II, por 5 minutos a 550W para o material Kooliner, por 4 minutos a 550W para Tokuso Rebase e por 3 minutos a 500W para Lucitone. Após os tratamentos, os corpos-de-prova foram escovados em máquina específica, com solução 1:1 de água destilada e dentífrício Colgate Bicarbonato de sódio, realizando-se 20.000 ciclos de escovação, sob carga constante de 200 gramas. A escova dental utilizada foi a Tek, com cerdas duras. Antes e após o ensaio de escovação, os corpos-de-prova foram pesados até atingir massa constante e a rugosidade superficial também foi mensurada. Não houve diferença significativa na resistência à abrasão entre os três grupos para os materiais Duraliner, Kooliner e Lucitone. Entretanto, para o material Tokuso Rebase, a imersão em água e a irradiação em micro-ondas provocaram aumento na abrasão por escovação ($P < 0,05$)

comparada com o controle. Comparações dos resultados com o grupo controle mostraram que os materiais Duraliner e Tokuso apresentaram menor perda de massa que a resina Lucitone, a qual foi estatisticamente semelhante ao material Kooliner. Após os tratamentos de polimerização complementar, não houve diferença entre as médias de perda de massa para todos os materiais avaliados ($P > 0,05$). A rugosidade superficial do material Duraliner não foi influenciada pelos tratamentos, enquanto que Kooliner exibiu aumento da rugosidade comparada com o controle. A irradiação em micro-ondas resultou em aumento da rugosidade superficial mensurada antes e após o ensaio de escovação, para o material Tokuso Rebase e para Lucitone. A escovação promoveu aumento da rugosidade superficial em todos os grupos avaliados. O tratamento térmico não influenciou a rugosidade do material Lucitone.

Campanha et al.²², em 2007, investigaram os efeitos da irradiação por micro-ondas sobre células de *Candida albicans* por meio de parâmetros de contagem celular e de liberação de substâncias intracelulares. Para isso, foram obtidas culturas de *C. albicans* de 24 horas em meio de cultura Tryptic Soy Broth a partir de cepas padrão. As células foram centrifugadas, lavadas e resuspensas em 400 mL de água destilada gelada na concentração de 10^8 org/mL. Essa suspensão foi dividida em experimental e controle. A suspensão experimental (200 mL) foi colocada em um béquer de 500 mL contendo uma prótese total acrílica estéril e irradiada por micro-ondas durante 6 minutos a 650W. A suspensão controle não foi submetida à irradiação. Para ambas as suspensões, diluições seriadas foram realizadas para contagem celular em câmara de Neubauer, utilizando a entrada do corante azul de metileno como indicativo de alteração de permeabilidade de membrana. Alíquotas diluídas também foram semeadas em Sabouraud Dextrose Agar. Alíquotas não diluídas foram analisadas quanto à densidade óptica. Para a quantificação de substâncias liberadas, as células foram eliminadas das suspensões por centrifugação e filtração e a solução resultante foi liofilizada. O conteúdo liofilizado foi resuspenso em 5 mL de água destilada e analisado pelos métodos Microprote e Sensiprote, para quantificação de proteínas; potenciometria, para quantificação de Na^+ e K^+ ; Liquiform, para quantificação de Ca^{++} ; e densidade óptica a 260 nm, para quantificação de ácidos nucleicos. Todos os testes foram realizados em

duplicata e repetidos em 8 dias diferentes. Não foram encontradas diferenças entre as suspensões experimental e controle quando foram comparadas as suas médias de densidade óptica. As células da suspensão controle apresentaram-se íntegras, enquanto que as da suspensão experimental não apresentaram integridade de membrana, de acordo com a entrada de azul de metileno. Não foram observadas colônias viáveis de *C. albicans* nas placas de Petri da suspensão experimental, enquanto a suspensão controle apresentou contagem da ordem de 10^8 ufc/mL. A liberação de proteínas da suspensão experimental foi significativamente maior do que a da suspensão controle, tanto pelo sistema Microprote quanto para o sistema Sensiprote. A liberação de K^+ , Ca^{++} e ácidos nucléicos da suspensão experimental foi significativamente maior do que a da suspensão controle. Pela técnica de potenciometria, não foi detectada a presença de Na^+ em nenhuma das suspensões. Os autores concluíram que, para a maioria dos parâmetros utilizados, a suspensão experimental apresentou valores significativamente menores de contagem de células e maiores de substâncias liberadas. Entretanto, a irradiação por micro-ondas não causou redução na densidade óptica das células em suspensão.

O objetivo de Saraç et al.⁷⁸, em 2007, foi avaliar a estabilidade de cor de reembasadores macios e a efetividade de substâncias de limpeza de próteses após imersão dos materiais em corantes alimentícios em diferentes períodos de tempo. Foram utilizados neste estudo dois reembasadores macios (Viscogel e Mollosil). Foram confeccionadas 60 amostras em um molde de Teflon de 15 mm de diâmetro e 3 mm de espessura. Em seguida, as amostras foram armazenadas em água destilada por 24 horas a 37°C. Após as mensurações iniciais de cor, os corpos-de-prova foram divididos em três grupos de acordo com a solução de imersão: eritrosina, tartrazina e corante amarelo crepúsculo. As amostras foram imersas por 14 horas (2 horas x 7 dias). Em seguida, foi realizada a segunda mensuração de cor, sendo então, os corpos-de-prova divididos em dois subgrupos (n=5): imersos em solução de limpeza de prótese (Fittydent e Curadent Weekly) por 8 horas. Logo após, foi realizada a terceira mensuração de cor. As demais medições de cor foram feitas após 1, 2 e 3 meses. Mollosil apresentou valores médios de descoloração (ΔE) entre 0,81 e 2,66, enquanto o Viscogel mostrou ΔE variando entre 1,26 e 12,83. Viscogel

exibiu alteração de cor ligeiramente maior do que o Mollosil. Não houve diferença significativa entre os corantes alimentícios. Fittydent demonstrou menores valores de alteração de cor quando comparado com o Curadent.

Urban et al.⁹⁰, no mesmo ano, compararam o monômero residual (RM) de quatro resinas de reembasamento rígidas (Duraliner II – D, Kooliner – K, Tokuso Rebase Fast – TRF e Ufi Gel hard – UGH) e uma resina termopolimerizável convencional (Lucitone 550), a qual foi processada usando dois ciclos de polimerização (curto e longo). Também foi avaliado o efeito de dois tratamentos pós-polimerização no conteúdo de RM. Corpos-de-prova de cada material foram produzidos de acordo com as instruções dos fabricantes e divididos em três grupos: grupo 1: controle – sem tratamento; grupo 2: GII – tratamento pós-polimerização em micro-ondas; grupo 3: GIII – imersão em água a 55°C (resinas de reembasamento – 10 min.; resina de base – 60 min.). O conteúdo de RM foi analisado por cromatografia líquida (HPLC) e expressa como uma porcentagem de RM. Os resultados revelaram diferenças significativas entre todos os materiais, sendo que K>D>UGH>L>TRF. A imersão em água quente promoveu uma redução significativa no conteúdo de RM para todos os materiais avaliados comparados com o controle, com exceção das amostras de Lucitone. Os materiais K, UGH, TRF exibiram menores valores de RM após a irradiação em micro-ondas que as amostras do grupo controle. Os autores concluíram que a redução do RM pelo tratamento pós-polimerização pode favorecer as propriedades mecânicas e a biocompatibilidade dos materiais reembasadores e dos materiais de base de próteses.

Com o objetivo de avaliar a efetividade de diferentes tempos de irradiação por micro-ondas na desinfecção da resina rígida para reembasamento imediato Tokuso Rebase Fast, Mima et al.⁵⁷, em 2008, inocularam 240 corpos-de-prova (10 mm x 10 mm x 1 mm) com um dos seguintes micro-organismos: *Candida albicans*, *Staphylococcus aureus*, *Bacillus subtilis* e *Pseudomonas aeruginosa*. Após 48 horas de incubação a 37°C, os corpos-de-prova foram divididos em seis grupos (n=10), imersos em 200 mL de água e submetidos à irradiação em micro-ondas (650W) em um dos seguintes tempos experimentais: GI - 1 min.; GII - 2 min.; GIII - 3 min.; GIV - 4 min. e GV - 5 min. A seguir, 25 µL da suspensão resultante das diluições seriadas de 10⁻³ a 10⁻⁶ foram semeados

em placas de Petri, que foram incubadas a 37°C por 48 horas. Após a incubação, as colônias foram quantificadas em ufc/mL. Os corpos-de-prova irradiados ainda foram imersos em meio de cultura e incubados a 37°C por 7 dias e 44 corpos-de-prova foram preparados para microscopia eletrônica de varredura. De acordo com os resultados, todos os corpos-de-prova dos grupos III, IV e V demonstraram efetiva esterilização após a irradiação em micro-ondas. Para o grupo II, as amostras contaminadas com *C. albicans* também foram esterilizadas após a irradiação. Todos os corpos-de-prova do grupo I apresentaram crescimento microbiológico após incubação por 48 horas e 7 dias. A análise em microscopia eletrônica de varredura indicou alteração na morfologia celular dos micro-organismos presentes nas amostras esterilizadas. Os autores concluíram que a irradiação por micro-ondas durante 3, 4 e 5 minutos a 650W demonstrou ser um método efetivo de esterilização para resina reembasadora rígida.

O estudo de Oliveira et al.⁶¹, em 2008, avaliou a resistência à abrasão por escovação de resinas acrílicas utilizando diferentes dentifrícios após polimento químico ou mecânico. Foram confeccionadas 80 amostras de resina acrílica termopolimerizável (HP) ou autopolimerizável (AP). As amostras foram divididas em dois grupos: o primeiro grupo foi polido mecanicamente (MP) com pedra-pomes, e o segundo grupo foi quimicamente polido (CP), utilizando monômero aquecido. Após o polimento, as amostras foram submetidas a 30.000 ciclos de escovação. A rugosidade superficial foi mensurada após o polimento e após a escovação. Os dados foram analisados estatisticamente pela ANOVA (alfa=0,05). Houve diferenças significativas em termos de rugosidade superficial entre os dois tipos de polimento. Houve também diferenças significativas na rugosidade superficial entre escovação com dentifrício MFP e o dentifrício Tartar Control. Os autores concluíram que MP produziu superfícies mais lisas do que CP. A rugosidade superficial após os polimentos não foi influenciada pelo tipo de resina acrílica. Após a escovação, não foram observadas diferenças estatisticamente significantes na rugosidade superficial entre as resinas acrílicas polidas mecânica ou quimicamente.

A manutenção da cor ao longo da vida útil das restaurações é importante para a durabilidade do tratamento. O objetivo de Samra et al.⁷⁶, em

2008, foi avaliar a estabilidade de cor de cinco materiais restauradores estéticos, quando imersos em solução de café. Setenta e uma amostras (17 mm x 1 mm), divididas em cinco grupos, foram confeccionadas utilizando-se uma resina composta direta (Tetric Ceram, Ivoclar/Vivadent - G1), três resinas compostas indiretas (Targis, Ivoclar/Vivadent - G2; Resilab Master, Wilcos - G3; BelleGlass HP, Kerr - G4) e uma porcelana (IPS Empress 2, Ivoclar/Vivadent - G5). As amostras foram imersas em solução de café por 15 dias e armazenadas sob temperatura controlada de $37^{\circ}\text{C} \pm 1^{\circ}\text{C}$ no escuro. As avaliações foram feitas após 1, 7 e 15 dias por meio de espectrofotometria. Os dados foram submetidos à ANOVA ($P < 0,005$) e testes "post hoc". Foi observada diferença estatisticamente significativa entre G1/G3 e os outros grupos; G2/G4 e os outros grupos e G5 e todos os outros grupos. Concluiu-se que G1 e G3 apresentaram descoloração significativamente maior do que os outros grupos. G2 e G4 apresentaram pigmentação intermediária, enquanto G5 apresentou as menores alterações.

Belitz et al.¹⁰, em 2009, apresentaram uma descrição detalhada das variedades de café, sua origem, cultivo e processo de torrefação, incluindo a explanação sobre todos os seus constituintes químicos. Foram apresentados também os produtos derivados do café. Quanto ao chá, os autores detalharam as reações químicas que envolvem o processamento do chá. Além da composição, foram apresentadas informações sobre os chás verde, preto e mate. Da mesma forma que para o café, foram descritos os constituintes químicos dessa bebida, bem como todos os pigmentos presentes nas folhas dos chás e os formados durante o seu processamento.

O estudo de Bonatti et al.¹⁵, em 2009, avaliou o efeito de diferentes ciclos de polimerização em micro-ondas na alteração de cor de uma resina para base de prótese polimerizada por micro-ondas após envelhecimento acelerado e imersão em diferentes tipos de bebidas. As amostras de resina acrílica rosa claro foram divididas em três grupos de acordo com o ciclo de polimerização: (A) 500W por 3 minutos, (B) 90W durante 13 minutos + 500W por 90 segundos, e (C) 320W durante 3 minutos + 0W por 4 minutos + 720W por 3 minutos. Os grupos controle foram uma resina acrílica termopolimerizável (T) e uma resina quimicamente ativada utilizada para reparo (Q). Oito amostras de

cada grupo foram submetidas ao envelhecimento artificial e avaliadas após 20, 192 e 384 horas. Adicionalmente, 40 amostras de cada grupo foram imersas em água, café, chá, cola, ou vinho tinto e avaliadas após 1, 12 e 36 dias. A cor das amostras foi mensurada por um espectrofotômetro antes e após o envelhecimento ou a imersão. As alterações de cor (ΔE) foram analisadas por ANOVA e pelo teste t de Bonferroni ($\alpha=0,05$). As médias de alteração de cor ($\pm SD$) obtidas após 384 horas de envelhecimento acelerado foram (A) $2,51 \pm 0,50$; (B) $3,16 \pm 1,09$; (C) $2,89 \pm 1,06$; (T) $2,64 \pm 0,34$; e (Q) $9,03 \pm 0,40$. O grupo Q apresentou ΔE significativamente maior que os demais grupos. A alteração de cor das amostras imersas foi significativamente influenciada pelas soluções e pelo tempo, mas os cinco grupos apresentaram valores semelhantes. As médias de ΔE após 36 dias de imersão de acordo com a solução foram as seguintes: $1,4 \pm 0,8$ (água); $1,3 \pm 0,6$ (café); $1,7 \pm 0,5$ (chá); $1,4 \pm 0,7$ (cola) e $10,2 \pm 2,7$ (vinho tinto). As alterações de cor da resina avaliada não foram afetadas pelos diferentes ciclos de polimerização após envelhecimento acelerado ou imersão em bebidas. Estas alterações foram semelhantes às obtidas pela resina termopolimerizável, mas menores do que às observadas para a resina autopolimerizável após envelhecimento acelerado.

A estabilidade de cor é uma importante propriedade das resinas acrílicas para base de prótese. As alterações de cor indicam danos ou envelhecimento dos materiais dentários. No entanto, existe pouca informação disponível sobre a influência de soluções de limpeza de prótese sobre a estabilidade de cor das resinas acrílicas. Hong et al.³⁹, em 2009, determinaram a influência das soluções de limpeza de prótese (hipoclorito, peróxido alcalino, peróxido neutro com enzima, enzima, íons de prata e apatita, ácidos) sobre a estabilidade de cor de 3 diferentes tipos de resina acrílica. Foram avaliadas: uma resina acrílica termopolimerizável (HP) para base de prótese (Acron), uma resina acrílica autopolimerizável (AP) rígida para reembasamento direto (Denture Liner) e uma resina acrílica fotopolimerizável (VLP) rígida também para reembasamento direto (Tokuso Lite-Rebase). Cinco amostras de cada material (10 x 10 x 2 mm) foram imersas em uma das nove soluções comerciais para higienização de próteses ou em água destilada (controle). As mudanças de cor foram aferidas com um colorímetro e avaliadas utilizando o sistema CIELAB. Os

dados foram analisados utilizando ANOVA e o teste de Student-Newman-Keuls (alfa=0,05). Os autores observaram diferenças significativas entre as resinas acrílicas e as soluções de limpeza de prótese em termos de alteração de cor após 365 dias. Os valores de ΔE , para todas as resinas acrílicas para base de prótese, aumentaram com o tempo. O ΔE da resina acrílica AP foi maior do que o das outras resinas. A menor descoloração foi encontrada com a solução de limpeza ZTC (tipo ácido). A influência do peróxido alcalino (Steradent) sobre a estabilidade de cor das resinas acrílicas HP e AP foi significativamente maior ($P < 0,05$) do que o das outras soluções de limpeza. Estes resultados sugerem que a estabilidade de cor das resinas acrílicas para base de prótese é influenciada pelo tipo de polimerização e pelo tipo de solução de limpeza de prótese utilizada.

Ainda em 2009, Novais et al.⁶⁰ realizaram um estudo com o objetivo de determinar o efeito da irradiação em micro-ondas na porosidade de reembasadores rígidos diretos (Kooliner – K, New Truliner – NT, Tokuso Rebase Fast – TR e Ufi Gel Hard – UGH) e de uma resina acrílica convencional (Lucitone 550). Corpos-de-prova foram obtidos a partir da impressão da superfície palatal de um indivíduo e divididos em quatro grupos. As amostras foram avaliadas após a polimerização (C1), após dois ciclos de desinfecção em micro-ondas por 6 minutos a 650W (MW2), após sete ciclos de desinfecção em micro-ondas utilizando o mesmo tempo e potência (MW7) e após 7 dias de armazenamento em água a 37°C. A análise da porosidade foi realizada por micrografia digital e microscopia eletrônica. Sete ciclos de desinfecção resultaram em aumento significativo no número de poros do material K, mas diminuíram o número nos materiais TR e UGH. O número de poros nos materiais NT e L não foram afetados após a desinfecção em micro-ondas. Dessa forma, os autores concluíram que diferenças na porosidade entre materiais e para as diferentes condições experimentais foram observadas após a desinfecção em micro-ondas.

A eficácia clínica de dois tempos de irradiação em micro-ondas na desinfecção de próteses totais foi avaliada por Ribeiro et al.⁶⁹ em 2009. Foram coletadas amostras de biofilmes de próteses, de 30 pacientes, os quais foram divididos aleatoriamente em dois grupos experimentais de 15 indivíduos cada: Grupo 1- pacientes tiveram sua prótese irradiada por 3 min. (650W), Grupo 2-

pacientes tiveram sua prótese irradiada por 2 min. (650W). Amostras do biofilme das próteses foram coletadas com *swabs*, antes (superfícies do lado esquerdo) e depois (superfícies do lado direito) da irradiação em micro-ondas. Todo material microbiano foi plaqueado em meios seletivos para *Candida* spp., *Staphylococcus* spp., mutans streptococci e em um meio não seletivo. Após incubação (48h/37°C), o número de unidades formadoras de colônias (ufc/mL) foi contado. Os micro-organismos que cresceram em meios seletivos foram identificados utilizando métodos bioquímicos. Os dados foram analisados estatisticamente pelo teste de Kruskal-Wallis, seguido pelo teste de Dunn's (alfa=0,05). A irradiação de micro-ondas por 3 min. (Grupo 1) resultou na esterilização de todas as próteses avaliadas. Após a irradiação em micro-ondas por 2 min. (Grupo 2) foi obtida uma diminuição significativa de *Candida* spp. ($P=0,0062$), *Staphylococcus* spp. ($P=0,0178$), mutans streptococci ($P=0,0047$) e das espécies não identificadas ($P<0,0001$), em comparação com as ufc/mL obtidas antes da irradiação. As colônias que cresceram após irradiação de micro-ondas por 2 min. foram identificadas como *Candida albicans*, *Staphylococci* não-aureus e *Streptococcus mutans*. A irradiação de micro-ondas por 3 min. pode ser um tratamento potencial para evitar a contaminação cruzada.

O estudo de Sanitá et al.⁷⁷, também em 2009, avaliou a efetividade da irradiação por micro-ondas na desinfecção de próteses totais simuladas contaminadas com cinco diferentes espécies do micro-organismo *Candida* (*C. albicans*, *C. glabrata*, *C. dubliniensis*, *C. tropicalis* e *C. krusei*) isoladas de culturas padrão e de pacientes HIV positivo. Para isso, próteses totais simuladas foram confeccionadas, esterilizadas por meio de óxido de etileno e individualmente inoculadas com os micro-organismos avaliados. Após o período de incubação (48 horas a 37°C), as próteses foram submetidas à irradiação por micro-ondas a 650W durante 3 minutos. Próteses totais não irradiadas foram utilizadas como controle positivo. A seguir, uma alíquota de 25 µL da solução resultante das diluições seriadas de 10^{-1} a 10^{-4} foi semeada em placas de Petri em duplicata e todas as placas foram incubadas por 48 horas a 37°C. As colônias foram quantificadas em ufc/mL. Para verificar a efetividade da desinfecção por micro-ondas a longo prazo, as próteses totais irradiadas foram incubadas a 37°C por 7 dias. Os resultados obtidos foram analisados

estatisticamente pelos testes de ANOVA e de Tukey ($\alpha=0.05$). As próteses totais contaminadas com todas as espécies de *Candida* avaliadas demonstraram esterilização após irradiação por micro-ondas durante 3 minutos a 650W. Todas as próteses do grupo controle positivo demonstraram crescimento microbiológico após incubação nas placas de Petri. As próteses contaminadas com *C. glabrata* apresentaram valores de ufc/mL significativamente maiores quando comparadas às demais espécies avaliadas, enquanto que as próteses contaminadas com *C. krusei* apresentaram valores de ufc/mL significativamente menores. Ainda, os micro-organismos de origem clínica apresentaram valores de ufc/mL significativamente maiores do que os micro-organismos padrão. A irradiação por micro-ondas durante 3 minutos a 650W provou ser um método efetivo para a esterilização de próteses totais contaminadas por diferentes espécies de *Candida* isoladas de pacientes HIV positivo.



3 Proposição

O presente estudo teve como objetivo avaliar o efeito da desinfecção por micro-ondas, utilizando-se o tempo de 3 minutos à 650W, sobre o desempenho clínico (escoamento e lisura da superfície, estabilidade de cor e brilho, descoloração e manchamento, rugosidade superficial, irritação dos tecidos orais, separação ou fratura) e a quantificação de micro-organismos de um reembasador rígido em diferentes intervalos de tempo (logo após o reembasamento, 7 dias, 15 dias, 1 mês, 3 meses, 6 meses, 9 meses e 1 ano).



4 Material e Método

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

4.1 Materiais e Instrumentos

1. Água destilada;
2. Alça de Drigalsky, fabricada pela Labor Quimi Vidrolabor, Poá, SP, Brasil;
3. Béquer graduado, fabricado pela Labor Quimi Vidrolabor, Poá, SP, Brasil;
4. Bico de Bunsen fabricado pela OGP Produtos Odontológicos, São Paulo, SP, Brasil;
5. Borrachas abrasivas para acabamento e polimento de resina acrílica KG Sorensen, São Paulo, SP, Brasil;
6. Detergente neutro marca Limpol, fabricado por Bombril S/A, São Bernardo do Campo, SP, Brasil;
7. Escovas dentais da marca Colgate, do tipo macia, fabricada por Colgate Palmolive Co., São Bernardo do Campo, SP, Brasil, Lote nº 7005BR122F;
8. Fresa para acabamento de resina N0 H79E 104 060, fabricada por Komet-Brasseler – Gebr. Brasseler GmbH & Co, Lemgo, Alemanha;
9. Lâmina de bisturi nº15, fabricada por Free-Bac, Zhangjing Town, XC, China;

10. Meio de cultura Mueller Hinton Agar, produzido pela Acumedia Manufactures, Inc. Baltimore, Maryland 21220, EUA, Cod 7306^a, Lote nº 101-727;
11. Micropipeta de 1000-5000µL, fabricada por Boeco, Hamburg, Alemanha;
12. Micropipeta de 100-1000µL, fabricada por Boeco, Hamburg, Alemanha;
13. Micropipeta de 20-200µL, fabricada por Boeco, Hamburg, Alemanha;
14. Papel filtro 60 cm x 60 cm, fabricado pela Comercial Química Americana Ltda., Paulínia, SP, Brasil;
15. Pasta branca Lysanda, fabricada por Lysanda, São Paulo, SP, Brasil;
16. Placas de Petri descartáveis estéreis, de 90mm de diâmetro por 15 mm de altura, fabricadas por JProlab, São José dos Pinhais, PR, Brasil;
17. Pontas descartáveis para micropipeta, fabricada pela Gilson Inc., Middleton, EUA;
18. Resina acrílica autopolimerizável para reembasamento imediato Tokuyama Rebase Fast II, fabricada pela Tokuyama Dental Corp., Tokyo, Japan, Lote nº UF63115;
19. Sódio cloreto (P. A. A. C. S.), produzido por Labsynth Produtos para Laboratórios Ltda., Lote nº 68745;
20. Swab oral estéril, fabricado pela Diagnósticos Microbiológicos Especializados, Araçatuba, SP, Brasil;
21. Tubos de ensaio Pyrex nº9820, fabricado pela Corning Life Sciences, New York, EUA;
22. Vaselina sólida, fabricada por Chemco Ind. e Comércio Ltda, Campinas, SP, Brasil.

4.2 *Aparelhos*

1. Agitador de tubos, fabricado por Marconi Equipamentos Laboratoriais Ltda, Piracicaba, SP, Brasil, Modelo: A 162, N°8187148;
2. Autoclave vertical, fabricada pela Phoenix Indústria e Comércio de Equipamentos Científicos Limitada, Araraquara, SP, Brasil, Modelo: AV 60, N°6614;
3. Balança de precisão, fabricada por Gehaka– Indústria e Comércio Eletro Eletrônica Gehaka Limitada, São Paulo, SP, Brasil, Modelo: BG440, N°1010;
4. Balança de precisão, fabricada por Gehaka – Indústria e Comércio Eletro Eletrônica Gehaka Limitada, São Paulo, SP, Brasil, Modelo: BG 400, N°016450;
5. Câmara de fluxo laminar vertical, fabricada pela Pachane Indústria e Comércio Limitada, Piracicaba, SP, Brasil, Modelo: PA 115, N°12898;
6. Contador de colônias CP 600 Plus, fabricado pela Phoenix Indústria e Comércio de Equipamentos Científicos Limitada, Araraquara, SP, Brasil, Modelo: CP-600, N°919;
7. Espectrofotômetro Color Guide Sphere fabricado pela BYK Gardner, São Paulo, SP, Brasil;
8. Estufa bacteriológica, produzida por Marconi Equipamentos Laboratoriais Limitada, Piracicaba, SP, Brasil, Modelo: MA 0324, Série – 9819011;
9. Estufa de cultura, fabricada por Fanem Ltda., SP, Brasil, Modelo: 002CB;
10. Estufa para secagem e esterilização, fabricada por Marconi Equipamentos Laboratoriais Limitada, Piracicaba, SP, Brasil, Modelo: MA 033, N°9819;

11. Micromotor N270 e Peça-reta Dabi Atlante, Ribeirão Preto, SP, Brasil;
12. Micro-ondas de dupla emissão de ondas, fabricado pela Brastemp, Manaus, AM, Brasil, Modelo: Sensor Crisp 27 – DES (Doublé Emission System);
13. Rugosímetro Digital, fabricado por Mytutoyo Corporation, Tóquio, Japão, Modelo: SJ 400.

4.3 Método

4.3.1 Seleção dos pacientes

Foram selecionados 40 pacientes de ambos os sexos com idade entre 30 e 75 anos. Para inclusão na pesquisa, o paciente deveria utilizar prótese total superior com necessidade de reembasamento e possuir mucosa palatina saudável. O reembasamento foi indicado na existência de desadaptação das bases protéticas em relação ao rebordo residual, evidenciada pela ausência ou diminuição da retenção, do suporte e da estabilidade da prótese total. Foram excluídos do estudo, pacientes com hábitos parafuncionais, portadores de doenças sistêmicas, tais como câncer, AIDS, diabetes e osteoporose e com deficiência motora que dificultasse a escovação da prótese. Este estudo somente foi iniciado após a aprovação pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP (protocolo número 31/05). Para participar da pesquisa, todos os pacientes assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido devidamente preenchido pelo pesquisador responsável. A cópia do termo de consentimento livre e esclarecido, bem como a cópia do certificado aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade estão presente no Apêndice 1.

4.3.2 Anamnese e exame clínico

Os 40 pacientes foram inicialmente submetidos à anamnese completa e exame clínico detalhado. Na anamnese, os pacientes foram

questionados quanto ao uso de medicamentos, estado geral de saúde (anterior e atual) e histórico de saúde familiar. Pela anamnese, também foi possível obter informações sobre idade e gênero do paciente, frequência de uso das próteses atuais e presença de vícios, como uso de tabaco e de álcool. Os pacientes foram questionados também sobre o tempo de uso da prótese total atual. As próteses dos pacientes foram visualmente inspecionadas em relação à retenção, suporte, estabilidade, adaptação e desgaste dos dentes artificiais.

Uma cópia da ficha contendo a anamnese e o exame clínico adotados neste estudo está anexa ao Apêndice 1.

4.3.3 Seleção do material reembasador

Para a presente pesquisa foi utilizada a resina para reembasamento rígida Tokuyama Rebase II. Esta resina foi introduzida no mercado recentemente em substituição à Tokuso Rebase. Segundo informações do fabricante, esta substituição foi decorrente de progressos alcançados pela Tokuyama em relação à Tokuso, tais como melhores propriedades de manuseio, maior resistência à deterioração, sabor e odor aprimorados, facilidade de polimento e menor liberação de calor, proporcionando maior conforto ao paciente. Estudos prévios realizados com a resina Tokuso Rebase demonstraram sua superioridade em relação aos demais reembasadores, assemelhando-se ainda a resina de base Lucitone 550^{65,70}. Portanto, em virtude desses fatores, este material foi o selecionado para o estudo.

A composição do material reembasador utilizado e de seu adesivo inclui:

- 99% de polietil metacrilato e pequena quantidade de peróxido de benzoíla no pó;
- 59% de 2-acetoacetoxi etil metacrilato e 39% de 1,9-nonanediol dimetacrilato no líquido;
- e 10-30% de sulfito de sódio e 70-90% de bicarbonato de sódio no adesivo.

4.3.4 Reembasamento das próteses

Para o reembasamento, inicialmente, as próteses foram lavadas com detergente neutro e água corrente e secas com papel absorvente. Foi realizado, então, um desgaste uniforme da camada superficial em toda a extensão da área basal da prótese para expor a camada sem contaminação (Figura 1). Em seguida, foi realizada a verificação de áreas de compressão com o auxílio da pasta branca Lysanda (Figura 2). As áreas de compressão, quando presentes, foram desgastadas e novamente verificadas até que se visualizasse uma camada uniforme de pasta evidenciadora.



FIGURA 1- DESGASTE UNIFORME DE TODA A PRÓTESE TOTAL.



FIGURA 2- APLICAÇÃO DA PASTA BRANCA PARA POSTERIOR VERIFICAÇÃO DAS ÁREAS DE COMPRESSÃO.

A prótese foi novamente lavada e seca para a remoção de debris e para desengordurar a superfície de união. Com o auxílio de um pincel, as superfícies externas foram isoladas com vaselina pasta e foi aplicada uma única camada do adesivo fornecido pela Tokuyama na superfície de união interna e duas camadas nas bordas da prótese conforme recomendações do fabricante. Após a secagem do adesivo, o reembasador Tokuyama Rebase II foi proporcionado (2,4 g de pó para 1 mL de líquido) e manipulado de acordo com as recomendações do fabricante. Logo após, uma camada do material foi distribuída uniformemente na região interna da prótese e nas bordas. A prótese com o material reembasador foi levada à cavidade bucal e pressionada. Durante a fase plástica do material, foram realizados movimentos funcionais na musculatura paraprotética. Os excessos de material foram recortados com uma lâmina de bisturi. A prótese foi novamente levada à cavidade bucal e então o paciente ocluiu para que não ocorresse alteração na dimensão vertical previamente estabelecida e assim foi mantida até a completa polimerização do material (Figura 3).



FIGURA 3- INSERÇÃO DO MATERIAL REEMBASADOR NA PRÓTESE TOTAL.

Após o reembasamento, foi realizado o acabamento e polimento das superfícies externas da prótese total com pontas específicas para prótese (Figura 4). Em seguida, todos os contatos oclusais foram verificados e, se necessário ajustados.



FIGURA 4- DESGASTE DOS EXCESSOS DE MATERIAL REEMBASADOR.

4.3.5 Grupos de estudo

Os 40 pacientes selecionados foram aleatoriamente distribuídos em 2 grupos de 20 indivíduos, de acordo com a ausência ou presença de desinfecção: GC (controle) – higienização das próteses e remoção das mesmas no período noturno e GD (desinfecção) – mesmos procedimentos do GC, associado à desinfecção das próteses por micro-ondas. As desinfecções foram instituídas pelo período de 1 ano, e os pacientes avaliados antes (0 dia) e durante as desinfecções (7 dias, 15 dias, 1 mês, 3 meses, 6 meses, 9 meses e 1 ano). Durante toda a avaliação, cada paciente recebeu do pesquisador responsável escovas dentais a cada 3 meses.

- **Grupo Controle (GC)**

Os pacientes foram instruídos a realizar a limpeza de sua prótese total superior com escova dental Colgate Classic do tipo macia e sabão de coco⁹. Em seguida, a prótese deveria ser enxaguada com água corrente. Os pacientes portadores de prótese removível inferior, parcial ou total, também foram instruídos a higienizá-las da mesma forma. Aqueles com dentes remanescentes inferiores foram devidamente orientados em relação à higienização com escova dental e dentífrico de uso rotineiro e à utilização do fio dental. Os procedimentos de higienização deveriam ser realizados três vezes ao dia, após as principais refeições. Além disso, todos os pacientes foram instruídos a não utilizar sua(s) prótese(s) para dormir, devendo mantê-la(s), nesse período, individualmente imersa(s) em recipiente limpo contendo água filtrada. Os

pacientes foram orientados verbalmente e por escrito, e as instruções foram reforçadas a cada retorno. Uma cópia das recomendações por escrito, com conteúdo de teor acessível aos pacientes, está anexa ao Apêndice 1.

- **Grupo de desinfecção pelas micro-ondas (GD)**

Os 20 pacientes selecionados para o Grupo de desinfecção pelas micro-ondas (GD) foram instruídos em relação aos mesmos procedimentos de higienização e remoção das próteses no período noturno descritos para o GC. Além disso, esses pacientes também tiveram suas próteses totais superiores irradiadas por micro-ondas. Para este procedimento, realizado pelo pesquisador responsável, cada prótese foi cuidadosamente imersa em um béquer contendo 200 mL de água destilada estéril e irradiada em forno de micro-ondas a 650W por 3 minutos. O béquer contendo a prótese foi sempre colocado no centro do forno de micro-ondas antes da irradiação. Um único operador realizou todas as irradiações de forma padronizada, sempre no mesmo forno, o qual foi periodicamente calibrado. A desinfecção das próteses em micro-ondas foi realizada, para cada paciente, uma vez por semana, pelo período de 1 ano, ou seja, foram realizadas 48 irradiações.

4.3.6 Avaliação clínica do material reembasador

Para verificação dos efeitos do tempo e do método de desinfecção sobre o material reembasador, foram adotadas mensurações objetivas e mensurações subjetivas baseadas nos critérios modificados do “United States Public Health Service” (USPHS criteria)⁵³. As características do material reembasador (escoamento e lisura de superfície, estabilidade de cor, brilho, descoloração ou manchamento, rugosidade superficial, irritação dos tecidos bucais, separação ou fratura e quantificação microbiológica) foram avaliadas no tempo 0 (logo após o reembasamento), após 7 e 15 dias, 1 mês, 3, 6 e 9 meses e 1 ano. Todas as avaliações subjetivas foram realizadas por dois profissionais treinados, que trabalharam separadamente.

4.3.6.1 *Escoamento e lisura de superfície*

No tempo 0, logo após o reembasamento, foram avaliados o escoamento e a lisura do material, classificando-os em satisfatório ou insatisfatório, de acordo com os critérios utilizados por Haywood et al.³⁷:

- **Escoamento**

O escoamento foi considerado insatisfatório:

- quando o material apresentou elevada fluidez, prejudicando o seu controle pelo profissional;
- ou quando o material foi demasiadamente viscoso de forma a não reproduzir fielmente a mucosa palatina.

- **Lisura da superfície**

A lisura foi considerada insatisfatória na presença de aparência granular ou rugosa na superfície do material reembasador.

4.3.6.2 *Estabilidade de cor e brilho*

Essas características foram analisadas por meio de um espectrofotômetro portátil Color Guide Sphere; BYK-Gardner (Figura 5), utilizando-se como iluminante a luz do dia (D65).



FIGURA 5 – MENSURAÇÃO DE COR E BRILHO.

A mensuração da cor foi realizada por meio da quantificação do valor de tristímulo ($L^*a^*b^*$) de acordo com o sistema CIELAB (Commission Internationale de L'Eclairage). Nesse sistema, os eixos a^* e b^* representam a dimensão da tonalidade, ou seja, da cor. O eixo a^* representa a variação do verde ($-a^*$) até o vermelho ($+a^*$). Já, o eixo b^* representa a variação do azul ($-b^*$) até o amarelo ($+b^*$). O terceiro eixo deste sistema é a luminosidade (L^*), perpendicular aos demais eixos. L^* representa a variação do preto ($L^*=0$) até o branco ($L^*=100$).

O espectrofotômetro registra os valores dos parâmetros de cor e o valor do brilho a 60° dado em UB (unidades de brilho)⁴⁵. Essas propriedades foram aferidas três vezes. Para cor, foi calculado o valor médio do tristímulo. Já, para o brilho, a média obtida foi considerada como o valor de brilho em UB. A distância entre as coordenadas L^* , a^* e b^* após as avaliações em relação aos pontos determinados pelos valores iniciais representa o ΔE obtido por meio da seguinte fórmula:

$$\Delta E^* = (\Delta L^{*2} + \Delta a^{*2} + \Delta b^{*2})^{1/2}$$

Para padronização das leituras de cor e brilho com o decorrer do tempo de avaliação, foi confeccionada uma linha na mira para amostra fornecida pelo fabricante. Essa linha foi posicionada, em todas as leituras, de forma a coincidir com a abertura do freio labial superior presente nas próteses dos pacientes (Figura 6). Dessa forma, as leituras foram realizadas sempre na mesma área no centro da prótese total de cada indivíduo.

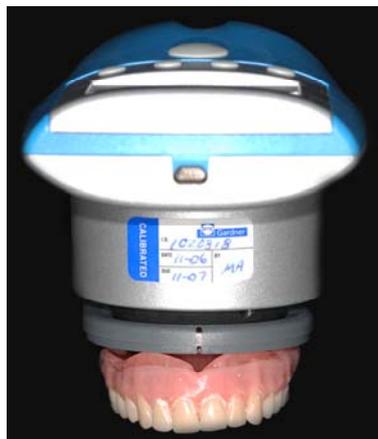


FIGURA 6- MENSURAÇÃO DA COR E DO BRILHO PADRONIZADA NO CENTRO DA PRÓTESE.

Além disso, os valores de alteração de cor obtidos neste estudo foram comparados com os padrões do National Bureau of Standards (NBS). Para possibilitar essa comparação, os valores de ΔE foram multiplicados por 0,92.

4.3.6.3 *Descoloração ou manchamento*

Além da mensuração da estabilidade de cor, foi realizada também uma avaliação subjetiva da cor do material reembasador. A área atingida pela descoloração (escurecimento ou branqueamento do material reembasador) ou pelo manchamento (mudança de coloração da superfície por pigmentação) foi mensurada visualmente e classificada de acordo com os critérios modificados do “United States Public Health Service” (USPHS criteria):

- **Alfa** – Nenhuma incidência de descoloração ou manchamento;
- **Bravo** – Descoloração ou manchamento leve, atingindo até 50% da superfície reembasada;
- **Charlie** – Descoloração ou manchamento severo, atingindo mais de 50% da superfície reembasada.

4.3.6.4 *Rugosidade superficial*

A rugosidade superficial foi avaliada por meio de um rugosímetro digital portátil SurfTest SJ-400, que proporciona os valores em Ra (Figura 7). A resolução utilizada foi 0,01 μm , com velocidade de 0,5 mm/s, comprimento transversal de 2,4 mm e aferições em intervalos (cutoff length) de 0,8 mm.

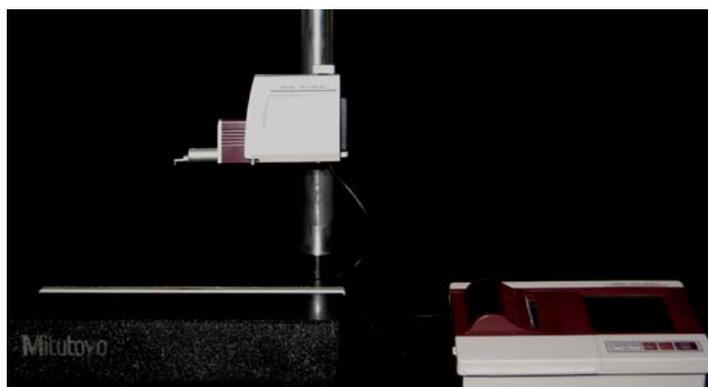


FIGURA 7- RUGOSÍMETRO MITUTOYO SURFTEST SJ-400.

Inicialmente, uma pequena linha de referência foi traçada, com grafite, na superfície externa da prótese total com início no sulco vestibular do primeiro molar superior e término na borda da prótese (Figura 8).



FIGURA 8- LINHA DE REFERÊNCIA.

Para que essa referência permanecesse inalterada durante todo o experimento, foi, então, realizado um pequeno desgaste, utilizando-se uma ponta diamantada em baixa rotação, na borda da prótese (Figura 9).



FIGURA 9- SULCO CONFECCIONADO NA BORDA DA PRÓTESE.

Para a realização das leituras de rugosidade na região palatina tendo como referência à linha dos primeiros molares (Figura 10), o dispositivo de padronização foi posicionado tendo como orientações o sulco confeccionado na borda da prótese e a linha do freio labial anterior (Figura 11).



FIGURA 10 - ESQUEMA DA ÁREA DE LEITURA DA RUGOSIDADE SUPERFICIAL.

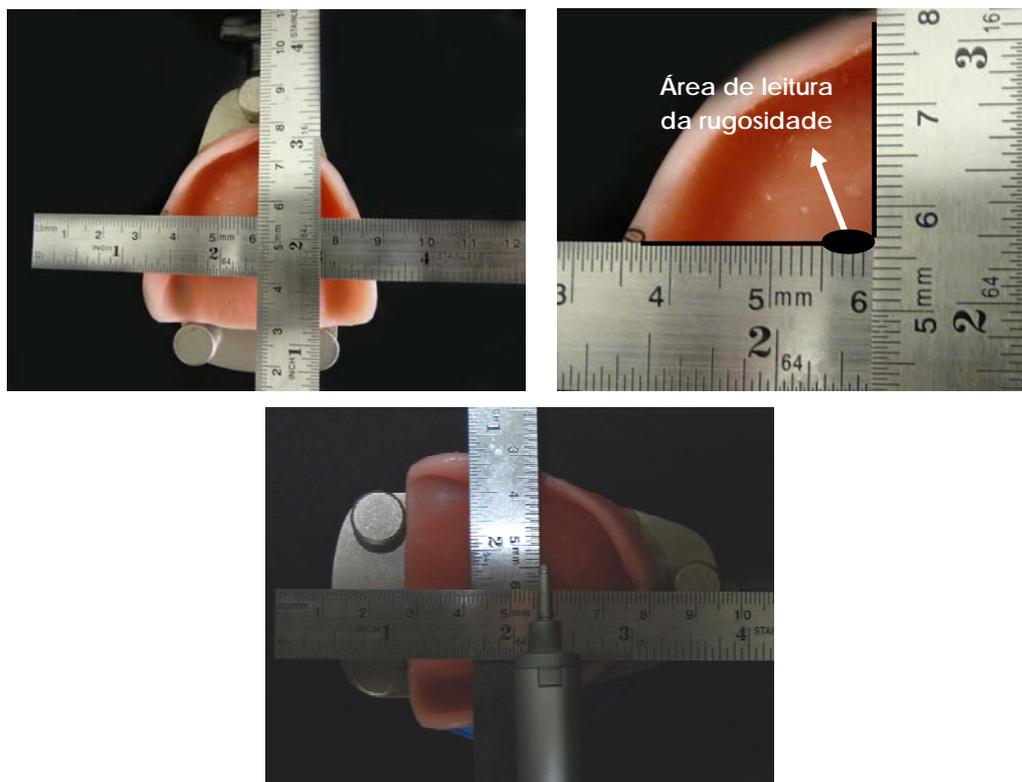


FIGURA 11- LEITURA DE RUGOSIDADE UTILIZANDO O DISPOSITIVO DE PADRONIZAÇÃO.

As próteses foram fixadas na platina do delineador. Em seguida, duas régua metálicas unidas foram sobrepostas na prótese. Após o correto posicionamento das régua, essas foram fixadas com o auxílio de cera para que o leitor do rugosímetro não deslocasse o dispositivo durante as leituras de rugosidade. Foram feitas três mensurações e a média obtida foi considerada como o valor da rugosidade em Ra.

4.3.6.5 Irritação dos tecidos orais

A resposta dos tecidos ao material reembasador foi avaliada por meio da irritação da mucosa palatina. Para essa avaliação, foram utilizados os seguintes critérios:

- **Alfa** – Nenhuma irritação;

- **Bravo** – Presença de vermelhidão, irritação transitória;
- **Charlie** – Presença de edema e vermelhidão persistentes, sugerindo uma possível reação alérgica ao material reembasador.

4.3.6.6 *Separação ou fratura*

Para avaliar essas características foram utilizados os seguintes critérios:

- **Alfa** – Nenhuma incidência de separação ou fratura do material;
- **Bravo** – Leve separação ou fratura que podem ser reparados sem a adição de material reembasador. Atinge menos de 25% da área reembasada;
- **Charlie** – Separação ou fratura da resina reembasadora, necessitando de reparo com um novo reembasamento. Abrange mais de 25% da superfície reembasada.

4.3.6.7 *Quantificação microbiológica*

Para a cultura microbiológica quantitativa, foram realizadas coletas de material de toda a superfície interna da prótese total superior utilizando-se *swab* oral estéril (Figura 12).



FIGURA 12- COLETA DA REGIÃO INTERNA DA PRÓTESE.

Após as coletas, cada *swab* foi individualmente imerso em tubo de ensaio contendo 5,0 mL de solução salina estéril. Cada tubo de ensaio foi

agitado vigorosamente por 1 minuto para promover a suspensão dos micro-organismos aderidos ao *swab*. Posteriormente, foram realizadas quatro diluições a partir desta solução. Para isso, uma alíquota de 500 µL da solução foi pipetada e transferida para outro tubo de ensaio contendo 4,5 mL de solução salina estéril. Este último tubo foi agitado vigorosamente em agitador de tubos e uma nova alíquota de 500 µL foi removida do mesmo e colocada em outro tubo de ensaio contendo 4,5 µL de solução salina. Esse procedimento foi realizado quatro vezes para cada paciente e, dessa forma, as diluições seriadas de 10^{-1} a 10^{-4} foram obtidas. Uma alíquota de 25 µL dessas diluições foi então semeada com alça de estéril em uma placa de Petri contendo Mueller Hinton Agar. As placas de Petri foram incubadas a 37°C por 48 horas e, então, as colônias viáveis de micro-organismos foram contadas em um contador de colônia digital.

Após a contagem das colônias, os números de unidades formadoras de colônias (ufc/mL) foram calculados. As culturas microbiológicas quantitativas foram realizadas, para todos os pacientes, em todos os tempos de avaliação. É importante enfatizar que as coletas foram realizadas somente nos períodos de avaliação e não após as desinfecções semanais. Na ocorrência da coincidência desses eventos, os pacientes retornavam 48 horas após a desinfecção por micro-ondas para a realização da coleta. Os procedimentos descritos para as culturas microbiológicas quantitativas foram realizados em duplicata, sendo obtidas, para cada paciente, duas placas de Petri em cada período de avaliação.

A preparação de todos os materiais utilizados para o cultivo microbiológico realizado neste estudo está detalhadamente descrita no Apêndice 2.

4.3.7 Planejamento experimental

Os resultados foram tabulados e submetidos ao teste de normalidade para verificar a distribuição dos dados amostrais e determinar o método estatístico mais adequado em nível de significância de 5%.

A análise de variância de medidas repetidas foi o procedimento estatístico empregado para avaliar a significância, em nível de 5%, dos efeitos dos dois fatores (tempo e grupos) e da interação entre eles sobre a estabilidade de cor, brilho e rugosidade superficial. Essa análise foi adequada, pois algumas pressuposições foram satisfeitas. As principais foram a homogeneidade de variâncias e a normalidade dos resíduos. Considerando que as pressuposições de homogeneidade de variância e de normalidade dos resíduos podem ser válidas apenas aproximadamente, adotou-se o nível de 5% de significância para rejeitar essas hipóteses.

Complementando a análise de variância para avaliar o efeito do tempo e do método de desinfecção sobre estabilidade de cor, brilho e rugosidade superficial, o teste de Tukey, também em nível de 5% de significância, foi utilizado para a comparação múltipla de médias duas a duas.

Para avaliar o efeito do tempo e do método de desinfecção sobre a quantificação de micro-organismos, foi necessário calcular o número de micro-organismos viáveis, em valores de ufc/mL, obtido com e sem o procedimento de desinfecção pela irradiação em micro-ondas. É importante ressaltar que, para cada duplicata, a contagem do número de colônias foi realizada para cada uma das diluições semeadas. Foram considerados somente os valores entre 30 e 300 colônias, sendo escolhido, o número de colônias referente a uma única diluição que representasse um valor entre a variação considerada. Após a obtenção desse valor em cada duplicata, o número de unidades formadoras de colônias por mililitro (ufc/mL) foi calculado. Para esse cálculo, utilizou-se a fórmula a seguir:

$$\text{ufc/mL} = \frac{\text{número de colônias} \times 10^n}{q}$$

Nessa fórmula, **n** equivale ao valor absoluto da diluição (1 a 4) e **q** equivale à quantidade, em mL, pipetada para cada diluição semeada nas placas. No presente estudo, **q** = 0,025 já que foram pipetados 25 µL para cada diluição. Os valores de ufc/mL obtidos foram deixados em notação científica e foi obtida então a média aritmética dos valores das duplicatas de cada amostra.

Os valores de ufc/mL foram extremamente elevados e, por isso, considerados de difícil avaliação. Para facilitar algumas interpretações dos resultados obtidos, os valores em ufc/mL foram transformados para logaritmo na base dez. A transformação logarítmica facilitou a interpretação dos resultados, mas não garantiu a validade da aplicação de procedimentos estatísticos paramétricos na avaliação do efeito do tempo e do método de desinfecção sobre a quantificação de micro-organismos. Então, para este fim, utilizaram-se métodos não-paramétricos de análise de dados.

O método estatístico empregado foi o de Friedman. Adotou-se o nível de 5% de significância como regra de decisão para aceitar como significativa uma diferença entre as medianas.



5 Resultado

5.1 Escoamento e lisura

O material apresentou lisura e escoamento satisfatórios em todas as análises após os reembasamentos (Tabela 1).

Tabela 1- Avaliação do escoamento e da lisura de superfície

Grupo	Satisfatório		Insatisfatório	
	Nº de próteses	% de próteses	Nº de próteses	% de próteses
GC	20	100%	0	0
GD	20	100%	0	0

5.2 Estabilidade de cor e brilho

5.2.1 Análise do ΔE

Os valores originais das médias das coordenadas L^* , a^* , b^* para as próteses reembasadas nos diferentes períodos de avaliação estão descritos nas Tabelas A1 a A8 e de A9 a A16 do Apêndice 3 para os GC e GD respectivamente. Nas tabelas A17 a A30 são apresentados os valores de ΔL , Δa , Δb e ΔE para os dois grupos avaliados.

Inicialmente, testou-se a hipótese de que não há diferenças entre as medianas dos parâmetros L^* , a^* e b^* dos dois grupos logo após o reembasamento. Assim, pela análise descritiva dos parâmetros de cor dos grupos experimentais foi possível verificar que há indícios de semelhança entre as médias e as dispersões de cada grupo para todos os parâmetros (Figuras 13 à 15).

Resultado

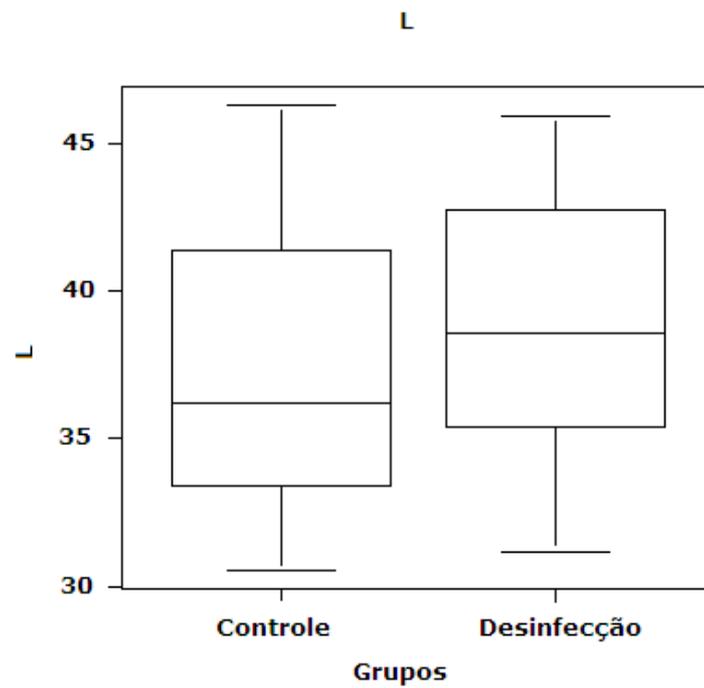


FIGURA 13- REPRESENTAÇÃO DO PARÂMETRO L* NO TEMPO 0.

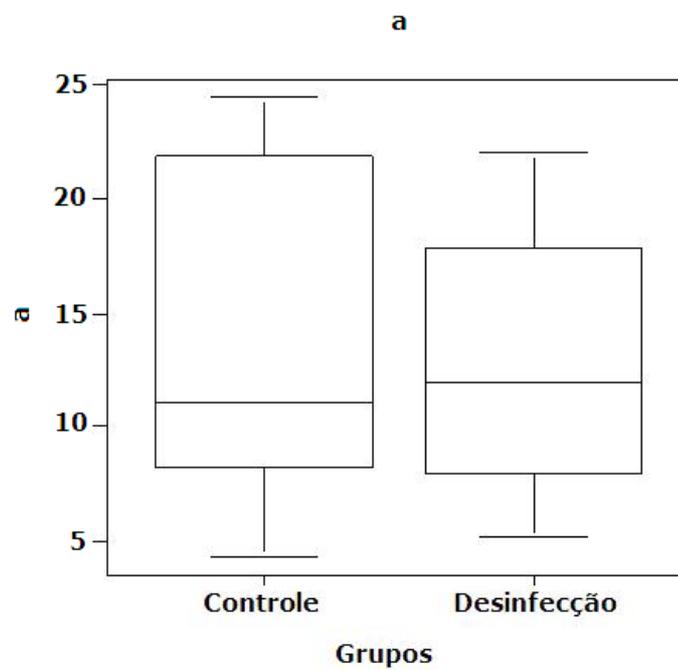


FIGURA 14- REPRESENTAÇÃO DO PARÂMETRO a* NO TEMPO 0.

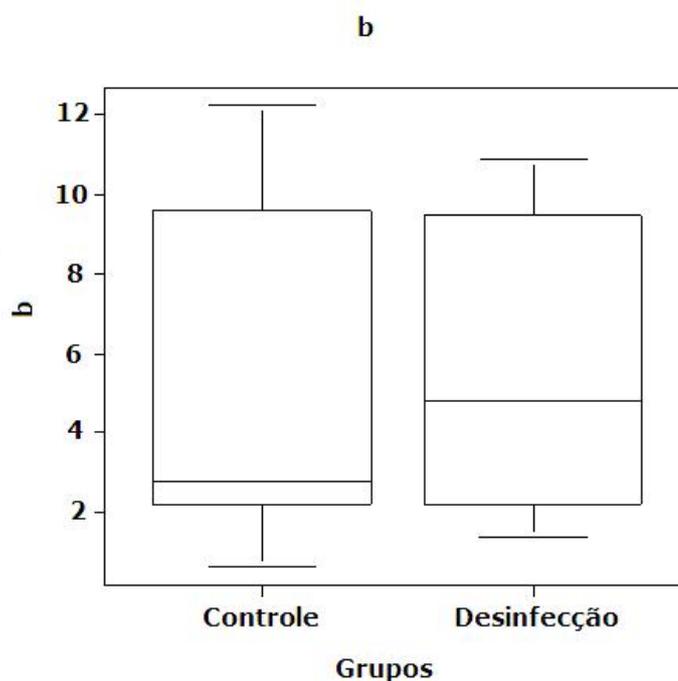


FIGURA 15- REPRESENTAÇÃO DO PARÂMETRO b^* NO TEMPO 0.

Com o objetivo de se verificar estatisticamente a hipótese de que não há diferenças significativas entre as medianas dos dois grupos logo após o reembasamento, realizou-se o teste não-paramétrico de Wilcoxon, uma vez que os dados, em escala natural não são normais. Este teste é baseado no posto que o elemento ocupa dentro de seu grupo e portanto, é independente de suposições quanto à normalidade e homogeneidade de variâncias. Os resultados do teste, para cada um dos parâmetros, indicam não haver diferenças significativas entre as medianas dos valores iniciais dos parâmetros de cor dos dois grupos, considerando o nível de significância de 5%. Os p-valores associados foram respectivamente para L^* , a^* e b^* , 0,327; 0,445 e 0,978. Logo, pode-se dizer que os grupos não diferem entre si, de forma que estão calibrados.

A análise descritiva dos valores de ΔE , conforme observado na Tabela 2, mostra maior variabilidade desses valores no grupo controle.

Resultado

Tabela 2- Estatísticas descritivas dos valores de ΔE em função dos tempos e grupos.

Tempo	Grupo Controle			Grupo de Desinfecção		
	Média	Mediana	DP	Média	Mediana	DP
7 dias	1,80	1,77	1,23	0,64	0,46	0,51
15 dias	2,28	1,84	1,34	0,69	0,50	0,59
1 mês	2,83	1,94	2,00	0,86	0,55	0,66
3 meses	3,05	2,08	2,84	0,95	0,69	0,69
6 meses	3,21	2,34	2,22	0,93	0,79	0,64
9 meses	3,09	2,25	2,67	0,96	0,85	0,57
1 ano	3,21	2,32	2,48	1,03	0,90	0,57

Para viabilizar as condições de aplicabilidade para modelagem com efeitos aleatórios, foi realizada a transformação logarítmica dos valores de ΔE por meio da seguinte fórmula, onde \ln representa o logaritmo natural das medidas ΔE , cuja base é o número de Euler (2,7182...).

$$\Delta E = \ln(\Delta E)$$

Após a realização da transformação logarítmica, o teste de normalidade Shapiro-Wilks foi aplicado à nova variável, tal que o p-valor associado ao teste foi superior a 0,40, o que indica a normalidade da amostra. Como as condições de aplicabilidade do modelo de análise de variância de medidas repetidas foram satisfeitas, a aplicação do teste originou a Tabela 3. Foi realizada análise de variância de dois fatores: grupo e tempo.

Tabela 3- Análise de Variância do $\ln(\Delta E)$ para o modelo em estudo.

Fonte de Variação	g.l.	F	P-valor
Intercepto	1	4,59964	0,033
Grupo	1	41,16452	<0,0001
Tempo	6	9,61226	<0,0001
Grupo X Tempo	6	0,26846	0,9512

Pode-se notar que, ao considerar o nível de significância de 5%, que há diferenças significativas entre o logaritmo da média dos grupos e tempos individualmente e que não há efeito da interação dupla. Assim, rejeita-se a

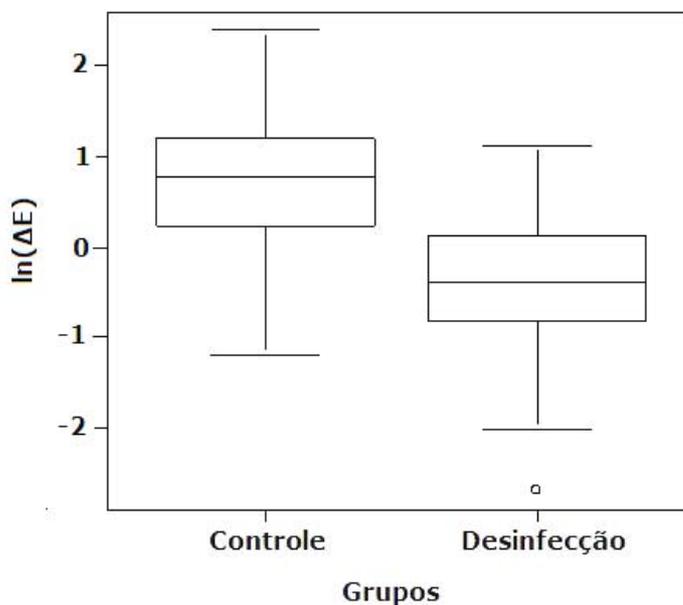
Resultado

hipótese de que os grupos e os tempos informam médias estatisticamente semelhantes e testes “post-hoc” são necessários para se compreender as fontes de variação que levam à rejeição das hipóteses aventadas. Assim, o teste de Tukey modificado para modelos com efeitos aleatórios foi realizado com o objetivo de se encontrar quais as fontes de rejeição da igualdade de médias.

Na Tabela 4, é apresentado o resultado da comparação entre as médias de $\ln(\Delta E)$ dos grupos controle e experimental pelo teste de Tukey. Pela análise dessa Tabela e da Figura 16, pode-se observar, com 95% de confiança, que as próteses reembasadas submetidas à desinfecção em micro-ondas (GD) apresentaram menor variação de cor quando comparadas com as próteses que foram apenas higienizadas (GC).

Tabela 4- Resultado do teste de Tukey para a diferença entre médias de $\ln(\Delta E)$ do fator grupo.

Grupos	Diferença Estimada	Erro padrão	z	P-valor
Desinfecção – Controle	-1,094	0,221	-6,416	<0,0001

FIGURA 16- REPRESENTAÇÃO DE $\ln(\Delta E)$ EM FUNÇÃO DOS GRUPOS.

Na Tabela 5, observa-se a análise das diferenças das médias de $\ln(\Delta E)$ em função dos tempos. O resultado das comparações múltiplas indica que somente há diferença significativa da média de $\ln(\Delta E)$ após 7 dias quando comparada a todas as demais, exceto com relação aos 15 dias iniciais. Assim, o que se observa é que todas as variações de cor nos tempos superiores a 15 dias são maiores do que os valores obtidos após uma semana. Neste sentido, pode-se dizer que há uma estabilização da cor após uma semana, visto que as diferenças encontradas não são significativas. Na Figura 17, pode-se visualizar a tendência à estabilidade a partir de 15 dias. As flutuações que ocorrem são aleatórias, portanto, estão dentro dos intervalos de confiança de 95%, de modo a não caracterizar a diferença estatística.

Resultado

Tabela 5- Resultado do teste de Tukey para a diferença entre médias de $\ln(\Delta E)$ do fator tempo.

Tempos	Diferenças Estimadas	Erro Padrão	z	P-valor
15 dias - 7 dias	0,318	0,141	2,257	0,266
1 mês - 7 dias	0,494	0,141	3,501	0,008
3 meses - 7 dias	0,511	0,141	3,624	0,005
6 meses - 7 dias	0,600	0,141	4,260	< 0,0001
9 meses - 7 dias	0,510	0,141	3,618	0,005
1 ano - 7 dias	0,615	0,141	4,366	< 0,0001
1 mês - 15 dias	0,175	0,141	1,245	0,877
3 meses - 15 dias	0,193	0,141	1,368	0,819
6 meses - 15 dias	0,282	0,141	2,004	0,412
9 meses - 15 dias	0,192	0,141	1,361	0,823
1 ano - 15 dias	0,297	0,141	2,109	0,347
3 meses - 1 mês	0,017	0,141	0,123	1,000
6 meses - 1 mês	0,107	0,141	0,759	0,989
9 meses - 1 mês	0,016	0,141	0,116	1,000
1 ano - 1 mês	0,122	0,141	0,864	0,978
6 meses - 3 meses	0,090	0,141	0,636	0,996
9 meses - 3 meses	-0,001	0,141	-0,007	1,000
1 ano - 3 meses	0,105	0,141	0,741	0,990
9 meses - 6 meses	-0,091	0,141	-0,643	0,995
1 ano - 6 meses	0,015	0,141	0,106	1,000
1 ano - 9 meses	0,105	0,141	0,748	0,989

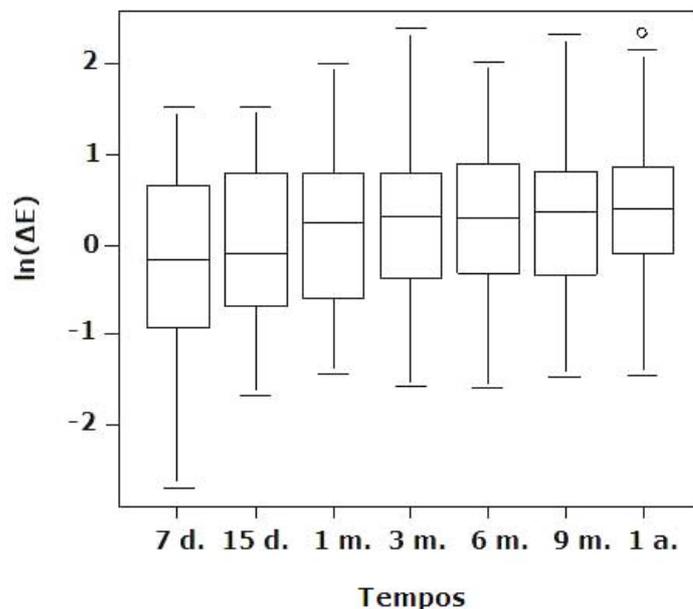


FIGURA 17- REPRESENTAÇÃO DE $\ln(\Delta E)$ EM FUNÇÃO DO TEMPO.

Com o objetivo de verificar se as alterações cromáticas constatadas apresentam significância clínica, os valores médios de ΔE foram transformados em unidades de diferença de cor do NBS. Para essa transformação, foi realizada a multiplicação dos valores de ΔE por 0,92 em todos os períodos avaliados. Os resultados dessa operação matemática, estão descritos na Tabela 6.

Tabela 6- Transformação dos valores médios de ΔE em unidades NBS.

Tempo	Grupo Controle		Grupo de Desinfecção	
	ΔE médio	Unidades NBS	ΔE médio	Unidades NBS
7 dias	1,80	1,66	0,64	0,59
15 dias	2,28	2,10	0,69	0,63
1 mês	2,83	2,61	0,86	0,79
3 meses	3,05	2,80	0,95	0,88
6 meses	3,21	2,95	0,93	0,85
9 meses	3,09	2,84	0,96	0,88
1 ano	3,21	2,95	1,03	0,95

Pela análise da Tabela 6, pode-se verificar que todas as alterações cromáticas observadas para o grupo controle foram perceptíveis clinicamente (entre 1,5 e 3,0 NBS). Já, para o grupo submetido à desinfecção, as alterações foram leves (entre 0,5 e 1,5 NBS).

5.2.2 Análise do parâmetro L^*

Dado que diferenças estatísticas foram encontradas com relação à variável ΔE , procede-se, então, a análise dos parâmetros L^* , a^* e b^* em função dos grupos experimentais e do fator tempo. A Tabela 7 informa as principais estatísticas descritivas obtidas para a variável L^* .

Tabela 7- Estatísticas descritivas para a variável L^* em função do tempo e grupo.

Grupo	Tempo	Média	Mediana	DP	Mínimo	Máximo
Controle	Inicial	37,668	36,185	4,632	30,540	46,350
	7 dias	38,408	38,275	5,509	30,510	48,440
	15 dias	38,204	36,825	5,294	38,563	47,410
	1 mês	38,972	37,155	5,776	31,970	49,620
	3 meses	39,527	38,695	5,333	31,940	49,970
	6 meses	39,214	38,770	4,788	30,450	49,220
	9 meses	39,278	39,975	5,032	32,170	49,740
	1 ano	39,452	39,930	4,840	33,150	48,990
Desinfecção	Inicial	39,006	38,520	4,627	31,130	46,010
	7 dias	39,306	38,570	4,885	31,290	46,880
	15 dias	39,377	38,580	4,928	31,330	46,990
	1 mês	39,483	38,865	4,948	31,470	47,370
	3 meses	39,278	38,870	4,909	31,510	46,390
	6 meses	39,473	39,020	4,644	31,700	46,870
	9 meses	39,569	39,155	4,706	31,690	46,900
	1 ano	39,662	39,215	4,750	31,670	47,300

Para a obtenção da normalidade dos dados, os valores de L^* foram submetidos à transformação logarítmica, utilizando-se a seguinte fórmula:

$$L^* = \ln(L^*)$$

Resultado

Após esta transformação, verificou-se a adequacidade e confeccionou-se a tabela de Análise de Variâncias, expressa abaixo, com $\alpha = 0,05$.

Tabela 8- Análise de Variância para os dados $\ln(L^*)$.

Fonte de Variação	g.l.	F	P-valor
Intercepto	1	35504,3800	<,0001
Grupo	1	0,1600	0,6917
Tempo	7	4,1600	0,0003
Grupo X Tempo	7	1,7500	0,0969

Pela análise da Tabela 8, nota-se que há diferença significativa dos valores de L^* em decorrência do tempo. Para evidenciar quais tempos diferem entre si, utilizou-se o teste de comparações múltiplas de Tukey modificada para modelos com efeitos aleatórios. Os resultados estão disponíveis na Tabela 9.

Tabela 9- Teste de comparações múltiplas de Tukey modificado para $\ln(L^*)$ no fator tempo.

Comparação	Diferença Estimada	Erro Padrão	z	P-valor
7 dias - inicial	0,0168	0,0107	1,5700	0,7687
15 dias - inicial	0,0123	0,0107	1,1440	0,9470
1 mês - inicial	0,0310	0,0107	2,8940	0,0735
3 meses - inicial	0,0468	0,0107	4,3640	< 0,001
6 meses - inicial	0,0403	0,0107	3,7640	0,0038
9 meses - inicial	0,0413	0,0107	3,8510	0,0028
1 ano - inicial	0,0463	0,0107	4,3210	< 0,001
15 dias – 7 dias	-0,0046	0,0107	-0,4250	0,9999
1 mês - 7 dias	0,0142	0,0107	1,3250	0,8898
3 meses - 7 dias	0,0299	0,0107	2,7940	0,0964
6 meses - 7 dias	0,0235	0,0107	2,1940	0,3554
9 meses - 7 dias	0,0245	0,0107	2,2820	0,3037
1 ano - 7 dias	0,0295	0,0107	2,7510	0,1074
1 mês - 15 dias	0,0188	0,0107	1,7500	0,6542
3 meses - 15 dias	0,0345	0,0107	3,2200	0,0281
6 meses - 15 dias	0,0281	0,0107	2,6200	0,1486
9 meses - 15 dias	0,0290	0,0107	2,7070	0,1205
1 ano - 15 dias	0,0340	0,0107	3,1770	0,0324
3 meses - 1 mês	0,0158	0,0107	1,4700	0,8238
6 meses - 1 mês	0,0093	0,0107	0,8700	0,9887
9 meses - 1 mês	0,0103	0,0107	0,9570	0,9802
1 ano - 1 mês	0,0153	0,0107	1,4270	0,8452
6 meses - 3 meses	-0,0064	0,0107	-0,6000	0,9989
9 meses - 3 meses	-0,0055	0,0107	-0,5130	0,9996
1 ano - 3 meses	-0,0005	0,0107	-0,0430	1,0000
9 meses - 6 meses	0,0009	0,0107	0,0870	1,0000
1 ano - 6 meses	0,0060	0,0107	0,5570	0,9993
1 ano - 9 meses	0,0050	0,0107	0,4700	0,9998

O que fica evidente da análise da Tabela 9 é que existem diferenças significativas, considerando o nível de confiança de 95%, entre os valores de L^* obtidos inicialmente e todos os tempos após o 3º mês do reembasamento, entre 15 dias e 3 meses e entre 15 dias e 1 ano. Após o 3º mês, há uma tendência à estabilidade de L^* , como evidencia o gráfico da evolução das médias (Figura 18). Assim, os períodos de estabilidade podem ser referenciados do tempo inicial até o 1º mês e após o 3º mês.

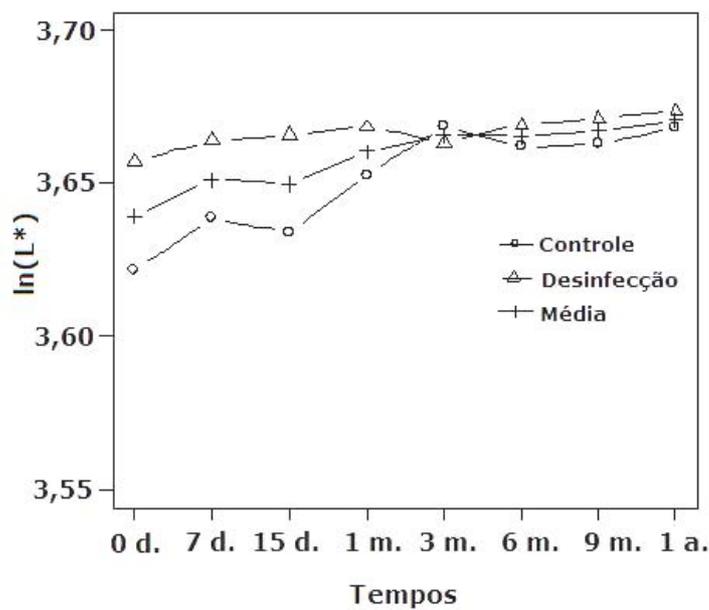


FIGURA 18- REPRESENTAÇÃO DE $\ln(L^*)$ EM FUNÇÃO DO TEMPO CONSIDERANDO OS GRUPOS E A MÉDIA.

5.2.3 Análise do parâmetro a^*

A Tabela 10 mostra as principais estatísticas descritivas observadas para o parâmetro de cor a^* . Pela análise dessa Tabela, é possível notar que a variabilidade do grupo de desinfecção tende a ser menor que do grupo controle, isso reflete na estabilidade dos valores obtidos para a média.

Tabela 10- Estatísticas descritivas para a variável a^* em função do tempo e grupo.

Grupo	Tempo	Média	Mediana	DP	Mínimo	Máximo
Controle	Inicial	14,2610	11,0350	7,3292	4,3800	24,4400
	7 dias	14,0395	10,6050	7,2534	4,9600	24,4800
	15 dias	13,8995	10,2650	7,1882	4,9300	24,5400
	1 mês	13,9325	10,4850	6,9744	5,1800	23,7100
	3 meses	14,0795	10,6300	6,5951	5,9000	23,8600
	6 meses	13,8685	10,4650	6,5780	4,6600	22,7600
	9 meses	14,0185	10,6200	6,6390	4,5400	22,8200
	1 ano	13,9665	10,6300	6,5516	4,6300	23,0100
Desinfecção	Inicial	12,8010	11,9200	5,7851	5,2300	21,9900
	7 dias	12,9665	12,0800	5,9627	5,2100	21,9500
	15 dias	12,8960	12,0750	5,8534	5,1900	21,7600
	1 mês	12,9285	12,0650	5,7799	5,2700	22,1500
	3 meses	12,9040	12,1650	5,8688	5,3100	22,0300
	6 meses	12,9265	12,0700	5,9343	5,1300	21,8900
	9 meses	12,9985	12,2100	5,8972	5,4500	22,2100
	1 ano	13,0255	12,0950	6,0120	5,2400	22,0700

Os valores médios da variável a^* foram submetidos ao teste de Shapiro-Wilks, que rejeitou a hipótese nula de normalidade dos dados. Assim, buscou-se uma transformação de variáveis que as adequassem para estimar o modelo, e da mesma forma, a transformação que mais se aproxima da normalidade é a logarítmica. As variáveis-resposta do modelo a ser estimado foram, então, dadas pela seguinte transformação:

$$a^* = \ln(a^*)$$

Após adequação da variável com o objetivo de satisfazer os requisitos de normalidade e homogeneidade da amostra, os valores do parâmetro a^* foram submetidos à Análise de Variância (Tabela 11).

Tabela 11- Análise de Variância para os dados $\ln(a^*)$.

Fonte de Variação	g.l.	F	P-valor
Intercepto	1	957,7363	<0,0001
Grupo	1	0,1497	0,701
Tempo	7	0,4907	0,841
Grupo X Tempo	7	0,4174	0,8912

Observa-se que não há efeito de tempo, grupo ou interação entre eles significantes a 5%. Logo, pode-se dizer que não há diferenças nos valores estimados para $\ln(a^*)$ tanto no tempo, como nos grupos. Pela análise da Figura 19, pode-se observar o reflexo dos resultados da análise da variância.

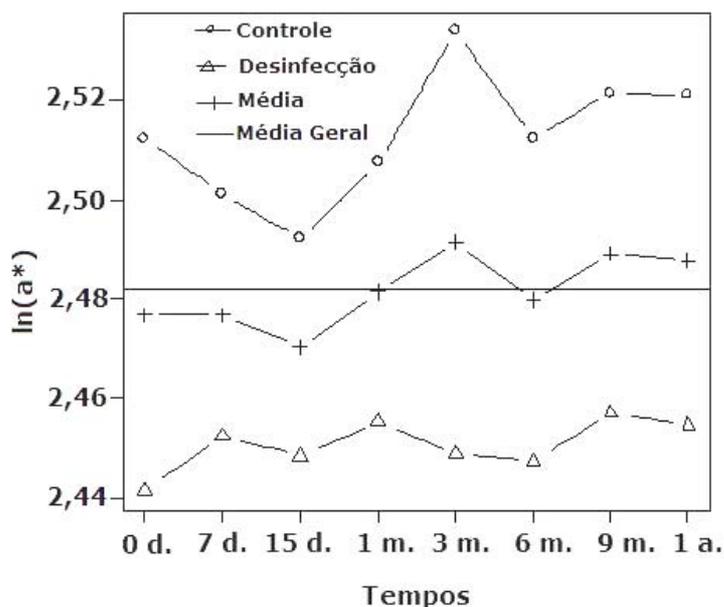


FIGURA 19- REPRESENTAÇÃO DE $\ln(a^*)$ EM FUNÇÃO DO TEMPO CONSIDERANDO OS GRUPOS E A MÉDIA.

5.2.4 Análise do parâmetro b^*

As estatísticas descritivas para o parâmetro de cor b^* estão dispostas na Tabela 12. Nota-se que a amplitude de variação da variável " b^* " é maior no grupo controle que após a desinfecção por micro-ondas, entretanto, a mediana desse é, pelo menos, o dobro daquela encontrada no grupo controle.

Resultado

Tabela 12- Estatísticas descritivas para a variável b* em função do tempo e grupo.

Grupo	Tempo	Média	Mediana	DP	Mínimo	Máximo
Controle	Inicial	5,607	2,755	4,295	0,640	12,240
	7 dias	5,512	2,670	4,258	0,570	11,750
	15 dias	5,860	2,885	4,682	0,660	13,480
	1 mês	5,626	2,915	4,415	0,640	12,110
	3 meses	5,713	2,805	4,476	0,500	13,470
	6 meses	5,624	2,820	4,346	0,650	11,520
	9 meses	5,712	3,120	4,476	0,620	13,300
	1 ano	5,722	3,280	4,478	0,550	13,190
Desinfecção	Inicial	5,758	4,790	3,736	1,390	10,890
	7 dias	5,883	4,935	3,803	1,400	11,150
	15 dias	5,869	4,965	3,757	1,590	10,930
	1 mês	5,780	4,960	3,706	1,370	11,210
	3 meses	5,763	5,025	3,742	1,150	11,330
	6 meses	5,775	5,085	3,728	1,170	10,970
	9 meses	5,871	5,190	3,754	1,190	11,150
	1 ano	5,931	5,125	3,798	1,230	11,770

Os dados relativos à variável b* não são normalmente distribuídos em sua escala original e além disso fica evidente a bimodalidade. Logo uma transformação que reduziria os efeitos deletérios para estimação é um pouco diferente das utilizadas anteriormente, haja vista que é baseada em uma transformação potência, dada por:

$$b^* = b^{1/5}$$

Houve uma melhoria na distribuição dos dados, de modo que o modelo com efeitos aleatórios pode ser estimado e a Análise de Variância executada. A Tabela 13 apresenta os resultados da ANOVA. Não foram observadas diferenças significativas entre os efeitos de grupo e tempo (Figura 20).

Tabela 13- Análise de Variância para os dados ln(b*).

Fonte de Variação	g.l.	F	P-valor
Intercepto	1	1363,4773	<0,0001
Grupo	1	0,2509	0,6194
Tempo	7	0,4769	0,851
Grupo X Tempo	7	0,7483	0,6312

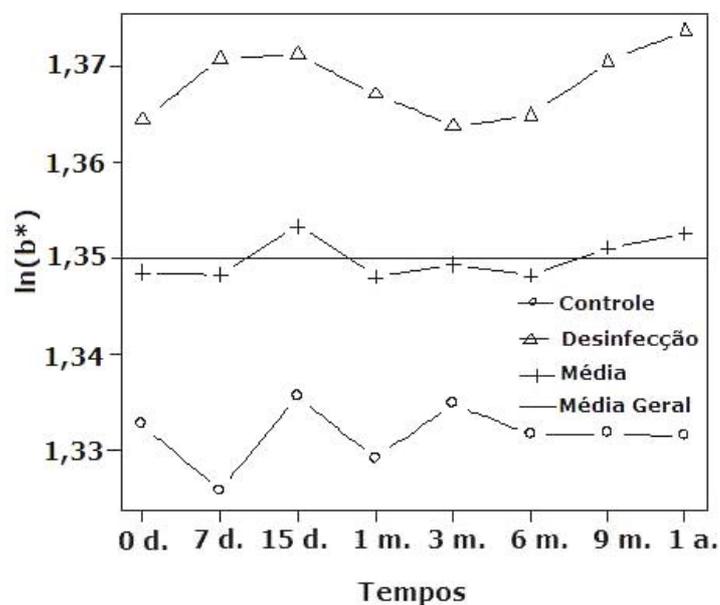


FIGURA 20- REPRESENTAÇÃO DE $\ln(b^*)$ EM FUNÇÃO DO TEMPO CONSIDERANDO OS GRUPOS E A MÉDIA.

5.2.5 *Brilho*

Os valores originais das médias de brilho (G) da resina para reembasamento nos diferentes períodos de avaliação estão descritos nas Tabelas A1 a A16 do Apêndice 3.

Inicialmente, conforme executado em todas as outras variáveis envolvidas neste estudo, é necessária a verificação da igualdade entre médias de brilho no tempo inicial para os dois grupos a fim de que estejam calibrados para as comparações posteriores.

Os dados relativos aos grupos no tempo 0 não são normais e uma vez que esta condição não se faz presente, optou-se por um teste não-paramétrico (Wilcoxon) para a comparação de medianas entre os grupos.

Realizado o teste de Wilcoxon, com a hipótese nula de que não há diferenças entre medianas, obteve-se um p -valor=0,195, o que indica,

Resultado

considerando o nível de significância de 5%, que a hipótese nula não pode ser rejeitada. Assim, pode-se considerar estatisticamente que os grupos estão calibrados no tempo inicial.

A Tabela 14 apresenta as principais estatísticas descritivas para a variável brilho.

Tabela 14- Estatísticas descritivas para o brilho (UB) em função do tempo e grupo.

Grupo	Tempo	Média	Mediana	DP	Mínimo	Máximo
Controle	Inicial	0,650	0,600	0,504	0,000	2,000
	7 dias	0,800	0,700	0,597	0,000	2,500
	15 dias	0,855	0,750	0,578	0,000	2,100
	1 mês	0,875	0,900	0,501	0,100	2,100
	3 meses	1,050	0,900	0,588	0,100	2,300
	6 meses	0,935	0,800	0,527	0,100	2,300
	9 meses	0,880	0,800	0,496	0,100	2,000
	1 ano	0,830	0,800	0,421	0,100	1,900
Desinfecção	Inicial	0,740	0,700	0,310	0,300	1,500
	7 dias	0,795	0,700	0,335	0,400	1,800
	15 dias	0,885	0,800	0,301	0,500	1,500
	1 mês	0,850	0,800	0,361	0,400	1,600
	3 meses	0,770	0,700	0,452	0,200	2,300
	6 meses	0,795	0,650	0,376	0,300	1,700
	9 meses	0,775	0,700	0,323	0,300	1,500
	1 ano	0,785	0,650	0,310	0,400	1,500

O conjunto de dados relativos ao brilho satisfaz, apenas aproximadamente, as condições de aplicabilidade da Análise de Variância, por apresentar normalidade muito fraca. Assim, foi utilizado o modelo com efeitos aleatórios como nas seções anteriores e associado a ele, para sanar possíveis dúvidas, realizou-se o teste não-paramétrico de Friedman.

A Tabela 15 apresenta a ANOVA para os dados relativos ao brilho.

Tabela 15- Análise de Variância para os dados de brilho.

Fonte de Variação	g.l.	F	P-valor
Intercepto	1	190,0641	<0,0001
Grupo	1	0,2487	0,6209
Tempo	7	2,6659	0,0111
Grupo X Tempo	7	2,0368	0,06

Foram observadas diferenças estatísticas ($\alpha=0,05$) apenas para o fator “tempo”.

Adicionalmente, foi realizado o teste de Friedman. Os resultados foram semelhantes ao modelo com efeitos aleatórios, mostrando que houve consonância entre eles. Assim, por se tratar de um teste com menor poder do que o teste paramétrico, os resultados não serão apresentados, tendo em vista a escolha do modelo paramétrico.

Realizou-se, então, o teste de comparações múltiplas de Tukey modificado somente para o fator tempo, considerado único fator significativo nesta abordagem conservadora.

Na Tabela 16, são apresentados os resultados do teste de comparações múltiplas de Tukey. Nessa Tabela, pode-se observar que só há diferenças entre as médias dos tempos 3 e 6 meses com relação ao tempo inicial. Houve um aumento estatisticamente significativo da média de brilho após 3 e 6 meses quando comparado com os valores iniciais. Também foi significativa a diferença entre os valores de brilho obtidos depois do 3º mês com relação ao 7º dia. Todos os outros tempos, quando comparados entre si, não apresentam diferenças importantes. Esses resultados podem ser verificados na Figura 21.

Tabela 16- Resultado do teste de Tukey modificado para o brilho no fator tempo.

Comparação	Diferença Estimada	Erro Padrão	z	P-valor
7 dias - inicial	0,150	0,080	1,868	0,573
15 dias - inicial	0,205	0,080	2,553	0,173
1 mês - inicial	0,225	0,080	2,803	0,094
3 meses - inicial	0,400	0,080	4,982	< 0,001
6 meses - inicial	0,285	0,080	3,550	0,009
9 meses - inicial	0,230	0,080	2,865	0,080
1 ano - inicial	0,180	0,080	2,242	0,327
15 dias - 7 dias	0,055	0,080	0,685	0,997
1 mês - 7 dias	0,075	0,080	0,934	0,983
3 meses - 7 dias	0,250	0,080	3,114	0,039
6 meses - 7 dias	0,135	0,080	1,682	0,699
9 meses - 7 dias	0,080	0,080	0,996	0,975
1 ano - 7 dias	0,030	0,080	0,374	1,000
1 mês - 15 dias	0,020	0,080	0,249	1,000
3 meses - 15 dias	0,195	0,080	2,429	0,227
6 meses - 15 dias	0,080	0,080	0,996	0,975
9 meses - 15 dias	0,025	0,080	0,311	1,000
1 ano - 15 dias	-0,025	0,080	-0,311	1,000
3 meses - 1 mês	0,175	0,080	2,180	0,364
6 meses - 1 mês	0,060	0,080	0,747	0,996
9 meses - 1 mês	0,005	0,080	0,062	1,000
1 ano - 1 mês	-0,045	0,080	-0,561	0,999
6 meses - 3 meses	-0,115	0,080	-1,432	0,842
9 meses - 3 meses	-0,170	0,080	-2,117	0,404
1 ano - 3 meses	-0,220	0,080	-2,740	0,111
9 meses - 6 meses	-0,055	0,080	-0,685	0,997
1 ano - 6 meses	-0,105	0,080	-1,308	0,896
1 ano - 9 meses	-0,050	0,080	-0,623	0,999

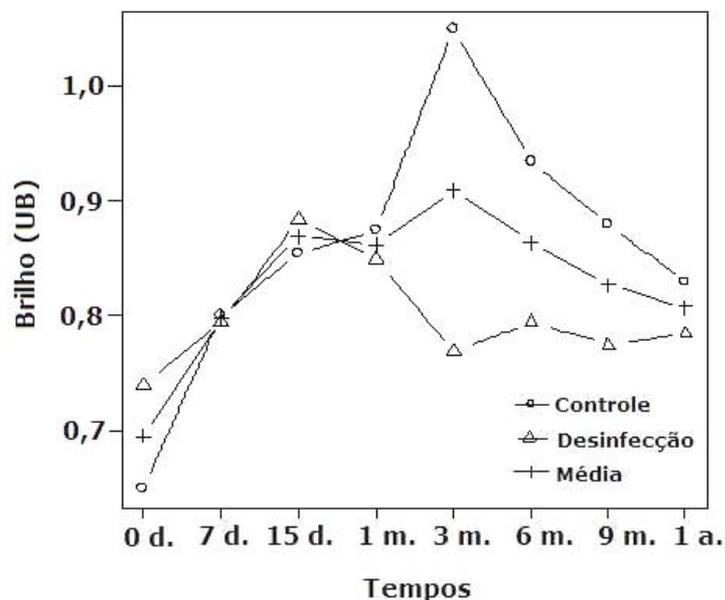


FIGURA 21- EVOLUÇÃO DO BRILHO EM FUNÇÃO DE TEMPOS E GRUPOS.

5.3 *Descoloração e manchamento*

Para a descoloração e manchamento, após 9 meses de avaliação, uma prótese pertencente ao grupo controle foi enquadrada no critério Bravo, representando 5% dos pacientes desse grupo. Já, para o grupo submetido à desinfecção por micro-ondas, também se verificou a presença de um caso de descoloração e manchamento envolvendo até 50% da superfície reembasada (critério Bravo). No entanto, para esse grupo, a alteração foi observada somente na avaliação final (1 ano) do material reembasador (Tabela 17).

Tabela 17- Avaliação da descoloração e manchamento de acordo com os critérios modificados do “United States Public Health Service” (USPHS criteria) de ambos os avaliadores.

Grupo	ALFA		BRAVO		CHARLIE	
	Nº de próteses	% de próteses	Nº de próteses	% de próteses	Nº de próteses	% de próteses
GC	19	95%	1	5%	0	0
GD	19	95%	1	5%	0	0

5.4 *Rugosidade superficial*

Os valores originais das médias de rugosidade superficial do material avaliado nos diferentes períodos de avaliação estão descritos nas Tabelas A31 a 47 do Apêndice 3.

Primeiramente, para constatar numericamente a hipótese de que não há diferenças significativas entre os valores de rugosidade superficial dos dois grupos obtidos logo após do reembasamento e antes de qualquer tratamento, realizou-se um teste para verificar se as variâncias são diferentes, a razão de variâncias de Fisher. A hipótese nula é de que não haja diferença entre as variâncias dos grupos. Como resultado, não há motivos para rejeição da hipótese nula (estatística $F = 0,6671$, com $p\text{-valor} = 0,3855$). Assim, já que a diferença entre médias é nula, pode-se considerar a variância conjunta. Foi realizado, então, o teste T uma vez que foi comprovada a normalidade dos dados. A hipótese nula de que não há diferenças entre as médias de rugosidade superficial no tempo 0 não pôde ser rejeitada, considerando $\alpha=0,05$, uma vez que a estatística $T=1,176$ com 38 graus de liberdade têm $p\text{-valor}=0,247$. Portanto, não se pode dizer que há diferenças significativas entre estes grupos no período de avaliação considerado.

A Tabela 18 descreve a evolução temporal da variável rugosidade em função de tempos e grupos. É fácil notar que há queda ao longo do tempo nos dois grupos quanto à rugosidade.

Resultado

Tabela 18- Estatísticas descritivas para rugosidade superficial em função do tempo e grupo.

Grupo	Tempo	Média	Mediana	DP	Mínimo	Máximo
Controle	Inicial	2,779	2,672	0,493	2,233	3,857
	7 dias	2,798	2,670	0,709	2,183	5,343
	15 dias	2,687	2,677	0,382	2,173	3,820
	1 Mês	2,633	2,603	0,312	2,007	3,217
	3 meses	2,436	2,493	0,340	1,887	3,063
	6 meses	2,286	2,330	0,397	1,293	2,947
	9 meses	2,301	2,253	0,302	1,750	2,907
	1 ano	2,270	2,200	0,290	1,803	2,920
Desinfecção	Inicial	2,574	2,727	0,604	1,193	3,517
	7 dias	2,399	2,478	0,613	1,143	3,613
	15 dias	2,317	2,365	0,576	1,167	3,443
	1 mês	2,215	2,182	0,583	1,077	3,357
	3 meses	2,175	2,225	0,583	1,043	3,260
	6 meses	2,112	2,287	0,605	0,987	3,160
	9 meses	2,047	2,237	0,581	1,013	3,020
	1 ano	1,955	2,152	0,580	0,950	2,913

Após comprovar a calibração dos grupos, os dados foram submetidos a testes para avaliação normalidade dos resíduos. Os dados relativos à rugosidade superficial podem ser considerados normalmente distribuídos assintoticamente e portanto, o modelo de efeitos aleatórios pode ser utilizado com os dados em escala real. O modelo completo, com efeitos de tempo, grupo e a interação entre eles, foi estimado e o resultado da análise de variância é apresentado na Tabela 19.

Tabela 19- Análise de Variância para os dados da variável rugosidade superficial.

Fonte de Variação	g.l.	F	P-valor
Intercepto	1	1144,6621	<0,0001
Grupo	1	4,5563	0,0393
Tempo	7	22,6378	<0,0001
Grupo X Tempo	7	1,0634	0,3874

Os resultados apresentados, considerando-se o nível de significância de 5%, indicam que há efeito de grupos e tempos, individualmente. Testes “post-hoc” são necessários para se detectar tais diferenças, e da mesma

forma que executado anteriormente, optou-se pelo teste de Tukey para comparações múltiplas.

O resultado do teste de comparação múltipla de Tukey para a análise do fator “grupo” mostra que os valores de rugosidade superficial obtidos após as desinfecções em micro-ondas são estatisticamente inferiores quando comparados com o grupo controle (Tabela 20 e Figura 22). O p-valor foi inferior ao nível de significância, de modo que, então, se rejeita a hipótese nula de igualdade de médias para os grupos.

Tabela 20- Resultado do teste de Tukey para a diferença entre médias de rugosidade no fator grupo.

Grupos	Diferença Estimada	Erro padrão	z	P-valor
Desinfecção – Controle	-0,2995	0,1403	-2,1350	0,0328

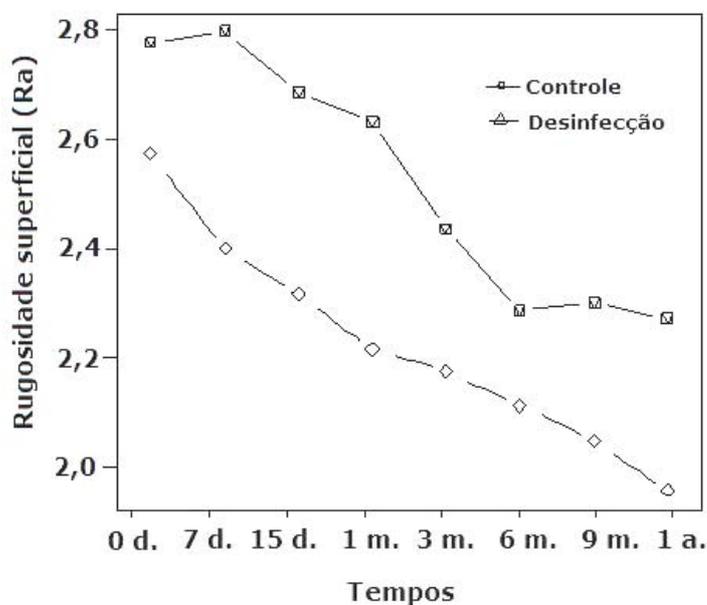


FIGURA 22- EVOLUÇÃO DA RUGOSIDADE EM FUNÇÃO DE TEMPOS E GRUPOS.

Resultado

A Figura 23 reflete as diferenças entre médias avaliando-se o fator “tempo”. A coincidência entre as barras vermelhas indica semelhança estatística.



FIGURA 23- ILUSTRAÇÃO DAS DIFERENÇAS ENTRE AS MÉDIAS DE RUGOSIDADE CONSIDERANDO O TEMPO.

O que se observa é que não existem diferenças significativas entre médias dos tempos posteriores a três meses após o reembasamento, bem como não existem diferenças entre tempos inferiores a três meses. Esses dois agrupamentos diferem entre si, de modo que a média de valores superiores a 3 meses são significativamente diferentes às médias dos tempos inferiores a 3 meses. O resultado completo do Teste de Tukey pode ser observado na Tabela 21.

Tabela 21- Resultado do teste de Tukey modificado para a rugosidade superficial no fator tempo.

Comparação	Diferença Estimada	Erro Padrão	z	P-valor
7 dias - inicial	0,019	0,088	0,220	1,000
15 dias - inicial	-0,092	0,088	-1,047	0,967
1 mês - inicial	-0,147	0,088	-1,670	0,707
3 meses - inicial	-0,344	0,088	-3,916	0,002
6 meses - inicial	-0,493	0,088	-5,624	< 0,001
9 meses - inicial	-0,478	0,088	-5,449	< 0,001
1 ano - inicial	-0,509	0,088	-5,802	< 0,001
15 dias - 7 dias	-0,111	0,088	-1,267	0,911
1 mês - 7 dias	-0,166	0,088	-1,890	0,558
3 meses - 7 dias	-0,363	0,088	-4,136	< 0,001
6 meses - 7 dias	-0,513	0,088	-5,844	< 0,001
9 meses - 7 dias	-0,497	0,088	-5,669	< 0,001
1 ano - 7 dias	-0,528	0,088	-6,023	< 0,001
1 mês - 15 dias	-0,055	0,088	-0,623	0,999
3 meses - 15 dias	-0,252	0,088	-2,869	0,079
6 meses - 15 dias	-0,402	0,088	-4,577	< 0,001
9 meses - 15 dias	-0,386	0,088	-4,402	< 0,001
1 ano - 15 dias	-0,417	0,088	-4,755	< 0,001
3 meses - 1 mês	-0,197	0,088	-2,246	0,324
6 meses - 1 mês	-0,347	0,088	-3,954	0,002
9 meses - 1 mês	-0,332	0,088	-3,779	0,004
1 ano - 1 mês	-0,363	0,088	-4,132	< 0,001
6 meses - 3 meses	-0,150	0,088	-1,708	0,682
9 meses - 3 meses	-0,135	0,088	-1,533	0,789
1 ano - 3 meses	-0,166	0,088	-1,887	0,560
9 meses - 6 meses	0,015	0,088	0,175	1,000
1 ano - 6 meses	-0,016	0,088	-0,179	1,000
1 ano - 9 meses	-0,031	0,088	-0,353	1,000

A Ilustração 24 resume os dados estimados por meio do modelo de escolha, onde pode ser observada as diferenças entre as médias, a redução da rugosidade no tempo, principalmente no grupo submetido à desinfecção.

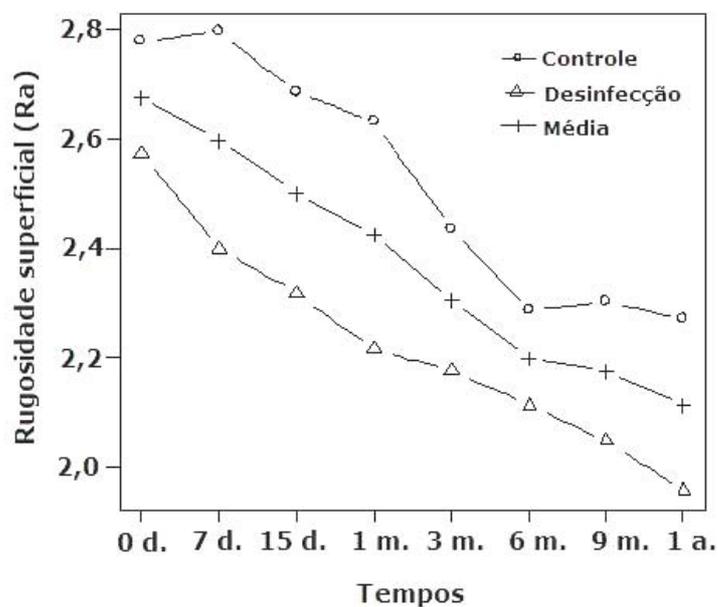


FIGURA 24- EVOLUÇÃO DA RUGOSIDADE EM FUNÇÃO DE TEMPOS E GRUPOS, CONSIDERANDO O VALOR MÉDIO.

5.5 Irritação dos tecidos orais

Não foram observados presença de vermelhidão, irritação transitória ou edema persistentes. Dessa forma, não ocorreu irritação dos tecidos orais, sendo escolhido, então, o critério Alfa em 100% dos casos, conforme mostra a Tabela 22.

Tabela 22- Avaliação da irritação dos tecidos orais de acordo com os critérios modificados do “United States Public Health Service” (USPHS criteria) por ambos os avaliadores.

Grupo	ALFA		BRAVO		CHARLIE	
	Nº de próteses	% de próteses	Nº de próteses	% de próteses	Nº de próteses	% de próteses
GC	20	100%	0	0	0	0
GD	20	100%	0	0	0	0

5.6 *Separação ou fratura*

Em nenhuma das próteses submetidas ao procedimento reembasador, ocorreu separação ou fratura do material, sendo atribuído o critério Alfa para esta característica (Tabela 23).

Tabela 23- Avaliação da separação ou fratura de acordo com os critérios modificados do “United States Public Health Service” (USPHS criteria) por ambos os avaliadores.

Grupo	ALFA		BRAVO		CHARLIE	
	Nº de próteses	% de próteses	Nº de próteses	% de próteses	Nº de próteses	% de próteses
GC	20	100%	0	0	0	0
GD	20	100%	0	0	0	0

5.7 *Quantificação microbiológica*

As placas de Petri semeadas correspondentes às próteses reembasadas do grupo controle (GC) apresentaram crescimento microbiano após 48 horas de incubação.

O número de colônias de cada duplicata foi contado e os valores de ufc/mL foram calculados. Os valores originais das médias das duplicatas em ufc/mL e os valores originais transformados para logaritmo na base dez para as próteses do grupo controle estão descritos nas Tabelas A48 e A49 do Apêndice 3.

Os valores originais de ufc/mL obtidos, além de elevados, apresentam uma distribuição assimétrica e variabilidade muito acentuada entre os períodos avaliados. Assim, a transformação logarítmica de base 10 foi realizada para diminuir a assimetria.

As sementeiras das placas de Petri referentes às próteses desinfetadas em micro-ondas não apresentaram colônias viáveis a partir da avaliação de 7 dias. Assim, a Tabela 50 do Apêndice 3 apresenta os valores originais das médias das duplicatas em ufc/mL apenas da leitura realizada no tempo inicial e sua transformação logarítmica. Para esse grupo, fica evidente o efeito da esterilização.

Resultado

A primeira análise é a calibração dos grupos como realizada nas seções anteriores. Para avaliar a hipótese de igualdade de médias de $\log(\text{ufc/mL})$ no tempo inicial foi utilizado o teste não-paramétrico de Wilcoxon, dado que não foi alcançada a normalidade neste conjunto de dados por qualquer transformação de variáveis conhecida. Como resultado, com nível de significância de 5%, não podemos rejeitar a hipótese nula de igualdade de médias (estatística $Z=1,005$, $p\text{-valor}=0,317$) pelo teste, de modo que os grupos estavam calibrados no início do experimento.

A Tabela 24 apresenta a estatística descritiva da variável $\log(\text{ufc/mL})$ em função de tempos e grupos.

Tabela 24- Estatísticas descritivas para $\log(\text{ufc/mL})$ em função do tempo e grupo.

Grupo	Tempo	Média	Mediana	DP	Mínimo	Máximo
Controle	Inicial	5,593	5,520	0,296	5,158	6,539
	7 dias	5,488	5,389	0,368	5,134	6,744
	15 dias	5,461	5,416	0,249	5,188	6,301
	1 mês	5,441	5,459	0,365	4,107	6,152
	3 meses	5,299	5,494	0,532	4,199	6,210
	6 meses	5,445	5,507	0,270	4,358	5,683
	9 meses	5,553	5,563	0,070	5,380	5,678
	1 ano	5,574	5,582	0,076	5,422	5,701
Desinfecção	Inicial	5,469	5,511	0,221	4,559	5,617
	7 dias	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	15 dias	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	1 mês	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	3 meses	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	6 meses	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	9 meses	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000
	1 ano	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000

Os dados relativos ao $\log(\text{ufc/mL})$ não puderam ser transformados para a obtenção da normalidade de resíduos. Como há somente um fator a ser analisado, o tempo, foi utilizado o teste não-paramétrico de Friedman. Desta maneira, é preservada a característica dos dados de serem obtidos via medidas repetidas conservando a correlação intra-indivíduos como no modelo de efeitos aleatórios.

Resultado

A hipótese nula do teste é que todas as medianas são iguais. Assim, com nível de significância de 5% rejeitou-se esta hipótese (estatística com $p\text{-valor} < 0,0001$). Logo, existem tempos com medianas diferentes entre si.

A Figura 25 informa quais tempos apresentam diferenças com relação às medianas. Nessa Figura, as medianas estão ordenadas e barras sob estas estatísticas indicam grupos com medianas não significantes entre si com nível de significância de 5%.

7 dias	15 dias	1 mês	3 meses	6 meses	inicial	9 meses	1 ano
5,389	5,416	5,459	5,494	5,507	5,520	5,563	5,582

FIGURA 25- COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS ENTRE MEDIANAS DOS VALORES DE LOG(ufc/mL) EM FUNÇÃO DO TEMPO.

Fica claro que não há diferenças entre o tempo inicial, 9 meses e 1 ano. A maior redução na mediana dos valores de log(ufc/mL) acontece no 7º dia e essa não é diferente estatisticamente das medianas encontradas até o 6º mês. Há igualdade de medianas nos tempos intermediários (3 e 6 meses). A Figura 26 é importante na visualização destas características.

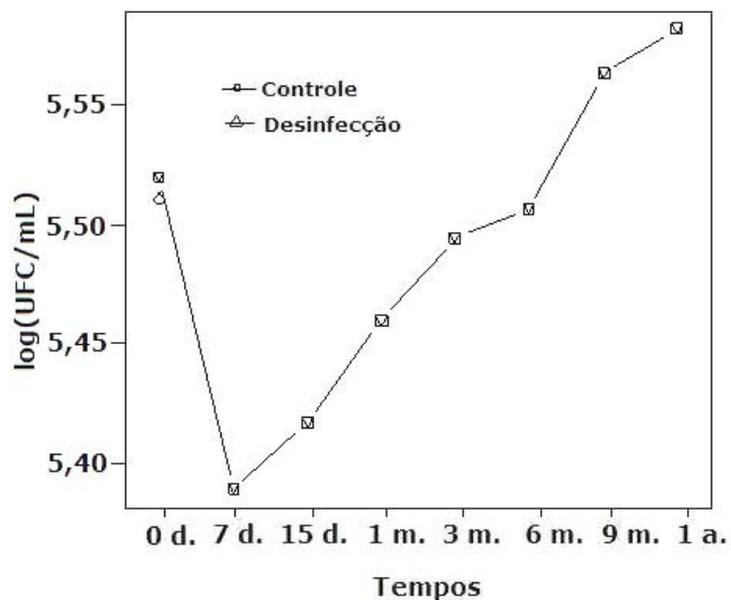


FIGURA 26- EVOLUÇÃO DO LOG(ufc/mL) MEDIANO EM FUNÇÃO DE TEMPOS.

Em resumo, esta análise é mais realista e conservadora quando feita sob a óptica de estatísticas robustas, como a mediana, que não são influenciadas por valores extremos e outliers, muito presentes nos dados de quantificação microbiológica.



6 *Discussão*

As resinas reembasadoras imediatas são materiais que vêm sendo utilizados devido à capacidade de restabelecimento da adaptação da prótese removível ao rebordo residual de forma simples e rápida, sem a necessidade de envio da prótese para o laboratório. O procedimento reembasador é utilizado com a finalidade de prolongar a vida útil de próteses deficientes na retenção, mas consideradas adequadas quanto à integridade da resina de base e dos dentes artificiais e quanto às relações oclusais. Dessa forma, o material reembasador deveria apresentar durabilidade e propriedades semelhantes às das resinas para base de prótese. O desempenho clínico da resina para reembasamento, incluindo cor, brilho, textura superficial, potencial alergênico e fratura do material, pode afetar a aceitação da prótese reembasada pelo paciente.

Assim, o presente estudo avaliou o comportamento clínico da resina Tokuyama Rebase em próteses reembasadas com essa resina após desinfecções por micro-ondas em diferentes períodos ao longo de 1 ano. Além disso, foi verificado o efeito das irradiações na quantificação de micro-organismos deste material reembasador.

6.1 *Lisura e escoamento*

A lisura e o escoamento foram avaliados, logo após o reembasamento, de acordo com os critérios estabelecidos por Haywood et al.³⁷ em 2003. De acordo com esses autores, o escoamento é considerado insatisfatório se o material possuir elevada fluidez, prejudicando o seu controle pelo profissional ou se o material for demasiadamente viscoso de forma a não reproduzir fielmente a mucosa palatina. Quanto à lisura de superfície, essa propriedade é considerada insatisfatória se a superfície do material reembasador apresentar aparência granular ou rugosa. Para todos os casos avaliados na presente pesquisa, essas propriedades foram consideradas satisfatórias.

De acordo com o fabricante, a resina utilizada neste estudo foi introduzida no mercado em substituição à Tokuso Rebase, devido à evolução de suas propriedades. Assim, pode-se considerar que os resultados obtidos nessa pesquisa estão de acordo com os estudos de Haywood et al.³⁷ e Matsumura et al.⁵³. Haywood et al.³⁷ classificaram como bom ou satisfatório o escoamento do reembasador Tokuso Rebase em 100% dos casos. Os autores também avaliaram como satisfatória a lisura desse material após a polimerização. Da mesma forma, Matsumura et al.⁵³ consideraram que o material reembasador Tokuso Rebase apresenta adequada viscosidade antes de sua polimerização. Assim, considerando adequados a lisura e o escoamento do Tokuyama Rebase, pode-se concluir que esse material será facilmente manipulado pelo profissional, além de copiar adequadamente a mucosa palatina do paciente.

6.2 Estabilidade de cor, descoloração e manchamento e brilho

A cor dos materiais utilizados na confecção e reembasamento das próteses removíveis parciais ou totais é um fator determinante para a estética protética. Para avaliação da cor dos materiais odontológicos, pode-se utilizar o método subjetivo, por meio da avaliação visual e o método instrumental através de equipamentos específicos, como os espectrofotômetros. A avaliação visual da cor não é suficiente, já que depende da habilidade visual do avaliador, do ângulo de visão do objeto, da cor do mobiliário e da quantidade de luz solar, dentre outros fatores⁴³. Paul et al.⁶⁴ observaram maior precisão com a técnica de espectrofotometria quando comparada com o registro visual humano na seleção das tonalidades. Assim, a mensuração da cor, neste estudo, foi realizada por meio de espectrofotômetro.

A percepção da cor é estritamente dependente da fonte de luz, do observador e do objeto. O equipamento empregado nesta pesquisa utiliza como iluminante a luz do dia (D65), aferindo a quantidade de luz refletida por uma amostra colorida.

Relata-se que a alteração de cor clinicamente aceitável situa-se em valores até $\Delta E=3,3$, embora este valor não devesse ser rígido, já que a

aceitabilidade depende da aplicação clínica. O critério de 3,3 unidades equivale ao termo *fair* (correto) no procedimento avaliador da Associação de Químicos e Coloristas Têxteis para alteração de cor de materiais têxteis⁷⁴ e, portanto, não se originou a partir da aplicabilidade em odontologia. Segundo os critérios do USPHS (Serviço de Saúde Pública Americana), o escore alfa corresponde a ΔE entre 2,2 e 4,4, ampliando os limites da aceitabilidade clínica³⁰. Entretanto, neste trabalho, utilizou-se a classificação determinada pelo National Bureau of Standards (NBS) que considera: valores (em unidades NBS) de 0,0 a 0,5 – alteração extremamente leve; 0,5 a 1,5 – alteração leve; 1,5 a 3,0 – alteração perceptível; 3,0 a 6,0 – alteração marcante; 6,0 a 12,0 – alteração extremamente marcante e 12,0 ou mais – alteração para outra cor⁸⁵. Ao avaliar os resultados obtidos neste estudo, pode-se notar que as próteses reembasadas submetidas à desinfecção em micro-ondas apresentaram uma leve alteração de cor em todos os períodos avaliados. Entretanto, o grupo controle mostrou alteração de cor perceptível em todos os períodos (Tabela 6).

As alterações cromáticas podem ter origem intrínseca ou extrínseca. Os fatores intrínsecos se relacionam às alterações internas do material decorrentes de reações físico-químicas ou ainda à oxidação de monômeros residuais^{76,80}. Assim, o iniciador, a quantidade e tipo de monômero e a eficiência da polimerização influenciam na estabilidade de cor dos materiais à base de resina⁷⁶. A polimerização pode ter influência significativa na alteração de cor, desde que, quanto maior o grau de conversão, menor a quantidade de monômero residual disponível para a formação de produtos de degradação coloridos⁷⁶. Além disso, o mecanismo de sorção de água pode explicar a penetração de corantes, resultando em menores valores para materiais hidrofóbicos. Os fatores extrínsecos incluem adsorção e absorção de pigmentos decorrentes dos hábitos alimentares dos pacientes, do uso do cigarro e do acúmulo de placa^{36,32}.

Ao comparar os grupos GC e GD, pode-se notar que a utilização das micro-ondas como método de desinfecção gerou menores alterações cromáticas. As irradiações por meio de micro-ondas elevam a temperatura da resina de forma imediata e uniforme⁹⁴. Dessa forma, o aquecimento proporcionado pelas micro-ondas em uma prótese já polimerizada pode levar a resina próxima à sua temperatura de transição vítrea (T_g), proporcionando maior

mobilidade das moléculas de monômero residual em direção aos radicais livres presentes, induzindo uma reação complementar de polimerização e maior grau de conversão do monômero em polímero^{50,92}. De acordo com Wallace et al.⁹⁴, a diferença entre o aquecimento convencional por condução e o aquecimento dielétrico (como nas micro-ondas) é que neste método, tanto as partes internas como externas do objeto são aquecidas uniformemente e a temperatura aumenta mais rapidamente. A energia de micro-ondas não depende da condutividade térmica, sendo, portanto, mais eficiente para o aquecimento de materiais como as resinas acrílicas. Tem sido demonstrado que a irradiação com micro-ondas após a polimerização química, reduz significativamente o conteúdo de monômero residual de resinas autopolimerizáveis convencionais^{12,100}, por elas apresentarem maior conteúdo de monômero residual em relação às termopolimerizáveis. Essa redução de monômero residual ocorre pela reação complementar de polimerização com maior grau de conversão do monômero em polímero e pelo processo de vaporização do monômero^{91,92}. Além disso, o calor gerado pelas micro-ondas sobre a massa da resina pode promover maior difusão do monômero para a superfície do material e, conseqüentemente, sua volatilização⁵⁵. Assim, os resultados superiores de estabilidade de cor foram obtidos em próteses submetidas à desinfecção por micro-ondas quando comparados ao grupo controle. Pode-se supor, então, que o menor conteúdo de monômero residual resultou em menores índices de oxidação diminuindo a ocorrência de alterações cromáticas intrínsecas.

Maior alteração de cor foi observada após 1 mês, 3 meses, 6 meses, 9 meses e 1 ano quando comparado a 7 dias. Esses resultados estão de acordo com Hong et al.³⁹, que verificaram aumento da alteração de cor de resinas acrílicas com o passar do tempo.

A susceptibilidade à alteração de cor da resina avaliada neste estudo, pode ser atribuída tanto a fatores intrínsecos como a fatores extrínsecos. O grau de absorção de água e hidrofília do material reembasador podem explicar sua menor estabilidade de cor em função do tempo. O polietil metacrilato, principal componente do pó do Tokuyama Rebase II, é hidrofílico⁷⁸, sendo assim apresenta um elevado grau de absorção de água e um relativo aumento de descoloração quando comparado aos materiais hidrofóbicos⁶. Além disso, as alterações de cor das resinas à base de metil/etil metacrilato podem ser

decorrentes da alta absorção de água²¹. Büyükyilmaz, Ruyter²¹ avaliaram sete resinas para base de próteses e verificaram absorção de água de 2,5% a 3,5% do volume total das amostras, além de alteração de cor. Também foi relatado em um estudo anterior⁶ que a água causa degradação química por hidrólise, provocando a formação de poros na superfície dos compósitos. Provavelmente, a porosidade no interior do material reembasador pode ter facilitado a absorção de líquidos, contribuindo para o processo de alteração de cor da resina avaliada.

Pode-se admitir também a ocorrência de descoloração endógena irreversível devido ao envelhecimento do material reembasador, causando mudanças na estrutura do material ou ainda descoloração interna decorrente da incompleta conversão de iniciadores e de ligações C=C não convertidas³².

Uma outra hipótese, é que a descoloração extrínseca da resina avaliada pode ter ocorrido devido à absorção superficial de corantes alimentícios ou de enxaguatórios bucais, fumo ou ainda pela presença de biofilme³².

Os hábitos alimentares dos pacientes podem ter influência significativa na cor dos materiais odontológicos. Indivíduos que apresentam alta frequência de ingestão de café, refrigerantes e chá podem apresentar maior pigmentação de seus dentes e de suas próteses⁸⁹. O café possui pigmentos marrons originários das reações de Maillard e de caramelização, que surgem durante o processo de torrefação dos grãos¹⁰. Por essas reações, são formados as melanoidinas e os caramelos responsáveis pela coloração do café e pelo efeito cromogênico dessa bebida sobre os materiais odontológicos^{36,49,76,89}. A coloração marrom escura observada nos refrigerantes à base de cola também é decorrente do caramelo¹⁰. Já, o chá adquire coloração marrom durante seu processamento devido a conversão da clorofila em feoforbídeos (marrom) e feofitinas (preto)¹⁰. Os pigmentos encontrados nessas bebidas podem ter gerado as alterações observadas para o parâmetro L*. A exposição diária da prótese aos corantes presentes no café, cola ou chá pode ocasionar o aumento dos valores do parâmetro L* com o decorrer do tempo, aproximando a coloração do material reembasador à tonalidade marrom.

Quanto aos enxaguatórios bucais, sabe-se que são acrescentados pigmentos verdes, azuis ou vermelhos a essas soluções, com a finalidade de torná-las mais atrativas para os consumidores. No entanto, os voluntários participantes desta pesquisa foram orientados a não utilizar qualquer

tipo de solução para a limpeza bucal. Assim, não foram observadas alterações de cor envolvendo os parâmetros a^* e b^* .

Com relação ao fumo, entre os componentes do cigarro, encontram-se a nicotina e o alcatrão. De acordo com Takeuchi⁸⁷, o alcatrão é responsável pelo manchamento dos materiais resinosos, pois a nicotina pura é um alcalóide existente na folha do tabaco, que na forma líquida é incolor. Já, o alcatrão apresenta coloração variando de marrom a preto. Belli et al.¹¹, em 1997, comprovaram o efeito do manchamento do cigarro em materiais utilizados em facetas laminadas. Os autores concluíram que a fumaça do cigarro teve o maior potencial de manchamento seguido pelo café, chá e água destilada¹¹. No presente estudo, ao avaliar a descoloração e o manchamento pelo método subjetivo, duas próteses, uma em cada grupo, foram enquadradas no critério Bravo. Essas próteses apresentaram alteração de cor que pôde ser verificada visualmente e que foi relacionada com o uso do cigarro (Tabela 17).

A alteração de cor de origem extrínseca também pode ser decorrente da presença de biofilme na prótese reembasada. A deposição de proteínas salivares e alimentos na superfície protética com a conseqüente formação do biofilme são propícios à alteração de cor por facilitar a aderência e a absorção de substâncias corantes^{15,40}.

Com base em todas essas considerações, pode-se sugerir que as micro-ondas promoveram alterações internas no reembasador, reduzindo compostos químicos responsáveis por mudanças na cor desse material. Além disso, pôde-se verificar que o tempo ocasionou alteração na coloração das resinas pela somatória de efeitos intrínsecos e extrínsecos.

Quanto à avaliação de brilho, sabe-se que esse fenômeno óptico surge ao se avaliar a aparência da superfície. A avaliação do brilho descreve a capacidade da superfície de refletir a luz direta⁴⁷. Assim, a rugosidade da superfície influencia de modo direto na avaliação do brilho. Quando a superfície de reflexão é lisa, a luz é refletida de maneira regular, permanecendo na mesma posição relativa⁴⁷. Quando a superfície de reflexão é rugosa, a luz é refletida de maneira aleatória e a superfície aparece opaca e fosca, ou seja, sem brilho⁴⁷. Neste estudo, os valores médios de brilho, independente do grupo experimental, aumentaram até o 3º mês de reembasamento (Figura 21), sendo esses valores e as médias obtidas após 6 meses significativamente diferentes dos valores

iniciais. É interessante notar que esse período também foi um divisor para os valores de rugosidade (Figura 23). Após 3 meses, houve uma diminuição da rugosidade de superfície do material reembasador. Provavelmente, o aumento do brilho ocorreu em decorrência da maior lisura da superfície.

Após 6 meses, observa-se novamente uma queda dos valores de brilho, igualando-se novamente às médias obtidas inicialmente. Keyf, Etikan⁴⁵ observaram uma progressiva diminuição dos valores de brilho para amostras de resina acrílica do grupo controle em função do tempo. De acordo com esses autores, o brilho das resinas é diretamente influenciado pelo manchamento superficial ocasionado pelos hábitos alimentares do paciente ou pela utilização de soluções desinfetantes. Como observado na avaliação da estabilidade de cor, a alteração cromática do material reembasador, neste estudo, aumentou com o passar do tempo. Em virtude disso, conforme relatado por Keyf, Etikan⁴⁵, a queda dos valores de brilho depois do 6º mês pode estar, provavelmente, relacionada com o aumento da alteração de cor da resina Tokuyama.

6.3 *Rugosidade superficial*

O acúmulo de micro-organismos nas próteses removíveis parciais e totais favorece a ocorrência de altos índices de estomatite protética¹⁰¹. Dessa forma, as características superficiais das resinas acrílicas e reembasadoras são de extrema relevância clínica. A rugosidade superficial das resinas é diretamente influenciada pelo tipo de escova utilizada pelo paciente, pela frequência, pressão e tipo de movimentos feitos durante a escovação, pelo tamanho e forma das partículas abrasivas do dentífrico ou do sabão, bem como pelo tipo de solução utilizada como meio coadjuvante de higienização²⁵.

Quanto ao tipo de escova dental utilizada, é importante observar a dureza, o diâmetro e o comprimento das cerdas, pois, quanto maior o diâmetro das cerdas, maior será o desgaste da resina e quanto maior o comprimento, menor a abrasão¹⁹. Na escolha do dentífrico a ser empregado, deve-se observar a composição química, estrutura cristalina, clivagem, friabilidade, solubilidade, concentração, dureza, além do tamanho e forma das partículas²⁵.

No presente estudo, com o objetivo de gerar as menores alterações superficiais possíveis durante a higienização, todos os pacientes

receberam escovas dentais Colgate Classic do tipo macia, já que Botega et al. constataram que escovas com cerdas macias e arredondadas têm apenas efeito de polimento sobre materiais resinosos¹⁷. Além disso, os pacientes foram orientados a utilizar sabão de coco para a escovação. O sabão de coco, de acordo com Barnabé et al.⁹, é um produto alcalino sem partículas abrasivas, composto por óleo de coco, hidróxido de sódio, cloreto de sódio, água, antioxidantes e glicerina, sendo portanto, natural, biodegradável e antibacteriano. Sexson, Phillips⁸⁴ observaram pequeno efeito do sabão e da água na resistência à abrasão de resinas acrílicas. Assim, com a padronização dos produtos utilizados na higienização, foi possível avaliar apenas o efeito da desinfecção por micro-ondas e do tempo na rugosidade superficial do Tokuyama Rebase II.

As próteses reembasadas submetidas à desinfecção em micro-ondas apresentaram menores valores de rugosidade em relação ao grupo controle. O aquecimento gerado pela irradiação em micro-ondas até valores próximos da temperatura de transição vítrea da resina ocasiona uma maior mobilidade das moléculas de monômero residual e, conseqüentemente, uma maior conversão do monômero em polímero. Novais et al.⁶⁰ observaram, após sete desinfecções em micro-ondas, uma diminuição no número de poros para a resina Tokuso Rebase Fast. Segundo os autores, as cadeias poliméricas adquirem uma maior mobilidade após o aquecimento, originando mudanças de conformação, e melhora das propriedades dos materiais. A diminuição do número de poros, provavelmente, influencia na leitura de rugosidade superficial, já que quanto menor o número de vales e protuberâncias, menor será o valor de rugosidade superficial da resina avaliada. Além disso, Novais et al.⁶⁰ afirmaram que a maior mobilidade das moléculas de monômero residual ao produzir uma conversão adicional do monômero em polímero, pode formar uma estrutura molecular mais densa. É provável que essas alterações estruturais tenham influenciado na diminuição dos valores de rugosidade da resina Tokuyama após as desinfecções.

As próteses reembasadas apresentaram valores de rugosidade superficial significativamente menores depois de 3 meses quando comparadas às médias dos tempos inferiores a 3 meses. Observa-se, para o grupo controle, uma diminuição progressiva dos valores de rugosidade com o decorrer dos

períodos avaliados, com tendência à estabilização após 6 meses. Já, para o grupo submetido à desinfecção, há uma contínua diminuição das médias de rugosidade até 1 ano. Apesar da evolução das propriedades das resinas reembasadoras diretas, ainda há influência do elevado conteúdo de monômero residual no desempenho desses materiais². O uso de ativadores químicos nas resinas autopolimerizáveis é responsável pelo baixo grau de conversão dos monômeros em polímeros nesses materiais, resultando, conseqüentemente, em elevado conteúdo de monômero residual na resina polimerizada^{56,91}. Essas substâncias podem atuar como plastificantes, afetando as propriedades físicas e mecânicas das resinas acrílicas, como a rugosidade de superfície^{60,90}. Além disso, o conteúdo de monômero residual nas resinas autopolimerizáveis é maior na superfície⁹⁹. Após 3 meses de utilização da prótese, o monômero residual pode ter sido consumido por meio de polimerização complementar ou ter se difundido durante o armazenamento noturno das próteses^{50,90,92} favorecendo as propriedades mecânicas da resina de reembasamento imediato. Deve ser considerado também que as micro-ondas promovem a redução dos níveis de monômero residual¹² com conseqüentemente redução de seu efeito plastificante, ocasionando, provavelmente, a redução dos valores de rugosidade superficial.

Ainda, os maiores valores de rugosidade observados logo após o reembasamento podem ser devido à reprodutibilidade das estruturas do palato possibilitada por esse procedimento. Com a escovação continuada das próteses, é possível ter ocorrido desgaste das protuberâncias e dos vales encontrados no palato, observando-se, dessa forma, uma uniformização da superfície com conseqüente diminuição dos valores de rugosidade.

A análise da rugosidade de superfície de um material é importante, pois afeta, direta ou indiretamente, a retenção, a resistência ao manchamento, o acúmulo de placa, a saúde dos tecidos bucais e o conforto do paciente¹⁰¹. Medidas de rugosidade podem ser numericamente expressas pela média dos valores de rugosidade, obtidas pela média aritmética entre a distância de picos e vales em toda a amostra quando um leitor se move ao longo de toda a superfície. Em geral, uma superfície é considerada rugosa, se for caracterizada por protruções e recessos de elevadas amplitudes e baixo comprimento⁹⁷. Os valores de Ra globais obtidos neste estudo variaram de 1,96 à 2,80 μm . Estes valores foram menores do que os relatados por Zissis et al.¹⁰¹, que encontraram

valores médios de rugosidade variando de 0,7 à 4,4 μm para resinas de reembasamento imediato e Richmond et al.⁷¹ que observaram médias de rugosidade variando de 1,36 à 9,43 μm . No entanto, foram superiores às médias de rugosidade obtidas por Rahal et al.⁶⁸ (0,0307 à 0,2949 μm) e Oliveira et al.⁶¹ (0,0427 à 0,4884 μm). Nesses dois últimos estudos, além da avaliação ser realizada em corpos-de-prova, os autores utilizaram polimento mecânico ou químico. Ao avaliar a rugosidade superficial após a escovação com diferentes dentífrícios, Oliveira et al.⁶¹ observaram médias superiores (3,3848 e 5,8241 μm) às obtidas por este estudo. Bollen et al.¹⁴ sugeriu que o limiar de rugosidade superficial para a retenção bacteriana é de $R_a = 0,2 \mu\text{m}$, abaixo do qual nenhuma redução no acúmulo bacteriano pode ser esperada. Entretanto, Quirynen et al.⁶⁷ observaram que um aumento na colonização bacteriana pode ser esperado em superfícies com valores de rugosidade de 2,2 μm . Considerando que as médias de rugosidade obtidas neste estudo encontram-se próximas a esse valor, pode-se presumir que haverá variação no número de micro-organismos com o passar do tempo.

Portanto, de acordo com os resultados obtidos, a desinfecção em micro-ondas gerou valores de rugosidade superficial menores aos valores obtidos no grupo controle. Dessa forma, considerando essa propriedade superficial, as micro-ondas podem ser utilizadas como um método viável para desinfecção das próteses reembasadas.

6.4 Irritação dos tecidos orais

A presença de monômero residual pode comprometer as propriedades mecânicas da resina polimerizada, assim como causar reações nos tecidos que mantêm contato com a base da prótese. Tem sido observado que a mucosa oral de pacientes portadores de prótese pode apresentar alterações como inflamação, eritema generalizado, ulceração, erosão e sensação de queimação, denominadas de estomatite protética. Essa sintomatologia pode estar associada a vários fatores etiológicos, dentre eles infecção por *Candida spp.*, falta de adaptação das próteses e oclusão não balanceada²⁰. Sintomas semelhantes também podem estar relacionados à

irritação química local causada pela resina e seus elementos componentes ou a uma reação de hipersensibilidade alérgica^{29,33,44}.

Tem sido demonstrado que o conteúdo de monômero residual está relacionado ao tipo de reação de polimerização, ao tempo e temperatura utilizados para a polimerização e à proporção pó/líquido. Quanto ao tipo de reação de polimerização, observou-se que resinas quimicamente ativadas apresentam maior conteúdo de monômero residual em relação às termopolimerizadas²⁹. Com relação ao tempo de polimerização, Jerolimov et al.⁴² observaram que amostras polimerizadas em ciclo curto apresentaram um conteúdo de monômero residual 10 vezes maior, quando comparadas com aquelas polimerizadas com ciclo longo. Os autores observaram redução significativa do monômero residual com a utilização de ciclos longos, tendo sido reduzido a um nível extremamente baixo somente com a utilização da temperatura de 100°C durante a polimerização.

A temperatura de polimerização também tem influência direta sobre os níveis de monômero residual. Quanto mais elevada for a temperatura, maior será o grau de polimerização e, dessa forma, menor a concentração de monômero residual³.

Além de todos esses fatores, a quantidade de monômero residual também é influenciada pela proporção pó/líquido. Quanto menor essa proporção, maior o conteúdo de monômero residual^{44,51}.

Ao avaliar a irritação dos tecidos orais após a realização do reembasamento, não foram observadas nenhuma reação tecidual, bem como nenhum dos voluntários queixaram-se de qualquer sintomatologia dolorosa. De acordo com Matsumura et al.⁵³, o componente líquido do Tokuso Rebase é menos volátil do que o metilmetacrilato. Além disso, a temperatura atingida durante a sua polimerização é menor do que a temperatura dos materiais a base de metilmetacrilato. A resina utilizada na presente pesquisa, assim como o Tokuso, não apresenta metilmetacrilato em sua composição. Dessa forma, materiais com essas características causariam uma menor irritação dos tecidos orais.

6.5 *Separação ou fratura*

A união efetiva entre a resina de base e o material reembasador é importante para prevenir a infiltração na interface resina de base/material reembasador, que pode resultar em manchamento e proliferação de micro-organismos¹. Além disso, em função das forças de flexão geradas na mastigação, a interface de união, entre os materiais, é submetida a uma complexa distribuição de tensões. Sendo assim, se o material reembasador apresentar uma união deficiente com a resina de base, provavelmente originará falhas adesivas na interface entre as resinas sob tensões relativamente baixas²³.

A união entre os diversos tipos de resinas ocorrem pela formação de uma estrutura polimérica, denominada entrelaçamento ou combinação, na interface entre os materiais. Esse polímero é resultante do contato físico e da reação química entre as resinas, e sua formação depende da difusão de monômero de um dos materiais para a estrutura interna do outro⁸⁶. Após a polimerização, a magnitude da resistência de união obtida está relacionada com a efetividade de penetração desses monômeros, conforme salientado por Takahashi, Chai⁸⁶. Esses aspectos demonstram que a união entre as resinas de base e para reembasamento pode constituir um fator crítico na utilização clínica desses materiais. Uma união insatisfatória pode ocasionar o deslocamento do material reembasador resultando na necessidade de substituição freqüente e, conseqüentemente no aumento dos custos e dos retornos periódicos. Além disso, a união obtida inicialmente, quando da realização do reembasamento, não deve ser alterada, negativamente, durante a utilização da prótese, considerando-se que a mesma permanece imersa em saliva, em água ou soluções recomendadas para a limpeza.

Nesse estudo, não houve separação ou fratura do material reembasador em nenhuma das próteses submetidas à avaliação de 1 ano. Apesar da utilização de uma resina precursora à Tokuyama, Haywood et al.³⁷ obtiveram o mesmo resultado ao avaliar essa característica em próteses superiores. Já, Matsumura et al.⁵³ observaram separação desse material em três de 50 próteses reembasadas. No entanto, a separação relatada por esses autores envolveu regiões de escoamento do material reembasador em superfícies não tratadas da base da prótese.

6.6 *Quantificação microbiológica*

A estomatite protética é considerada a lesão bucal mais frequentemente encontrada nos usuários de próteses removíveis⁸. Sabe-se que, apesar de apresentar etiologia multifatorial, a *Candida* spp. está presente na maioria das infecções⁸. A adesão e a colonização das superfícies das próteses por esses micro-organismos são possíveis devido às interações não-específicas de afinidade entre as espécies de *Candida* e as resinas acrílicas^{18,20}. Já, na infecção da mucosa bucal, ocorrem interações específicas entre as espécies de *Candida* e as células epiteliais do hospedeiro²⁰. Apesar do principal fator etiológico da estomatite protética ser a infecção por *Candida* spp., as leveduras e bactérias (*Streptococcus* spp., *Staphylococcus* spp., *Neisseria* spp., *Lactobacillus* spp. e *Actinomyces* spp.), já presentes na biofilme, também podem estar secundariamente envolvidos com a patogenia da lesão^{5,79}. Kulak et al.⁴⁷ observaram quantidades consideráveis de *Streptococcus* alfa-hemolítico e *Neisseria* nas culturas obtidas das mucosas palatinas de indivíduos sem estomatite protética. Além disso, números significativos de bactérias também têm sido observados nas culturas das próteses de indivíduos saudáveis⁵. Assim, já está comprovada a presença de micro-organismos na cavidade oral e nas próteses removíveis dos pacientes. Para a instalação da doença, é necessário apenas um desequilíbrio entre o hospedeiro e o parasita, seja por fatores desencadeantes locais ou sistêmicos. Portanto, higiene bucal adequada e métodos de desinfecção das próteses tem sido recomendados para a redução dos micro-organismos. Nesse contexto, a irradiação por micro-ondas tem se mostrado um método eficiente para a desinfecção de próteses removíveis.

Os resultados deste estudo mostraram uma efetiva esterilização após o uso semanal das micro-ondas em próteses reembasadas com a resina Tokuyama. Mima et al.⁵⁷ avaliaram a efetividade das micro-ondas com a variação dos tempos de irradiação. Os corpos-de-prova de uma resina rígida para reembasamento imediato foram individualmente imersos em 200 mL de água e submetidos à irradiação em micro-ondas a uma potência de 650W nos seguintes tempos experimentais 1, 2, 3, 4 ou 5 minutos. A irradiação por micro-ondas a 650 W a partir de 3 minutos já se mostrou eficiente como método de esterilização. Sanitá et al.⁷⁷, em 2009, avaliaram a efetividade da irradiação por

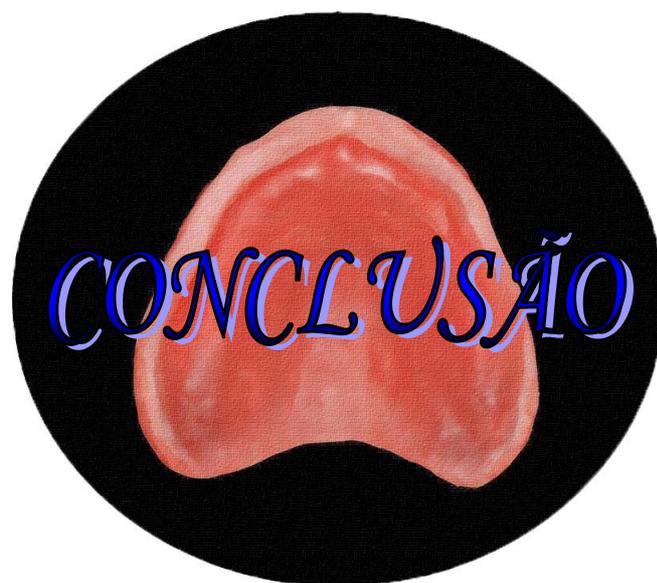
micro-ondas durante 3 minutos a 650W na desinfecção de próteses totais superiores contaminadas por 5 diferentes espécies de *Cândida* (*C. albicans*, *C. glabrata*, *C. dubliniensis*, *C. tropicalis* e *C. krusei*) isoladas de pacientes HIV positivo. Os autores constataram que todas as próteses totais superiores, contaminadas com todos os micro-organismos avaliados, foram efetivamente esterilizadas pela irradiação por micro-ondas após 48 horas. Adicionalmente, Ribeiro et al.⁶⁹ verificaram, in vivo, a esterilização de próteses totais após irradiação em micro-ondas por 3 minutos a 650W. No estudo realizado por Ribeiro et al.⁶⁹, as micro-ondas foram efetivas contra diferentes micro-organismos (*Candida* spp., *Staphylococcus* spp. e *Streptococcus mutans*) presentes nas próteses dos pacientes antes das irradiações.

Apesar da ação letal comprovada das micro-ondas sobre os micro-organismos^{57,69,77}, não há total elucidação dos mecanismos que promovem a sua inativação. Campanha et al.²² observaram alterações na integridade estrutural das células de *C. albicans* após irradiação por micro-ondas, gerando modificações da permeabilidade celular e, como resultado, morte celular²². Há divergência se a letalidade das micro-ondas é causada pelos efeitos térmicos ou pelos efeitos não-térmicos. Fitzpatrick et al.³⁴, afirmaram que, em seu estudo, a inativação dos micro-organismos ocorreu pelo vapor produzido durante a irradiação em recipientes selados e que, portanto, a esterilização obtida foi resultado de um efeito puramente térmico. Segundo esses autores, há interferência da água na coagulação das proteínas essenciais dos micro-organismos durante as irradiações. A ocorrência de efeitos não-térmicos sobre a atividade metabólica dos micro-organismos é defendida por vários pesquisadores^{38,62,73}. A completa destruição das células ao final da irradiação foi observada por Rosaspina et al.⁷³ Os autores observaram que as alterações nos micro-organismos foram diretamente proporcionais ao tempo de exposição às micro-ondas. No entanto, essas alterações não ocorreram nas células submetidas ao aquecimento térmico convencional em banho de água, sugerindo a existência de efeitos mais complexos das micro-ondas sobre os micro-organismos. De acordo com a teoria dos efeitos não-térmicos, a morte celular ocorre pela desintegração do microrganismo em decorrência de alterações morfológicas nas células. A água, presente nas células microbianas, poderia absorver a radiação, causando vibração das células, aumento de sua energia

interna e, conseqüentemente, aumento extremo da temperatura celular e alterações morfológicas irreversíveis⁷³. Portanto, estes efeitos mais complexos, descritos como não-térmicos, poderiam ser considerados uma interação entre o campo eletromagnético das micro-ondas e as moléculas das células, resultando em mecanismos moleculares⁷³, mecânicos³⁸ ou de aquecimento seletivo⁶². Com base nessas informações, a natureza da ação das micro-ondas sobre os micro-organismos presentes nas próteses reembasadas avaliadas nesse estudo pode ter sido uma combinação de efeitos térmicos e não-térmicos.

O grupo controle apresentou crescimento microbiano em todos os períodos avaliados. O número de colônias viáveis de micro-organismos, nesse grupo, alterou em função do tempo. A diferença entre os valores de ufc/mL pode ser atribuída às características específicas de adesão inerentes a cada microrganismo. Células maiores, como leveduras, são facilmente deslocadas da superfície da resina acrílica, quando em comparação com células menores como as bacterianas⁹³. A fácil remoção e adesão dessas células maiores, provavelmente, ocasionaram a oscilação do número de colônias nos diversos períodos de avaliação. A qualidade da dieta e a possível presença da xerostomia também podem ter influenciado nas diferenças estatísticas encontradas entre os tempos deste estudo. Sabe-se que a dieta rica em carboidratos pode interferir na formação do biofilme sobre as superfícies da prótese⁵⁹. Já, a xerostomia pode facilitar a adesão de blastóporos e formas miceliais das espécies de *Candida*⁸⁸ contribuindo para a variação do número de colônias obtidas em função do tempo.

De acordo com os resultados obtidos por este estudo, a desinfecção por micro-ondas foi efetiva na esterilização de próteses reembasadas.



7 Conclusão

Com base nas condições experimentais deste estudo e de acordo com a metodologia empregada, concluiu-se que:

- as próteses reembasadas submetidas à desinfecção por micro-ondas (GD) apresentaram menor variação de cor quando comparadas com as próteses que foram apenas higienizadas (GC);
- foi observada maior alteração de cor nos tempos superiores à 15 dias quando comparados com os valores obtidos após 7 dias, independentemente do grupo avaliado;
- as alterações cromáticas observadas para o grupo controle foram consideradas perceptíveis clinicamente (entre 1,5 e 3,0 NBS). Já, para o grupo submetido à desinfecção, as alterações foram leves (entre 0,5 e 1,5 NBS);
- independentemente do grupo avaliado, ocorreu aumento significativo dos valores de parâmetro L* em todos os tempos após o 3º mês do reembasamento quando comparados com os valores obtidos logo após o reembasamento. Também foram observadas diferenças estatisticamente significantes para os valores de L* após 15 dias em comparação com os valores obtidos após 3 meses e 1 ano;
- não foram observadas diferenças estatisticamente significantes para os parâmetros de cor a* e b* tanto no tempo, como nos grupos;
- houve um aumento estatisticamente significativo do brilho após 3 e 6 meses quando comparado com os valores iniciais, independentemente do grupo avaliado. Foi significativa a diferença entre os valores de brilho obtidos depois do 3º mês com

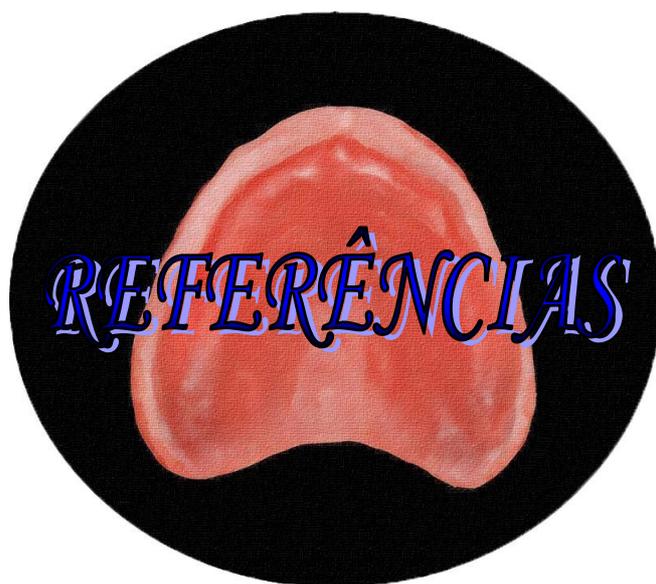
relação ao 7º dia. Todos os outros tempos, quando comparados entre si, não apresentam diferenças importantes.

- para a descoloração e manchamento, após 9 meses e 1 ano de avaliação, uma prótese pertencente aos grupos controle e desinfecção, respectivamente, foi enquadrada no critério Bravo;
- os valores de rugosidade superficial obtidos após as desinfecções por micro-ondas foram estatisticamente inferiores quando comparados com o grupo controle;
- observou-se redução dos valores de rugosidade superficial com o decorrer do tempo. No entanto, não houve diferenças significativas entre as médias de rugosidade superficial dos tempos posteriores a 3 meses. Também, não foram observadas diferenças entre os valores de rugosidade para tempos inferiores a três meses, independentemente do grupo avaliado;
- nas avaliações de irritação dos tecidos orais e separação ou fratura do material foi escolhido o critério Alfa em 100% dos casos;
- não foi observado crescimento de colônias viáveis em todos os tempos experimentais avaliados após o reembasamento para as próteses submetidas à desinfecção por micro-ondas;
- para o grupo controle, não foram observadas diferenças entre o $\log(\text{ufc/mL})$ para os tempos inicial, 9 meses e 1 ano. A maior redução nos valores de $\log(\text{ufc/mL})$ ocorreu no 7º dia e essa não é diferente estatisticamente das medianas encontradas até o 6º mês. Houve igualdade de medianas nos tempos intermediários (3 e 6 meses).

Finalmente, pode-se concluir que a desinfecção por micro-ondas além de efetiva na esterilização de próteses reembasadas, não causou danos à resina para reembasamento. Além disso, esse método de desinfecção também manteve a estabilidade de cor e reduziu a rugosidade superficial do

Conclusão

reembasador. Assim, as micro-ondas podem ser utilizadas na desinfecção semanal de próteses reembasadas com a resina Tokuyama Rebase, podendo o material permanecer como reembasador por pelo menos 1 ano sem a necessidade de substituição.



8 Referências*

1. Arena CA, Evans DB, Hilton TJ A comparison of bond strenghts among chairside hard reline materials. J Prosthet Dent. 1993; 70: 126-31.
2. Arima T, Murata H, Hamada T. Properties of highly cross-linked autopolymerizing reline acrylic resins. J Prosthet Dent. 1995; 73: 55-9.
3. Austin AT, Basker RM. Residual monomer levels in denture bases. The effects of varying short curing cycles. Br Dent J. 1982; 153: 424-6.
4. Azevedo A, Machado AL, Giampaolo ET, Pavarina AC, Vergani CE. The effect of water immersion on the shear bond strength between chairside reline and denture base acrylic resins. J Prosthodont. 2007; 16: 255-62.
5. Baena-Monroy T, Moreno-Maldonado V, Franco-Martínez F, Aldape-Barrios B, Quindós G, Sánchez-Vargas LO. *Candida albicans*, *Staphylococcus aureus* and *Streptococcus mutans* colonization in patients wearing dental prosthesis. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2005; 10 (Suppl 1): 27-39.
6. Bagheri R, Burrow MF, Tyas M. Influence of food-simulating solutions and surface finish on susceptibility to staining of aesthetic restorative materials. J Dent. 2005; 33: 389-98.
7. Banting DW, Hill SA. Microwave disinfection of dentures for the treatment of oral candidiasis. Spec Care Dentist. 2001; 21: 4-8.
8. Barbeau J, Séguin J, Goulet JP, de Koninck L, Avon SL, Lalonde B et al. Reassessing the presence of *Candida albicans* in denture-related stomatitis. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod. 2003; 95: 51-9.

*De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site:

http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

9. Barnabé W, Mendonça Neto T, Pimenta FC, Pregoraro LF, Scolaro JM. Efficacy of sodium hypochlorite and coconut soap used as disinfecting agents in the reduction of denture stomatitis, *Streptococcus mutans* and *Candida albicans*. *J Oral Rehabil.* 2004; 3: 453-9.
10. Food Chemistry. 4th ed. New York: Springer Verlag; 2009. 1166p.
11. Belli S, Tanriverdi FF, Belli E. Colour stability of three esthetic laminate materials against to different staining agents. *J Marmara Univ Dent Fac.* 1997; 2: 643-8.
12. Blagojevic V, Murphy VM. Microwave polymerization of denture base materials. A comparative study. *J Oral Rehabil.* 1999; 26: 804-8.
13. Blomgren J, Berggren U, Jontell M. Fluconazole versus nystatin in the treatment of oral candidosis. *Acta Odontol Scand.* 1998; 56: 202-5.
14. Bollen CM, Lambrechts P, Quirynen M. Comparison of surface roughness of hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature. *Dent Mater.* 1997; 13: 258-69.
15. Bonatti MR, Cunha TR, Regis RR, Silva-Lovato CH, Paranhos HF, de Souza RF. The Effect of polymerization cycles on color stability of microwave-processed denture base resin. *J Prosthodont.* 2009 Apr 3. [Epub ahead of print]
16. Border BG, Rice-Spearman L. Microwaves in the laboratory: effective decontamination. *Clin Lab Sci.* 1999; 12: 156-60.
17. Botega DM, Nóbilo MAA, Carmo Filho JL, Mesquita MF, Henriques GEP. Influence of toothbrushing on surface roughness of soft denture liners: an in vitro study. *RPG Rev pos-grad.* 2004; 11: 125-9.
18. Budtz-Jørgensen E. Etiology, pathogenesis, therapy, and prophylaxis of oral yeast infections. *Acta Odontol Scand.* 1990; 48: 61-9.
19. Budtz-Jørgensen E. Materials and methods for cleaning dentures. *J Prosthet Dent.* 1979; 42: 619-23.

20. Budtz-Jørgensen E. The significance of *Candida albicans* in denture stomatitis. Scand J Dent Res. 1974; 82: 151-90.
21. Büyükyılmaz S, Ruyter IE. Color stability of denture base polymers. Int J Prosthodont. 1994; 7: 372-82.
22. Campanha NH, Pavarina AC, Brunetti IL, Vergani CE, Machado Spolidorio DMP. *Candida albicans* inactivation and cell membrane damage by microwave irradiation. Mycoses. 2007; 50: 140-7.
23. Chai J, Takahashi Y, Kawaguchi M. The flexural strengths of denture base acrylic resins after relining with a visible-light-activated material. Int J Prosthodont. 1998; 11: 121-4.
24. Consani RLX, Mesquita MF, Nobilo MAA, Henriques GEP. Influence of simulated microwave disinfection on complete denture base adaptation using different flask closure methods. J Prosthet Dent 2007; 97: 173-8.
25. Consani S, Goes MF, Sinhoreti MAC, Sobrinho LC. Avaliação "in vitro", da abrasão por dentifrícios fluoretados comerciais. Semin Cienc biol saúde. 1995; 16: 308-12.
26. Cucci AL, Giampaolo ET, Leonardi P, Vergani CE. Unrestricted linear dimensional changes of two hard chairside reline resins and one heat-curing acrylic resin. J Prosthet Dent. 1996; 76: 414-7.
27. Cucci AL, Vergani CE, Giampaolo ET, Afonso MC. Water sorption, solubility, and bond strength of two autopolymerizing acrylic resins and one heat-polymerizing acrylic resin. J Prosthet Dent. 1998; 80: 434-8.
28. Davenport JC. The oral distribution of *Candida* in denture stomatitis. Br Dent J. 1970; 129: 151-6.
29. Davy KWM, Braden M. Residual monomer in acrylic polymers. Biomaterials. 1991; 12: 540-4.
30. Dietschi D, Campanile G, Holz J, Meyer JM. Comparison of the color stability of ten new-generation composites: an in vitro study. Dent Mater. 1994; 10: 353-62.

31. Dixon DL, Breeding LC, Faler TA. Microwave disinfection of denture base materials colonized with *Candida albicans*. *J Prosthet Dent*. 1999; 81: 207-14.
32. Eliades T, Gioka C, Heim M, Eliades G, Makou M. Color stability of orthodontic adhesive resins. *Angle Orthod*. 2004; 74: 391-3.
33. Fisher AA. Allergic sensitization of the skin and oral mucosa to acrylic denture materials. *J Am Med Assoc*. 1954; 156: 238-42.
34. Fitzpatrick JA, Kwao-Paul J, Massey J. Sterilization of bacteria by means of microwave heating. *J Clin Eng*. 1978; 3: 44-7.
35. Gonçalves AR, Machado AL, Giampaolo ET, Pavarina AC, Vergani CE. Linear dimensional changes of denture base and hard chair-side reline resins after disinfection. *J Appl Polym Sci* 2006; 102: 1821-6.
36. Guler AU, Yilmaz F, Kulunk T, Guler E, Kurt S. Effects of different drinks on stainability of resin composite provisional restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2005; 94: 118-24.
37. Haywood J, Basker RM, Watson CJ, Wood DJ. A comparison of three hard chairside denture reline materials. Part I. Clinical evaluation. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2003; 11: 157-63.
38. Hiti K, Walochnik J, Faschinger C, Haller-Schober EM, Aspöck H. Microwave treatment of contact lens cases contaminated with *Acanthamoeba*. *Cornea*. 2001; 20: 467-70.
39. Hong G, Murata H, Li Y, Sadamori S, Hamada T. Influence of denture cleansers on the color stability of three types of denture base acrylic resin. *J Prosthet Dent*. 2009; 101: 205-13.
40. Jagger DC, Al-Akhasam L, Harrison A, Rees JS. The effectiveness of seven denture cleansers on tea stain removal from PMMA acrylic resin. *Int J Prosthodont*. 2002; 15: 549-52.
41. Jeganathan S, Lin CC. Denture stomatitis--a review of the aetiology, diagnosis and management. *Aust Dent J*. 1992; 37: 107-14.

42. Jerolimov V, Krhen J, Bešić J. The role of residual monomer in PMMA powder and methods of polymerization in the finding of residual monomer in poly (methylmethacrylate) denture base. *Acta Stomatol Croat.* 1991; 25: 17-23.
43. Joiner A. Tooth colour: a review of the literature. *J Dent.* 2004; 32 (Suppl 1): 3-12.
44. Kedjarune U, Charoenworarluk N, Koontongkaew S. Release of methyl methacrylate from heat-cured and autopolymerized resins: cytotoxicity testing related to residual monomer. *Aust Dent J.* 1999; 44: 25-30.
45. Keyf F, Etikan I. Evaluation of gloss changes of two denture acrylic resin materials in four different beverages. *Dent Mater.* 2004; 20: 244-51.
46. Kulak Y, Arikan A, Delibalta N. Comparison of three different treatment methods for generalized denture stomatitis. *J Prosthet Dent.* 1994; 72: 283-8.
47. Kulak Y, Arikan A, Albak S, Okar I, Kazazoğlu E. Scanning electron microscopic examination of different cleaners: surface contaminant removal from dentures. *J Oral Rehabil.* 1997; 24: 209-15.
48. Kuriyama T, Williams DW, Bagg J, Coulter WA, Ready D, Lewis MA. In vitro susceptibility of oral *Candida* to seven antifungal agents. *Oral Microbiol Immunol.* 2005; 20: 349-53.
49. Lai YL, Lui HF, Lee SY. In vitro color stability, stain resistance, and water sorption of four removable gingival flange materials. *J Prosthet Dent.* 2003; 90: 293-300.
50. Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. Loss into water of residual monomer from autopolymerizing dental acrylic resin. *Biomaterials.* 1982; 3: 155-9.
51. Lamb DJ, Ellis B, Priestley D. The effects of process variables on levels of residual monomer in autopolymerizing dental acrylic resin. *J Dent.* 1983; 11: 80-8.

52. Martinez M, López-Ribot JL, Kirkpatrick WR, Coco BJ, Bachmann SP, Patterson TF. Replacement of *Candida albicans* with *Candida dubliniensis* in human immunodeficiency virus-infected patients with oropharyngeal candidiasis treated with fluconazole. *J Clin Microbiol.* 2002; 40: 3135-9.
53. Matsumura H, Tanoue N, Kawasaki K, Atsuta M. Clinical evaluation of a chemically cured hard denture relining material. *J Oral Rehabil.* 2001; 28: 640-4.
54. McMullan-Vogel CG, Jüde HD, Ollert MW, Vogel CW. Serotype distribution and secretory acid proteinase activity of *Candida albicans* isolated from the oral mucosa of patients with denture stomatitis. *Oral Microbiol Immunol.* 1999; 14: 183-9.
55. Mello JAN. Avaliação in vitro de propriedades mecânicas e químicas de uma resina autopolimerizável polida quimicamente, submetida a um ciclo de polimerização complementar com energia de micro-ondas ou água quente [dissertação de mestrado]. Piracicaba: Faculdade de Odontologia da UNICAMP; 1999.
56. Mendonça MJ, Machado AL, Giampaolo ET, Pavarina AC, Vergani CE. Weight loss and surface roughness of hard chairside reline resins after toothbrushing: influence of postpolymerization treatments. *Int J Prosthodont.* 2006; 19: 281-7.
57. Mima EG, Pavarina AC, Neppelenbroek KH, Vergani CE, Spolidorio DM, Machado AL. Effect of different exposure times on microwave irradiation on the disinfection of a hard chairside reline resin. *J Prosthodont.* 2008; 17: 312-7.
58. Neppelenbroek KH, Pavarina AC, Spolidorio DM, Vergani CE, Mima EG, Machado AL. Effectiveness of microwave sterilization on three hard chairside reline resins. *Int J Prosthodont.* 2003; 16: 616-20.
59. Nikawa H, Nishimura H, Hamada T, Kumagai H, Samaranayake LP. Effects of dietary sugars and, saliva and serum on *Candida* biofilm formation on acrylic surfaces. *Mycopathologia.* 1997; 139: 87-91.

60. Novais PM, Giampaolo ET, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC, Jorge JH. The occurrence of porosity in reline acrylic resins. Effect of microwave disinfection. *Gerodontology*. 2009; 26: 65-71.
61. Oliveira LV, Mesquita MF, Henriques GE, Consani RL, Fragoso WS. Effect of polishing technique and brushing on surface roughness of acrylic resins. *J Prosthodont*. 2008; 17: 308-11.
62. Olsen CM. Microwaves inhibit bread mold. *Food Eng*. 1965; 37: 51-3.
63. Olsen I, Stenderup A. Clinical-mycologic diagnosis of oral yeast infections. *Acta Odontol Scand*. 1990; 48: 11-8.
64. Paul S, Peter A, Pietrobon N, Hämmerle CH. Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth. *J Dent Res*. 2002; 81: 578-82.
65. Pavarina AC, Neppelenbroek KH, Guinesi AS, Vergani CE, Machado AL, Giampaolo ET. Effect of microwave disinfection on the flexural strength of hard chairside reline resins. *J Dent*. 2005; 33: 741-8.
66. Polyzois GL, Zissis AJ, Yannikakis SA. The effect of glutaraldehyde and microwave disinfection on some properties of acrylic denture resin. *Int J Prosthodont*. 1995; 8: 150-4.
67. Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol*. 1990; 17: 138-44.
68. Rahal JS, Mesquita MF, Henriques GE, Nóbilo MA. Surface roughness of acrylic resins submitted to mechanical and chemical polishing. *J Oral Rehabil*. 2004; 31: 1075-9.
69. Ribeiro DG, Pavarina AC, Dovigo LN, Palomari Spolidorio DM, Giampaolo ET, Vergani CE. Denture disinfection by microwave irradiation: a randomized clinical study. *J Dent*. 2009 May 3. Epub ahead of print.

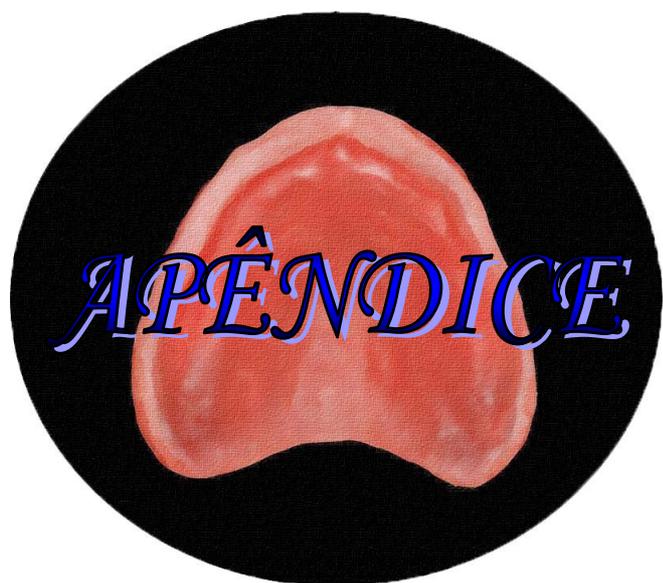
70. Ribeiro DG, Pavarina AC, Machado AL, Giampaolo ET, Vergani CE. Flexural strength and hardness of reline and denture base acrylic resins after different exposure times of microwave disinfection. *Quintessence Int.* 2008; 39: 833-40.
71. Richmond R, Macfarlane TV, Mccord JF. An evaluation of the surface changes in PMMA biomaterial formulations as a result of toothbrush/dentifricie abrasion. *Dent Mater.* 2004; 20: 124-32.
72. Rohrer MD, Bulard RA. Microwave sterilization. *J Am Dent Assoc.* 1985; 110: 194-8.
73. Rosaspina S, Salvatorelli G, Anzanel D, Bovolenta R. Effect of microwave radiation on *Candida albicans*. *Microbios.* 1994; 78: 55-9.
74. Ruyter IE, Nilner K, Moller B. Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater.* 1987; 3: 246-51.
75. Samaranayake LP. Host factors and oral candidosis. In: Samaranayake LP, McFarlane TW. *Oral candidosis*. Cambridge: Wright; 1990. p. 66-103.
76. Samra AP, Pereira SK, Delgado LC, Borges CP. Color stability evaluation of aesthetic restorative materials. *Braz Oral Res.* 2008; 22: 205-10.
77. Sanitá PV, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Machado AL. Growth of *Candida* species on complete dentures: effect of microwave disinfection. *Mycoses.* 2009; 52 :154-60.
78. Saraç D, Saraç YS, Kurt M, Yüzbaşıoğlu E. The effectiveness of denture cleansers on soft denture liners colored by food colorant solutions. *J Prosthodont.* 2007; 16: 185-91.
79. Sato M, Tsuchiya H, Akagiri M, Takagi N, Iinuma M. Growth inhibition of oral bacteria related to denture stomatitis by anti-candidal chalcones. *Aust Dent J.* 1997; 42: 343-6.
80. Schulze KA, Marshall SJ, Gansky SA, Marshall GW. Color stability and hardness in dental composites after accelerated aging. *Dent Mater.* 2003; 19: 612-9.

81. Seó RS, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Machado AL. Effect of a post-polymerization treatments on the flexural strength and Vickers hardness of relined and acrylic denture base resins. *J Appl Oral Sci.* 2007; 15: 506-11.
82. Seó RS, Vergani CE, Pavarina AC, Compagnoni MA, Machado AL. Influence of microwave disinfection on the dimensional stability of intact and relined acrylic resin denture bases. *J Prosthet Dent.* 2007; 98: 216-23.
83. Seó RS, Vergani CE, Giampaolo ET, Pavarina AC, Reis JMN, Machado AL. Effect of disinfection by microwave irradiation on the strength of intact and relined denture bases and the water sorption and solubility of denture base and relined materials. *J Appl Polym Sci.* 2008; 107: 300-8.
84. Sexson JC, Phillips RW. Studies on the effects of abrasives on acrylic resins. *J Prosthet Dent.* 1951; 1: 454-71.
85. Shotwell JL, Razzoog ME, Koran A. Color stability of long-term soft denture liners. *J Prosthet Dent.* 1992; 68: 836-8.
86. Takahashi Y, Chai J. Shear bond strength of denture relined polymers to denture base polymers. *Int J Prosthodont.* 2001; 14: 271-5.
87. Takeuchi CYG. Avaliação do efeito da fumaça do cigarro na translucidez da resina composta. Influência do selante de superfície e da escovação [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2004.
88. Torres SR, Peixoto CB, Caldas DM, Silva EB, Akiti T, Nucci M, de Uzeda M. Relationship between salivary flow rates and *Candida* counts in subjects with xerostomia. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2002; 93: 149-54.
89. Um CM, Ruyter IE. Staining of resin-based veneering materials with coffee and tea. *Quintessence Int.* 1991; 22: 377-86.

90. Urban VM, Machado AL, Oliveira RV, Vergani CE, Pavarina AC, Cass QB. Residual monomer of reline acrylic resins. Effect of water-bath and microwave post-polymerization treatments. *Dent Mater.* 2007; 23: 363-8.
91. Vallittu PK. The effect of surface treatment of denture acrylic resin on the residual monomer content and its release into water. *Acta Odontol Scand.* 1996; 54: 188-92.
92. Vallittu PK, Miettinen V, Alakuijala P. Residual monomer content and its release into water from denture base materials. *Dent Mater.* 1995; 11: 338-42.
93. Verran J, Maryan CJ. Retention of *Candida albicans* on acrylic resin and silicone of different surface topography. *J Prosthet Dent.* 1997; 77: 535-9.
94. Wallace PW, Graser GN, Myers ML, Proskin HM. Dimensional accuracy of denture resin cured by microwave energy. *J Prosthet Dent.* 1991; 66: 403-8.
95. Webb BC, Thomas CJ, Whittle T. A 2-year study of *Candida*-associated denture stomatitis treatment in aged care subjects. *Gerodontology.* 2005; 22: 168-76.
96. Webb BC, Thomas CJ, Harty DW, Willcox MD. Effectiveness of two methods of denture sterilization. *J Oral Rehabil.* 1998; 25: 416-23.
97. Victorin L. Effect of toothbrushing on acrylic resin veneering material. *Acta Odontol. Scand.* 1972; 30: 383-95.
98. Wilson J. The aetiology, diagnosis and management of denture stomatitis [review]. *Br Dent J.* 1998; 185: 380-4.
99. Yatabe M, Seki H, Shirasu N, Sone M. Effect of the reducing agent on the oxygen-inhibited layer of the cross-linked reline material. *J Oral Rehabil.* 2001; 28: 180-5.
100. Yunus N, Harrison A, Huggett R. Effect of microwave irradiation on the flexural strength and residual monomer levels of an acrylic resin repair material. *J Oral Rehabil.* 1994; 21: 641-8.

Referências

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



9 *Apêndice*

9.1 *Apêndice 1*

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Por esse instrumento particular declaro, para os fins éticos e legais, que eu, (nome) _____, (nacionalidade) _____, portador do RG n. _____, C.P.F.n. _____ residente à _____

_____, na cidade de _____, Estado de _____, concordo voluntariamente em participar da pesquisa **“EFEITO DO TEMPO E DO MÉTODO DE DESINFECÇÃO NO DESEMPENHO CLÍNICO E NA QUANTIFICAÇÃO DE MICRO-ORGANISMOS DE UM REEMBASADOR RÍGIDO.”**, sob responsabilidade da Profa. Dra. Eunice Teresinha Giampaolo e de sua orientada a cirurgiã-dentista e aluna de doutorado do programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral, Roberta Chuqui Ribeiro, que executará a pesquisa. Declaro que tomei ciência e que fui esclarecido de maneira a não restarem quaisquer dúvidas sobre a minha participação no estudo, de acordo com os termos abaixo relacionados:

1 – Fui devidamente esclarecido que a referida pesquisa tem por objetivo avaliar os efeitos do tempo e de métodos de desinfecção em próteses. Fui também esclarecido que minha prótese total antiga será devidamente adaptada em minha boca, utilizando-se o material apropriado. Fui também informado que minha prótese será submetida ao tratamento com micro-ondas ou será imersa em água durante o período noturno. Não receberei uma prótese nova durante o estudo, ao menos que, minha prótese seja danificada por qualquer procedimento decorrente do tratamento proposto.

2 – Fui esclarecido que a realização da pesquisa não implica em riscos aos participantes, uma vez que os procedimentos clínicos que serão realizados já fazem parte de exames complementares que podem ser realizados em clínica odontológica. Fui também conscientizado de que o tratamento pelas desinfecções vai ser realizado apenas em minha prótese superior, não havendo atuação direta à minha pessoa. Estou ciente que durante qualquer procedimento da pesquisa serão seguidos todos os princípios de biossegurança durante os exames, ou seja, o operador estará protegido por meio da utilização de luvas

descartáveis, máscara, gorro e óculos, e todo o instrumental clínico será esterilizado.

3 – Estou ciente que serei esclarecido durante todo o decorrer da pesquisa sobre quaisquer dúvidas relacionadas à metodologia e que possuo plena liberdade para desistir da referida pesquisa, retirando meu consentimento a qualquer momento, sem sofrer nenhuma penalização.

4 – Autorizo, para os devidos fins, o uso, a divulgação e publicação em revistas científicas brasileiras ou estrangeiras; dos dados obtidos com a pesquisa. Recebi a garantia do sigilo de minha identidade, assegurando a minha privacidade.

5 – Caso haja qualquer intercorrência odontológica durante minha participação na pesquisa, terei plena liberdade de contactar o pesquisador responsável, Profa. Dra. Eunice Teresinha Giampaolo, ou sua orientada a cirurgia-dentista Roberta Chuqui Ribeiro pelo telefone (16) 3301-6410.

6 – Além disso, estou ciente que possuo plena liberdade de consultar o Comitê de Ética em Pesquisa, para qualquer informação adicional em relação a pesquisa da qual participo, pelo telefone (16) 3301-6432 ou 3301-6434.

Dessa forma, uma vez tendo lido e entendido tais esclarecimentos, dato e assino esse termo de consentimento, por estar de pleno acordo com o teor do mesmo.

Araraquara, de de 200...

Assinatura do paciente

Profa. Dra. Eunice Teresinha Giampaolo
Pesquisador responsável

Roberta Chuqui Ribeiro
Orientada

CERTIFICADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA "JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA




Comitê de Ética em Pesquisa

Certificado

Certificamos que o projeto de pesquisa intitulado "**EFEITO DO TEMPO E DO MÉTODO DE DESINFECÇÃO NO DESEMPENHO CLÍNICO E NA QUANTIFICAÇÃO DE MICROORGANISMOS DE UM REEMBASADOR RÍGIDO**", sob o protocolo nº 31/05, de responsabilidade do Pesquisador (a) **FRANCISCA TERESINHA GUARAPALO**, está de acordo com a Resolução 196/96 do Conselho Nacional de Saúde/MS, de 10/10/96, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa-FOAR, com validade de 03 (três) anos, quando será avaliado o relatório final da pesquisa.

Certify that the research project titled "**EFFECT OF LONG-TERM USE AND OF DISINFECTION METHODS ON THE CLINICAL PERFORMANCE AND ON THE MICROBIAL QUANTIFICATION OF HARD CHAIRSIDE RELINE RESIN**", protocol number 31/05, under Dr **FRANCISCA GUARAPALO** responsibility, is under the terms of Conselho Nacional de Saúde/MS resolution # 196/96, published on May 10, 1996. This research has been approved by Research Ethic Committee, FOAR-UNESP. Approval is granted for 03 (three) years when the final review of this study will occur. Araraquara, 11 de Outubro de 2005.


Prof.ª Dr.ª Miriam Aparecida Onofre
 Coordenadora

FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE ARARAQUARA

CLÍNICA DE PRÓTESE

Data: ___/___/_____

Nome: _____

Idade: _____ Data de nascimento: ___/___/_____

Naturalidade: _____ Nacionalidade: _____

Estado civil: _____ Sexo: _____ Raça: _____

Profissão: _____ Fone profissional: (____) _____

Endereço completo: _____

Bairro: _____ Cidade: _____

Estado: _____ Fone: (____) _____ Celular: (____) _____

QUESTIONÁRIO DE SAÚDE GERAL

Está tomando algum medicamento? () sim () não

01. () Hipoglicemiantes

02. () Anticoncepcionais

03. () Insulina

04. () Antihipertensivos

05. () Antialérgicos

06. () Antibióticos

07. () Corticóides

08. () Anticoagulantes

09. () Psiquiátricos

10. () Analgésicos

11. () Anticonvulsivantes

12. () Outros

13. () Não soube relatar

Qual (is)?

Apêndice

Apresenta ou apresentou algum problema de saúde relacionado aos seguintes sistemas? () sim () não

- | | | |
|-----------------------------|-----------------------------|----------------------|
| 01. () Cardiovascular | 02. () Endócrino | 03. () Neurológico |
| 04. () Genito-urinário | 05. () Hematológico | 06. () Psiquiátrico |
| 07. () Gastro-intestinal | 08. () Respiratório | 09. () Imunológico |
| 10. () Músculo-esquelético | 11. () Doenças contagiosas | 12. () Pele |
| 13. () Outros | 14. () História familiar | |

Qual(is)?

Vícios:

1. Tabaco () sim () não

() Fuma

() Masca

Tipo: _____ Há quanto tempo? _____

Qual a frequência? _____

Ex-tabagista? () sim () não

Tipo: _____ Há quanto tempo deixou? _____

Há quanto tempo fumava? _____ Qual a frequência? _____

2. Álcool () sim () não

Tipo: _____ Há quanto tempo? _____

Qual a frequência? _____

3. Outras drogas () sim () não

Tipo: _____ Há quanto tempo? _____

Qual a frequência? _____

QUESTIONÁRIO DE SAÚDE BUCAL

1. Sente a boca seca? () sim () não
2. Usa prótese inferior?
 - Total () sim () não
 - Removível () sim () não Tipo: _____
3. Há quanto tempo usa prótese?
 - Superior _____
 - Inferior _____
4. Há quanto tempo é desdentado?
 - Superior _____
 - Inferior _____
5. Há quanto tempo usa a(s) prótese(s) atual(is)?
 - Superior _____
 - Inferior _____
6. Frequência de uso:
 - () Contínuo () Esporádico
 - Retira para dormir? () sim () não
7. Condições da(s) prótese(s) atual(is)?
 - Suporte () Adequado () Inadequado
 - Retenção () Adequado () Inadequado
 - Estabilidade () Adequado () Inadequado
 - Adaptação () Adequado () Inadequado
8. Condições de higienização da(s) prótese(s):
 - Superior:
 - () Boa () Satisfatória () Regular () Insatisfatória
 - Placa: () sim () não Cálculo: () sim () não

Apêndice

Inferior:

() Boa () Satisfatória () Regular () Insatisfatória

Placa: () sim () não Cálculo: () sim () não

9. Condições de higiene bucal:

Escovação da língua: () sim () não

Higiene bucal:

() Boa () Satisfatória () Regular () Insatisfatória

10. Estomatite protética: () sim () não

Sintomatologia dolorosa: () sim () não

Glossite rombóide mediana: () sim () não

Queilite angular: () sim () não

EXAME INTRABUCAL

RECOMENDAÇÕES GRUPO CONTROLE

Paciente: _____

1. Escovar a dentadura superior 3 vezes por dia: após o café da manhã, após o almoço e à noite após o jantar. A dentadura superior deve ser limpa com a escova fornecida pelo dentista e com sabão de coco. Para a limpeza da dentadura, passar a escova no sabão e esfregar bem todas as superfícies da dentadura, principalmente a parte que entra em contato com o céu da boca (parte de dentro).
2. A dentadura ou ponte móvel inferior também devem ser escovados da mesma forma que a dentadura superior.
3. Quando houver dentes naturais inferiores, além da escovação com escova e creme dental, é aconselhável passar fio dental no meio dos dentes pelo menos uma vez ao dia, antes de dormir.
4. Sempre escovar a língua com escova e creme dental, depois com escova e água.
5. Nunca dormir com a dentadura. Antes de dormir, limpar a dentadura e colocá-la no pote plástico fornecido pelo dentista com água filtrada. Sempre o nível de água deverá cobrir a dentadura. Diariamente, os potes deverão ser limpos com bucha e sabão e a água deverá ser trocada.

RECOMENDAÇÕES GRUPO DE DESINFECÇÃO POR MICRO-ONDAS

Paciente: _____

1. Escovar a dentadura superior 3 vezes por dia: após o café da manhã, após o almoço e à noite após o jantar. A dentadura superior deve ser limpa com a escova fornecida pelo dentista e com sabão de coco. Para a limpeza da dentadura, passar a escova no sabão e esfregar bem todas as superfícies da dentadura, principalmente a parte que entra em contato com o céu da boca (parte de dentro).
2. A dentadura ou ponte móvel inferior também devem ser escovados da mesma forma que a dentadura superior.
3. Quando houver dentes naturais inferiores, além da escovação com escova e creme dental, é aconselhável passar fio dental no meio dos dentes pelo menos uma vez ao dia, antes de dormir.
4. Sempre escovar a língua com escova e creme dental, depois com escova e água.
5. Nunca dormir com a dentadura. Antes de dormir, limpar a dentadura e colocá-la no pote plástico fornecido pelo dentista com água filtrada. Sempre o nível de água deverá cobrir a dentadura. Diariamente, os potes deverão ser limpos com bucha e sabão e a água deverá ser trocada.
6. Além disso, uma vez por semana, no dia agendado, você deverá comparecer à faculdade para a realização da limpeza da dentadura.

9.2 *Apêndice 2*

9.2.1 *Preparo dos materiais para o cultivo microbiológico*

A solução salina utilizada nas diluições seriadas realizadas neste estudo foi preparada pela diluição completa de 8,5 gramas de cloreto de sódio em 1 litro de água destilada. A dissolução do sal na água destilada foi realizada em um béquer, pela manipulação de uma haste de vidro. Após a dissolução, a solução salina resultante, na concentração de 0,15 M, foi distribuída em tubos de ensaio. A seguir, esses tubos foram tampados com algodão e levados em autoclave vertical para esterilização a 121°C por 15 minutos. Após a esterilização, os tubos de ensaio foram deixados ao ar livre até atingirem a temperatura ambiente. Finalmente, os tubos de ensaio contendo solução salina foram armazenados em geladeira a 5°C até a utilização durante os procedimentos experimentais. O meio de cultura Mueller Hinton Agar utilizado nas semeaduras das placas de Petri, é não seletivo e se torna sólido após o preparo. O meio de cultura foi proporcionado, manipulado e esterilizado segundo a recomendação do fabricante. Para o preparo do Mueller Hinton, 38 gramas do meio de cultura foram dissolvidos em um béquer contendo 1 litro de água destilada. Uma alíquota de 20 mL da solução resultante foi pipetada e dispensada em tubos de ensaio, 180 ainda na fase líquida (temperatura superior à temperatura de solidificação). A seguir, os tubos de ensaio foram devidamente identificados, datados, tampados com algodão e levados em autoclave vertical para esterilização a 121°C por 15 minutos. Após a esterilização, os meios de cultura, ainda na fase líquida, foram vertidos em placas de Petri estéreis. Para a realização desse procedimento, os tubos de ensaio contendo os meios de cultura foram levados à câmara de fluxo laminar. Para receber os tubos de ensaio, a câmara de fluxo laminar vertical foi preparada com o intuito de se criar um ambiente asséptico para a manipulação dos tubos de ensaio e das placas de Petri. Para esse procedimento, a porta de vidro da câmara de fluxo laminar foi fechada e a luz ultravioleta foi acionada por 10 minutos. Após esse período, a luz ultravioleta foi desligada e o ventilador da câmara de fluxo laminar foi acionado para aclimatização do ambiente. A porta de vidro da câmara de fluxo laminar foi ligeiramente aberta para que os tubos de ensaio e as placas de Petri estéreis

fossem colocados no ambiente asséptico criado. É importante ressaltar que, a esterilização das placas de Petri foi realizada previamente aos procedimentos executados na câmara de fluxo laminar. Para isso, um papel filtro cortado em círculo foi interposto entre as partes superior e inferior de cada delas. A parte superior e a inferior das placas de Petri foram encaixadas e todo o conjunto foi embalado em papel comum. As placas embaladas foram esterilizadas em estufa a 175°C por 2 horas. Após a esterilização, as placas de Petri embaladas foram deixadas a temperatura ambiente até que atingissem a temperatura ambiente. Após esse procedimento, as placas de Petri foram levadas à câmara de fluxo laminar e removidas das embalagens de papel comum. Após a colocação das placas de Petri e dos tubos de ensaio na câmara de fluxo laminar, foram repetidos os procedimentos previamente descritos para que a manipulação dos meios de cultura fosse realizada de forma asséptica. Após a aclimatização, o ventilador permaneceu ligado durante todo o procedimento de colocação dos meios de cultura nas placas. Os tubos de ensaio foram individualmente vertidos nas placas de Petri. Cada tubo de ensaio contendo 20 mL do meio de cultura foi aberto e o seu conteúdo vertido na parte inferior da placa de Petri. As placas de Petri foram individualmente fechadas e mantidas na câmara de fluxo laminar até que fosse observada a solidificação do meio de cultura. Em seguida, o ventilador foi desligado e a porta da câmara de fluxo laminar foi aberta. Todas as placas de Petri foram devidamente identificadas, datadas e incubadas em estufa bacteriológica a 37°C por 24 horas. Esses procedimentos foram realizados com o objetivo de verificar a esterilização das placas de Petri e dos meios de cultura. Após a incubação, foram descartadas deste estudo todas as placas que apresentavam indício de crescimento microbiano. Finalmente, as placas de Petri foram armazenadas em geladeira a 5°C para serem utilizadas nos procedimentos de semeadura de micro-organismos. Os béqueres utilizados para a desinfecção das próteses totais superiores em micro-ondas foram previamente autoclavados. Para esse procedimento, 200 mL de água destilada foram medidos em proveta de 500 mL e transferidos para cada um dos béqueres. Esses béqueres foram tampados com papel alumínio e levados em autoclave vertical a 121°C por 15 minutos.

Apêndice

9.3 *Apêndice 3*

Tabela A1- Valores iniciais das coordenadas L*, a*, b* e G (em UB) para GC.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	33,32	4,64	2,07	0,40
2	39,89	22,04	9,75	0,20
3	30,54	4,38	0,84	0,10
4	42,86	15,04	7,19	0,00
5	33,22	11,16	2,26	0,50
6	34,74	20,96	11,75	0,10
7	41,45	21,36	9,31	0,60
8	44,06	21,76	9,45	2,00
9	40,92	22,87	9,42	1,00
10	36,15	10,91	2,53	0,60
11	43,90	24,44	12,24	0,90
12	35,74	7,33	1,49	1,80
13	36,22	8,45	2,59	0,30
14	41,31	23,83	10,98	0,60
15	46,35	22,96	10,56	0,70
16	32,47	8,06	1,35	0,50
17	32,89	6,15	0,64	0,70
18	33,57	9,06	2,35	0,60
19	38,93	9,19	2,92	0,60
20	34,82	10,63	2,44	0,80

Tabela A2- Valores das coordenadas L*, a*, b* e G (em UB) para GC após 7 dias.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	31,65	4,96	1,85	1,60
2	39,40	21,47	9,50	0,30
3	31,08	5,07	0,93	0,20
4	45,80	14,92	7,35	0,30
5	35,68	10,76	2,05	0,70
6	38,77	18,85	10,89	0,10
7	45,64	22,31	9,52	0,90
8	43,67	20,74	8,89	2,50
9	41,10	22,99	10,13	1,20
10	34,97	8,93	2,24	0,50
11	45,07	23,06	10,65	0,80
12	35,42	7,23	1,21	1,70
13	37,99	8,03	2,44	0,00
14	43,42	24,48	11,04	1,00
15	48,44	23,86	11,75	0,80
16	30,51	8,64	1,49	0,60
17	31,79	5,85	0,57	0,60
18	34,13	9,21	2,47	0,60
19	38,56	8,98	2,87	0,90
20	35,06	10,45	2,39	0,70

Tabela A3- Valores das coordenadas L*, a*, b* e G (em UB) para GC após 15 dias.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	32,35	4,93	2,08	1,90
2	44,14	20,82	10,64	0,90
3	34,23	5,35	0,72	0,20
4	47,41	15,14	7,64	0,50
5	35,52	9,96	1,86	1,50
6	36,35	17,70	13,48	0,10
7	44,02	22,66	9,69	0,80
8	43,17	20,99	9,12	2,10
9	40,07	24,54	12,93	1,00
10	33,17	9,38	2,92	0,50
11	46,09	23,97	11,00	1,00
12	34,87	7,26	1,34	1,70
13	37,30	8,47	2,56	0,00
14	40,96	22,07	10,75	0,50
15	45,39	22,87	11,08	0,70
16	31,11	7,53	1,07	1,20
17	31,07	5,75	0,66	0,50
18	34,67	9,27	2,39	0,70
19	38,15	8,76	2,85	0,80
20	34,04	10,57	2,42	0,50

Tabela A4- Valores das coordenadas L*, a*, b* e G (em UB) para GC após 1 mês.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	33,06	5,18	2,03	1,10
2	43,12	19,07	10,33	0,90
3	36,64	8,66	0,79	0,50
4	49,62	15,36	7,13	1,50
5	34,69	10,33	2,89	1,20
6	39,14	16,89	12,11	0,30
7	43,83	21,97	9,56	0,90
8	45,29	22,01	8,56	2,10
9	40,82	23,34	11,58	1,00
10	32,02	8,79	2,01	0,50
11	46,15	23,10	10,57	0,90
12	33,99	7,13	1,37	1,80
13	37,06	8,14	2,07	0,10
14	43,14	23,71	10,23	0,80
15	49,34	23,57	11,81	0,60
16	34,22	7,35	1,37	1,00
17	31,97	5,93	0,64	0,50
18	34,82	9,16	2,37	0,60
19	37,25	8,32	2,94	0,90
20	33,27	10,64	2,15	0,30

Tabela A5- Valores das coordenadas L*, a*, b* e G (em UB) para GC após 3 meses.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	31,94	5,90	2,04	1,90
2	43,36	20,88	10,86	0,90
3	39,36	8,46	0,95	2,10
4	49,97	15,45	7,56	2,10
5	35,79	10,32	2,36	1,40
6	45,58	20,99	13,47	0,50
7	42,31	19,53	8,15	2,00
8	44,76	21,58	8,24	2,30
9	41,06	22,54	11,46	1,00
10	34,44	9,38	2,60	0,90
11	45,54	23,86	11,10	0,90
12	34,07	7,65	1,29	1,70
13	37,10	8,63	2,34	0,10
14	42,23	21,07	11,05	0,50
15	47,23	22,08	10,87	0,60
16	34,21	7,23	1,85	1,00
17	34,88	6,76	0,50	0,80
18	34,97	9,45	2,50	0,50
19	38,03	8,89	3,01	0,80
20	33,71	10,94	2,06	0,90

Tabela A6- Valores das coordenadas L*, a*, b* e G (em UB) para GC após 6 meses.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	36,64	4,66	2,09	1,20
2	41,06	20,21	11,07	0,20
3	37,04	8,23	0,82	0,60
4	49,22	15,69	7,33	1,20
5	35,26	9,94	1,92	1,80
6	42,18	20,28	11,52	0,60
7	46,21	21,20	9,48	1,50
8	42,78	20,05	8,68	2,30
9	40,08	22,73	10,98	0,90
10	30,45	8,75	2,51	0,80
11	43,28	22,76	10,96	0,80
12	34,73	7,58	1,35	1,50
13	37,05	8,73	2,12	0,10
14	40,24	22,06	10,47	0,60
15	46,39	20,99	11,03	0,60
16	35,07	6,97	1,76	1,00
17	37,97	6,89	0,65	0,80
18	35,01	9,63	2,59	0,60
19	39,57	9,03	3,05	0,80
20	34,05	10,99	2,10	0,80

Tabela A7- Valores das coordenadas L*, a*, b* e G (em UB) para GC após 9 meses.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	33,74	4,54	2,21	0,90
2	42,59	22,82	10,94	0,70
3	39,98	8,48	0,62	1,10
4	49,74	16,48	8,62	1,90
5	34,63	10,21	2,02	1,60
6	43,48	20,78	13,30	0,20
7	42,78	20,36	8,43	0,60
8	43,28	21,15	9,07	2,00
9	41,15	21,69	10,89	0,90
10	32,17	8,38	2,06	0,70
11	44,07	21,98	10,85	0,70
12	33,69	7,47	1,24	1,30
13	36,99	8,69	2,01	0,10
14	39,97	22,03	10,24	0,50
15	47,09	20,87	10,99	0,50
16	35,05	6,89	1,69	0,90
17	35,00	6,93	0,69	0,80
18	34,88	9,70	2,60	0,60
19	41,25	9,89	3,64	0,80
20	34,03	11,03	2,13	0,80

Tabela A8- Valores das coordenadas L*, a*, b* e G (em UB) para GC após 1 ano.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	34,57	4,63	2,15	0,80
2	43,15	23,01	11,15	0,70
3	39,87	8,56	0,55	0,90
4	48,99	15,75	8,54	1,50
5	35,23	10,11	1,99	1,50
6	43,15	20,54	13,19	0,10
7	43,35	20,24	8,45	0,70
8	43,15	21,01	8,98	1,90
9	40,97	22,03	10,83	0,80
10	33,15	8,57	1,98	0,80
11	43,79	20,98	10,95	0,70
12	33,84	7,45	1,19	1,00
13	37,03	8,72	1,98	0,10
14	39,99	22,07	10,37	0,60
15	47,15	20,91	10,89	0,60
16	35,06	6,99	1,75	0,90
17	35,10	6,99	0,73	0,80
18	34,93	9,59	2,57	0,60
19	42,57	10,03	3,99	0,80
20	33,99	11,15	2,21	0,80

Tabela A9- Valores iniciais das coordenadas L*, a*, b* e G (em UB) para GD.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	38,01	6,19	1,39	0,40
2	33,69	6,37	2,35	0,70
3	45,51	17,97	9,02	0,70
4	33,29	5,27	2,17	0,30
5	45,66	20,99	9,89	1,30
6	35,89	9,24	2,15	1,50
7	33,27	8,42	2,13	0,30
8	37,11	9,28	2,61	0,50
9	37,73	9,27	1,83	1,00
10	44,27	14,76	8,67	1,00
11	39,03	16,24	8,73	0,60
12	34,89	8,76	2,63	0,80
13	41,33	21,99	10,89	1,00
14	37,43	7,63	2,22	0,80
15	46,01	17,73	10,01	0,50
16	45,39	20,12	9,09	0,60
17	41,23	14,56	6,95	0,60
18	39,21	20,01	9,89	0,70
19	31,13	5,23	2,51	0,90
20	40,03	15,99	10,03	0,60

Tabela A10- Valores das coordenadas L*, a*, b*e G (em UB) para GD após 7 dias.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	37,98	6,25	1,40	0,50
2	34,67	6,49	2,46	0,80
3	46,88	18,07	9,14	0,90
4	32,54	5,74	2,41	0,40
5	46,24	21,85	10,27	1,80
6	36,10	9,15	2,20	1,40
7	34,07	8,35	2,22	0,40
8	36,74	9,18	2,74	0,60
9	38,01	9,53	1,85	0,70
10	45,51	14,88	8,74	1,10
11	39,24	16,01	8,68	0,60
12	34,90	8,24	2,57	0,80
13	41,59	21,86	11,15	0,90
14	36,93	7,84	2,15	0,90
15	46,10	17,86	10,10	0,60
16	46,15	21,95	9,75	0,70
17	41,75	14,63	7,13	0,60
18	39,13	20,11	9,93	0,70
19	31,29	5,21	2,63	0,90
20	40,29	16,13	10,13	0,60

Tabela A11- Valores das coordenadas L*, a*, b*e G (em UB) para GD após 15 dias.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	37,32	5,77	1,59	1,20
2	34,51	6,35	2,67	1,00
3	46,30	18,11	9,17	1,30
4	32,89	6,03	2,51	0,70
5	45,72	21,27	9,56	1,50
6	35,74	8,99	2,09	1,50
7	34,01	8,40	2,17	0,50
8	37,27	9,35	2,68	0,70
9	38,27	9,30	1,73	1,00
10	46,84	15,14	9,18	1,00
11	38,89	15,79	8,55	0,70
12	35,17	8,53	2,71	0,70
13	41,77	21,76	10,93	1,00
14	37,39	7,93	2,11	0,80
15	45,89	17,93	10,21	0,50
16	46,99	20,84	9,56	0,70
17	41,83	14,80	7,22	0,60
18	39,03	20,23	10,01	0,80
19	31,33	5,19	2,57	0,90
20	40,37	16,21	10,15	0,60

Tabela A12- Valores das coordenadas L*, a*, b*e G (em UB) para GD após 1 mês.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	36,98	6,33	1,37	1,50
2	34,29	6,24	2,51	1,20
3	45,99	17,37	8,64	1,30
4	33,84	6,27	2,83	0,80
5	47,37	20,80	8,52	1,30
6	36,37	9,37	2,17	1,60
7	33,79	8,38	2,19	0,40
8	36,86	9,15	2,56	0,50
9	39,40	8,66	1,66	0,80
10	46,93	15,13	8,89	1,00
11	38,56	16,35	8,79	0,50
12	34,76	8,88	2,47	0,70
13	41,63	22,15	11,21	0,90
14	37,65	8,15	2,27	0,90
15	45,93	17,99	10,36	0,50
16	46,34	20,53	9,24	0,60
17	42,01	14,76	7,09	0,50
18	39,17	20,47	9,97	0,70
19	31,47	5,27	2,65	0,80
20	40,32	16,32	10,21	0,50

Tabela A13- Valores das coordenadas L*, a*, b*e G (em UB) para GD após 3 meses.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	35,76	5,88	1,15	0,20
2	36,34	5,96	2,22	2,30
3	46,34	17,93	8,29	0,60
4	32,75	6,33	2,74	0,70
5	46,39	21,06	9,03	1,20
6	35,97	9,43	2,24	1,30
7	32,69	8,24	2,15	0,30
8	36,10	9,02	2,49	0,40
9	39,01	8,15	1,59	0,70
10	45,89	15,10	8,76	1,00
11	38,73	16,39	8,85	0,50
12	35,01	9,01	2,51	0,80
13	41,51	22,03	11,33	0,80
14	37,83	8,23	2,31	0,80
15	46,11	17,75	10,19	0,50
16	45,87	20,46	9,37	0,60
17	42,15	14,90	7,31	0,50
18	39,19	20,61	9,83	0,70
19	31,51	5,31	2,71	0,90
20	40,41	16,29	10,19	0,60

Apêndice

Tabela A14- Valores das coordenadas L*, a*, b*e G (em UB) para GD após 6 meses.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	38,78	5,13	1,17	1,20
2	36,72	6,01	2,18	1,70
3	46,87	18,40	9,19	0,60
4	33,77	6,44	2,72	0,60
5	45,22	20,83	9,18	1,50
6	35,89	9,27	2,35	1,40
7	32,83	8,41	2,18	0,30
8	36,13	9,15	2,60	0,50
9	38,89	8,57	1,63	0,60
10	44,99	15,09	8,63	0,90
11	39,15	15,99	8,47	0,60
12	35,13	8,92	2,24	0,70
13	40,99	21,89	10,97	0,90
14	38,04	8,11	2,37	0,70
15	46,23	17,91	10,27	0,50
16	46,15	21,24	9,15	0,60
17	42,21	14,87	7,37	0,50
18	39,27	20,55	9,77	0,70
19	31,70	5,35	2,80	0,90
20	40,49	16,40	10,25	0,50

Tabela A15- Valores das coordenadas L*, a*, b*e G (em UB) para GD após 9 meses.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	38,95	5,76	1,19	0,90
2	35,89	5,99	2,22	1,50
3	46,90	18,39	9,09	0,60
4	33,99	6,75	2,93	0,60
5	46,01	20,77	9,09	1,20
6	36,10	9,56	2,45	1,50
7	33,10	8,54	2,23	0,30
8	36,12	9,23	2,73	0,50
9	39,10	8,16	1,59	0,70
10	45,64	15,13	8,57	1,00
11	39,21	16,43	8,86	0,50
12	35,21	8,73	2,60	0,70
13	41,13	22,21	11,15	0,80
14	37,91	8,07	2,29	0,80
15	45,79	18,01	10,33	0,50
16	46,20	21,02	9,80	0,60
17	42,30	14,86	7,45	0,60
18	39,51	20,49	9,75	0,80
19	31,69	5,45	2,77	0,90
20	40,63	16,42	10,33	0,50

Tabela A16- Valores das coordenadas L*, a*, b* e G (em UB) para GD após 1 ano.

Pacientes	L*	a*	b*	G
1	39,10	5,24	1,23	0,90
2	35,57	6,13	2,24	1,50
3	47,30	19,50	9,23	0,60
4	34,02	6,57	2,86	0,60
5	46,15	21,21	9,13	1,20
6	36,15	9,44	2,50	1,50
7	33,45	8,47	2,27	0,40
8	36,21	9,17	2,59	0,50
9	39,05	8,21	1,69	0,60
10	45,37	15,07	8,75	0,90
11	39,33	16,51	8,90	0,60
12	35,33	8,69	2,77	0,70
13	41,51	22,07	11,77	0,80
14	37,97	8,13	2,33	0,80
15	46,05	17,89	10,41	0,50
16	46,43	21,05	9,69	0,60
17	42,28	14,75	7,39	0,60
18	39,63	20,53	9,69	0,80
19	31,67	5,49	2,83	1,00
20	40,67	16,39	10,35	0,60

Tabela A17- Valores de ΔL , Δa , Δb e ΔE para GC após 7 dias.

Pacientes	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	-1,67	0,32	-0,22	1,71
2	-0,49	-0,57	-0,25	0,79
3	0,54	0,69	0,09	0,88
4	2,94	-0,12	0,16	2,95
5	2,46	-0,40	-0,21	2,50
6	4,03	-2,11	-0,86	4,63
7	4,19	0,95	0,21	4,30
8	-0,39	-1,02	-0,56	1,23
9	0,18	0,12	0,71	0,74
10	-1,18	-1,98	-0,29	2,32
11	1,17	-1,38	-1,59	2,41
12	-0,32	-0,10	-0,28	0,44
13	1,77	-0,42	-0,15	1,83
14	2,11	0,65	0,06	2,21
15	2,09	0,90	1,19	2,57
16	-1,96	0,58	0,14	2,05
17	-1,10	-0,30	-0,07	1,14
18	0,56	0,15	0,12	0,59
19	-0,37	-0,21	-0,05	0,43
20	0,24	-0,18	-0,05	0,30

Tabela A18- Valores de ΔL , Δa , Δb e ΔE para GC após 15 dias.

Pacientes	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	-0,97	0,29	0,01	1,01
2	4,25	-1,22	0,89	4,51
3	3,69	0,97	-0,12	3,82
4	4,55	0,10	0,45	4,57
5	2,30	-1,20	-0,40	2,62
6	1,61	-3,26	1,73	4,03
7	2,57	1,30	0,38	2,91
8	-0,89	-0,77	-0,33	1,22
9	-0,85	1,67	3,51	3,98
10	-2,98	-1,53	0,39	3,37
11	2,19	-0,47	-1,24	2,56
12	-0,87	-0,07	-0,15	0,89
13	1,08	0,02	-0,03	1,08
14	-0,35	-1,76	-0,23	1,81
15	-0,96	-0,09	0,52	1,10
16	-1,36	-0,53	-0,28	1,49
17	-1,82	-0,40	0,02	1,86
18	1,10	0,21	0,04	1,12
19	-0,78	-0,43	-0,07	0,89
20	-0,78	-0,06	-0,02	0,78

Tabela A19- Valores de ΔL , Δa , Δb e ΔE para GC após 1 mês.

Pacientes	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	-0,26	0,54	-0,04	0,60
2	3,23	-2,97	0,58	4,43
3	6,10	4,28	-0,05	7,45
4	6,76	0,32	-0,06	6,77
5	1,47	-0,83	0,63	1,80
6	4,40	-4,07	0,36	6,00
7	2,38	0,61	0,25	2,47
8	1,23	0,25	-0,89	1,54
9	-0,10	0,47	2,16	2,21
10	-4,13	-2,12	-0,52	4,67
11	2,25	-1,34	-1,67	3,11
12	-1,75	-0,20	-0,12	1,77
13	0,84	-0,31	-0,52	1,04
14	1,83	-0,12	-0,75	1,98
15	2,99	0,61	1,25	3,30
16	1,75	-0,71	0,02	1,89
17	-0,92	-0,22	0,00	0,95
18	1,25	0,10	0,02	1,25
19	-1,68	-0,87	0,02	1,89
20	-1,55	0,01	-0,29	1,58

Tabela A20- Valores de ΔL , Δa , Δb e ΔE para GC após 3 meses.

Pacientes	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	-1,38	1,26	-0,03	1,87
2	3,47	-1,16	1,11	3,82
3	8,82	4,08	0,11	9,72
4	7,11	0,41	0,37	7,13
5	2,57	-0,84	0,10	2,71
6	10,84	0,03	1,72	10,98
7	0,86	-1,83	-1,16	2,33
8	0,70	-0,18	-1,21	1,41
9	0,14	-0,33	2,04	2,07
10	-1,71	-1,53	0,07	2,30
11	1,64	-0,58	-1,14	2,08
12	-1,67	0,32	-0,20	1,71
13	0,88	0,18	-0,25	0,93
14	0,92	-2,76	0,07	2,91
15	0,88	-0,88	0,31	1,28
16	1,74	-0,83	0,50	1,99
17	1,99	0,61	-0,14	2,09
18	1,40	0,39	0,15	1,46
19	-0,90	-0,30	0,09	0,95
20	-1,11	0,31	-0,38	1,21

Tabela A21- Valores de ΔL , Δa , Δb e ΔE para GC após 6 meses.

Pacientes	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	3,32	0,02	0,02	3,32
2	1,17	-1,83	1,32	2,54
3	6,50	3,85	-0,02	7,55
4	6,36	0,65	0,14	6,39
5	2,04	-1,22	-0,34	2,40
6	7,44	-0,68	-0,23	7,47
7	4,76	-0,16	0,17	4,77
8	-1,28	-1,71	-0,77	2,27
9	-0,84	-0,14	1,56	1,78
10	-5,70	-2,16	-0,02	6,10
11	-0,62	-1,68	-1,28	2,20
12	-1,01	0,25	-0,14	1,05
13	0,83	0,28	-0,47	0,99
14	-1,07	-1,77	-0,51	2,13
15	0,04	-1,97	0,47	2,03
16	2,60	-1,09	0,41	2,85
17	5,08	0,74	0,01	5,13
18	1,44	0,57	0,24	1,57
19	0,64	-0,16	0,13	0,67
20	-0,77	0,36	-0,34	0,92

Tabela A22- Valores de ΔL , Δa , Δb e ΔE para GC após 9 meses.

Pacientes	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	0,42	-0,10	0,14	0,45
2	2,70	0,78	1,19	3,05
3	9,44	4,10	-0,22	10,29
4	6,88	1,44	1,43	7,17
5	1,41	-0,95	-0,24	1,72
6	8,74	-0,18	1,55	8,88
7	1,33	-1,00	-0,88	1,88
8	-0,78	-0,61	-0,38	1,06
9	0,23	-1,18	1,47	1,90
10	-3,98	-2,53	-0,47	4,74
11	0,17	-2,46	-1,39	2,83
12	-2,05	0,14	-0,25	2,07
13	0,77	0,24	-0,58	0,99
14	-1,34	-1,80	-0,74	2,36
15	0,74	-2,09	0,43	2,26
16	2,58	-1,17	0,34	2,85
17	2,11	0,78	0,05	2,25
18	1,31	0,64	0,25	1,48
19	2,32	0,70	0,72	2,53
20	-0,79	0,40	-0,31	0,94

Tabela A23- Valores de ΔL , Δa , Δb e ΔE para GC após 1 ano.

Pacientes	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	1,25	-0,01	0,08	1,25
2	3,26	0,97	1,40	3,68
3	9,33	4,18	-0,29	10,23
4	6,13	0,71	1,35	6,32
5	2,01	-1,05	-0,27	2,28
6	8,41	-0,42	1,44	8,54
7	1,90	-1,12	-0,86	2,37
8	-0,91	-0,75	-0,47	1,27
9	0,05	-0,84	1,41	1,64
10	-3,00	-2,34	-0,55	3,84
11	-0,11	-3,46	-1,29	3,69
12	-1,90	0,12	-0,30	1,93
13	0,81	0,27	-0,61	1,05
14	-1,32	-1,76	-0,61	2,28
15	0,80	-2,05	0,33	2,23
16	2,59	-1,07	0,40	2,83
17	2,21	0,84	0,09	2,37
18	1,36	0,53	0,22	1,48
19	3,64	0,84	1,07	3,89
20	-0,83	0,52	-0,23	1,01

Tabela A24- Valores de ΔL , Δa , Δb e ΔE para GD após 7 dias.

Pacientes	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	-0,03	0,06	0,01	0,07
2	0,98	0,12	0,11	0,99
3	1,37	0,10	0,12	1,38
4	-0,75	0,47	0,24	0,92
5	0,58	0,86	0,38	1,10
6	0,21	-0,09	0,05	0,23
7	0,80	-0,07	0,09	0,81
8	-0,37	-0,10	0,13	0,40
9	0,28	0,26	0,02	0,38
10	1,24	0,12	0,07	1,25
11	0,21	-0,23	-0,05	0,32
12	0,01	-0,52	-0,06	0,52
13	0,26	-0,13	0,26	0,39
14	-0,50	0,21	-0,07	0,55
15	0,09	0,13	0,09	0,18
16	0,76	1,83	0,66	2,09
17	0,52	0,07	0,18	0,55
18	-0,08	0,10	0,04	0,13
19	0,16	-0,02	0,12	0,20
20	0,26	0,14	0,10	0,31

Tabela A25- Valores de ΔL , Δa , Δb e ΔE para GD após 15 dias.

Pacientes	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	-0,69	-0,42	0,20	0,83
2	0,82	-0,02	0,32	0,88
3	0,79	0,14	0,15	0,82
4	-0,40	0,76	0,34	0,92
5	0,06	0,28	-0,33	0,44
6	-0,15	-0,25	-0,06	0,30
7	0,74	-0,02	0,04	0,74
8	0,16	0,07	0,07	0,19
9	0,54	0,03	-0,10	0,55
10	2,57	0,38	0,51	2,65
11	-0,14	-0,45	-0,18	0,50
12	0,28	-0,23	0,08	0,37
13	0,44	-0,23	0,04	0,50
14	-0,04	0,30	-0,11	0,32
15	-0,12	0,20	0,20	0,31
16	1,60	0,72	0,47	1,82
17	0,60	0,24	0,27	0,70
18	-0,18	0,22	0,12	0,31
19	0,20	-0,04	0,06	0,21
20	0,34	0,22	0,12	0,42

Tabela A26- Valores de ΔL , Δa , Δb e ΔE para GD após 1 mês.

Pacientes	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	-1,03	0,14	-0,02	1,04
2	0,60	-0,13	0,16	0,63
3	0,48	-0,60	-0,38	0,86
4	0,55	1,00	0,66	1,32
5	1,71	-0,19	-1,37	2,20
6	0,48	0,13	0,02	0,50
7	0,52	-0,04	0,06	0,52
8	-0,25	-0,13	-0,05	0,29
9	1,67	-0,61	-0,17	1,79
10	2,66	0,37	0,22	2,69
11	-0,47	0,11	0,06	0,49
12	-0,13	0,12	-0,16	0,24
13	0,30	0,16	0,32	0,47
14	0,22	0,52	0,05	0,57
15	-0,08	0,26	0,35	0,44
16	0,95	0,41	0,15	1,05
17	0,78	0,20	0,14	0,82
18	-0,04	0,46	0,08	0,47
19	0,34	0,04	0,14	0,37
20	0,29	0,33	0,18	0,47

Tabela A27- Valores de ΔL , Δa , Δb e ΔE para GD após 3 meses.

Pacientes	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	-2,25	-0,31	-0,24	2,28
2	2,65	-0,41	-0,13	2,68
3	0,83	-0,04	-0,73	1,11
4	-0,54	1,06	0,57	1,32
5	0,73	0,07	-0,86	1,13
6	0,08	0,19	0,09	0,22
7	-0,58	-0,18	0,02	0,61
8	-1,01	-0,26	-0,12	1,05
9	1,28	-1,12	-0,24	1,72
10	1,62	0,34	0,09	1,66
11	-0,30	0,15	0,12	0,36
12	0,12	0,25	-0,12	0,30
13	0,18	0,04	0,44	0,48
14	0,40	0,60	0,09	0,73
15	0,10	0,02	0,18	0,21
16	0,48	0,34	0,28	0,65
17	0,92	0,34	0,36	1,04
18	-0,02	0,60	-0,06	0,60
19	0,38	0,08	0,20	0,44
20	0,38	0,30	0,16	0,51

Tabela A28- Valores de ΔL , Δa , Δb e ΔE para GD após 6 meses.

Pacientes	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	0,77	-1,06	-0,22	1,33
2	3,03	-0,36	-0,17	3,06
3	1,36	0,43	0,17	1,44
4	0,48	1,17	0,55	1,38
5	-0,44	-0,16	-0,71	0,85
6	0,00	0,03	0,20	0,20
7	-0,44	-0,01	0,05	0,44
8	-0,98	-0,13	-0,01	0,99
9	1,16	-0,70	-0,20	1,37
10	0,72	0,33	-0,04	0,79
11	0,12	-0,25	-0,26	0,38
12	0,24	0,16	-0,39	0,49
13	-0,34	-0,10	0,08	0,36
14	0,61	0,48	0,15	0,79
15	0,22	0,18	0,26	0,39
16	0,76	1,12	0,06	1,35
17	0,98	0,31	0,42	1,11
18	0,06	0,54	-0,12	0,56
19	0,57	0,12	0,29	0,65
20	0,46	0,41	0,22	0,65

Tabela A29- Valores de ΔL , Δa , Δb e ΔE para GD após 9 meses.

Pacientes	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	0,94	-0,43	-0,20	1,05
2	2,20	-0,38	-0,13	2,24
3	1,39	0,42	0,07	1,45
4	0,70	1,48	0,76	1,80
5	0,35	-0,22	-0,80	0,90
6	0,21	0,32	0,30	0,49
7	-0,17	0,12	0,10	0,23
8	-0,99	-0,05	0,12	1,00
9	1,37	-1,11	-0,24	1,78
10	1,37	0,37	-0,10	1,42
11	0,18	0,19	0,13	0,29
12	0,32	-0,03	-0,03	0,32
13	-0,20	0,22	0,26	0,39
14	0,48	0,44	0,07	0,65
15	-0,22	0,28	0,32	0,48
16	0,81	0,90	0,71	1,40
17	1,07	0,30	0,50	1,22
18	0,30	0,48	-0,14	0,58
19	0,56	0,22	0,26	0,66
20	0,60	0,43	0,30	0,80

Tabela A30- Valores de ΔL , Δa , Δb e ΔE para GD após 1 ano.

Pacientes	ΔL	Δa	Δb	ΔE
1	1,09	-0,95	-0,16	1,45
2	1,88	-0,24	-0,11	1,90
3	1,79	1,53	0,21	2,36
4	0,73	1,30	0,69	1,64
5	0,49	0,22	-0,76	0,93
6	0,26	0,20	0,35	0,48
7	0,18	0,05	0,14	0,23
8	-0,90	-0,11	-0,02	0,91
9	1,32	-1,06	-0,14	1,70
10	1,10	0,31	0,08	1,15
11	0,30	0,27	0,17	0,44
12	0,44	-0,07	0,14	0,47
13	0,18	0,08	0,88	0,90
14	0,54	0,50	0,11	0,74
15	0,04	0,16	0,40	0,43
16	1,04	0,93	0,60	1,52
17	1,05	0,19	0,44	1,15
18	0,42	0,52	-0,20	0,70
19	0,54	0,26	0,32	0,68
20	0,64	0,40	0,32	0,82

Tabela A31- Valores iniciais de rugosidade superficial (Ra) para GC.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	3,44	3,35	3,36	3,38
2	2,78	2,65	2,82	2,75
3	2,37	2,49	2,39	2,42
4	2,84	2,58	2,97	2,80
5	2,68	2,50	2,09	2,42
6	3,54	3,88	4,15	3,86
7	2,82	2,26	2,96	2,68
8	1,85	2,23	2,86	2,31
9	2,84	1,89	1,97	2,23
10	2,27	2,92	2,96	2,72
11	2,08	2,07	2,82	2,32
12	2,47	2,75	2,03	2,42
13	3,14	3,50	3,96	3,53
14	3,29	3,60	3,80	3,56
15	2,38	2,52	2,27	2,39
16	2,58	2,36	2,43	2,46
17	2,69	2,66	2,64	2,66
18	2,84	2,83	2,76	2,81
19	2,00	2,52	2,81	2,44
20	3,54	3,46	3,23	3,41

Tabela A32- Valores de rugosidade superficial (Ra) para GC após 7 dias.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	2,63	2,09	2,16	2,29
2	2,27	2,91	1,86	2,35
3	2,77	2,88	2,18	2,61
4	2,18	2,59	2,26	2,34
5	2,08	2,75	2,30	2,38
6	3,54	3,06	3,95	3,52
7	2,86	3,25	2,68	2,93
8	2,31	2,01	2,23	2,18
9	3,11	2,30	1,21	2,21
10	2,74	2,88	2,57	2,73
11	2,25	2,74	2,39	2,46
12	2,70	2,70	2,23	2,54
13	2,59	2,98	3,44	3,00
14	3,43	3,28	2,79	3,17
15	4,31	5,65	6,07	5,34
16	2,24	2,22	2,18	2,21
17	2,77	2,79	2,84	2,80
18	2,75	2,77	2,79	2,77
19	2,88	2,84	2,87	2,86
20	3,24	3,26	3,30	3,27

Tabela A33- Valores de rugosidade superficial (Ra) para GC após 15 dias.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	2,11	2,20	2,52	2,28
2	2,88	2,89	2,46	2,74
3	2,11	2,50	2,25	2,29
4	2,81	2,55	2,24	2,53
5	2,69	2,51	2,30	2,50
6	2,90	3,13	2,97	3,00
7	2,91	2,35	2,71	2,66
8	3,19	3,21	3,12	3,17
9	3,21	2,33	2,74	2,76
10	2,58	3,00	2,70	2,76
11	2,11	2,36	2,05	2,17
12	2,39	2,74	2,38	2,50
13	2,80	2,39	3,04	2,74
14	2,19	2,16	2,57	2,31
15	3,88	3,78	3,80	3,82
16	2,10	2,84	2,04	2,33
17	2,73	2,65	2,82	2,73
18	2,67	2,72	2,70	2,70
19	2,56	2,64	2,73	2,64
20	3,15	3,10	3,07	3,11

Tabela A34- Valores de rugosidade superficial (Ra) para GC após 1 mês.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	1,91	2,08	2,03	2,01
2	2,76	2,68	2,96	2,80
3	2,95	2,55	2,58	2,69
4	2,66	2,89	2,19	2,58
5	2,13	2,76	2,54	2,48
6	3,29	3,47	2,89	3,22
7	3,10	3,40	2,19	2,90
8	3,13	2,89	3,08	3,03
9	2,09	2,84	2,92	2,62
10	2,91	2,07	2,42	2,47
11	2,56	2,47	2,58	2,54
12	2,22	2,45	2,59	2,42
13	2,20	2,24	2,18	2,21
14	2,61	2,62	2,67	2,63
15	3,14	3,14	3,07	3,12
16	1,99	1,85	2,84	2,23
17	2,63	2,65	2,67	2,65
18	2,65	2,57	2,55	2,59
19	2,45	2,47	2,51	2,48
20	2,99	3,05	2,98	3,01

Tabela A35- Valores de rugosidade superficial (Ra) para GC após 3 meses.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	3,00	2,99	2,99	2,99
2	2,62	2,44	2,47	2,51
3	2,59	2,55	2,50	2,55
4	2,48	2,46	2,49	2,48
5	2,23	2,43	2,53	2,40
6	2,24	2,20	2,20	2,21
7	2,01	1,99	1,99	2,00
8	2,23	2,59	2,75	2,52
9	2,19	2,65	2,85	2,56
10	1,59	1,56	2,54	1,90
11	2,29	2,56	2,43	2,43
12	2,73	2,15	2,06	2,31
13	1,95	2,10	2,15	2,07
14	2,00	2,10	2,21	2,10
15	3,11	3,05	3,03	3,06
16	1,87	1,87	1,92	1,89
17	2,75	2,73	2,77	2,75
18	2,49	2,55	2,53	2,52
19	2,53	2,55	2,57	2,55
20	2,89	2,91	2,93	2,91

Tabela A36- Valores de rugosidade superficial (Ra) para GC após 6 meses.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	2,23	2,22	2,23	2,23
2	2,55	2,56	2,57	2,56
3	2,22	2,47	2,36	2,35
4	1,99	1,82	1,84	1,88
5	2,89	2,81	2,79	2,83
6	2,09	2,08	2,08	2,08
7	1,96	1,95	1,94	1,95
8	1,29	1,29	1,30	1,29
9	2,06	2,64	2,53	2,41
10	1,75	1,78	1,80	1,78
11	2,09	2,48	2,36	2,31
12	2,56	2,24	2,40	2,40
13	2,05	2,20	2,15	2,13
14	1,99	2,15	2,27	2,14
15	2,99	2,98	2,87	2,95
16	2,03	1,99	2,10	2,04
17	2,69	2,67	2,59	2,65
18	2,45	2,42	2,40	2,42
19	2,49	2,50	2,47	2,49
20	2,79	2,85	2,83	2,82

Tabela A37- Valores de rugosidade superficial (Ra) para GC após 9 meses.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	2,23	2,23	2,23	2,23
2	2,62	2,63	2,61	2,62
3	2,08	2,18	2,13	2,13
4	2,05	2,06	2,07	2,06
5	2,16	2,56	2,64	2,45
6	1,75	2,05	2,05	1,95
7	2,61	2,57	2,55	2,58
8	1,80	1,97	1,85	1,87
9	2,25	2,30	2,28	2,28
10	1,75	1,74	1,76	1,75
11	2,15	2,23	2,27	2,22
12	2,47	2,39	2,43	2,43
13	2,17	2,19	2,21	2,19
14	2,13	2,11	2,17	2,14
15	2,87	2,90	2,95	2,91
16	2,02	1,97	2,05	2,01
17	2,55	2,53	2,52	2,53
18	2,39	2,41	2,43	2,41
19	2,51	2,50	2,53	2,51
20	2,75	2,73	2,77	2,75

Tabela A38- Valores de rugosidade superficial (Ra) para GC após 1 ano.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	2,00	1,99	1,98	1,99
2	2,55	2,51	2,50	2,52
3	2,05	2,15	2,11	2,10
4	2,11	2,03	2,07	2,07
5	2,15	2,23	2,25	2,21
6	2,03	2,01	2,00	2,01
7	2,44	2,37	2,35	2,39
8	1,95	1,87	1,85	1,89
9	2,23	2,29	2,31	2,28
10	1,78	1,80	1,83	1,80
11	2,14	2,11	2,09	2,11
12	2,40	2,41	2,40	2,40
13	2,15	2,13	2,14	2,14
14	2,21	2,19	2,17	2,19
15	2,93	2,91	2,92	2,92
16	2,15	2,11	2,09	2,12
17	2,50	2,49	2,46	2,48
18	2,45	2,43	2,43	2,44
19	2,52	2,56	2,50	2,53
20	2,80	2,79	2,83	2,81

Tabela A39- Valores iniciais de rugosidade superficial (Ra) para GD.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	2,23	2,39	2,56	2,39
2	2,55	2,74	2,88	2,72
3	2,78	2,95	2,84	2,86
4	2,86	2,77	2,92	2,85
5	2,79	2,98	2,87	2,88
6	1,23	1,15	1,20	1,19
7	3,09	3,09	3,10	3,09
8	2,44	2,63	2,71	2,59
9	1,27	1,29	1,28	1,28
10	2,76	2,64	2,53	2,64
11	3,02	3,09	3,10	3,07
12	3,56	3,50	3,49	3,52
13	2,95	2,89	2,94	2,93
14	2,56	2,50	2,49	2,52
15	3,20	3,19	3,18	3,19
16	2,76	2,73	2,70	2,73
17	2,17	2,15	2,16	2,16
18	1,97	1,95	1,97	1,96
19	2,97	2,95	2,96	2,96
20	1,98	1,89	1,95	1,94

Tabela A40- Valores de rugosidade superficial (Ra) para GD após 7 dias.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	2,26	2,31	2,38	2,32
2	2,47	2,65	2,69	2,60
3	2,17	2,15	2,13	2,15
4	2,23	2,17	2,06	2,15
5	2,65	2,82	2,54	2,67
6	1,15	1,17	1,18	1,17
7	3,05	3,04	3,07	3,05
8	2,37	2,35	2,34	2,35
9	1,15	1,13	1,15	1,14
10	2,89	2,66	2,39	2,65
11	2,99	2,97	2,96	2,97
12	3,65	3,60	3,59	3,61
13	2,76	2,73	2,72	2,74
14	2,23	2,20	2,21	2,21
15	2,97	2,95	2,97	2,96
16	2,65	2,63	2,60	2,63
17	2,09	2,07	2,06	2,07
18	1,89	1,88	1,89	1,89
19	2,89	2,87	2,86	2,87
20	1,77	1,76	1,77	1,77

Tabela A41- Valores de rugosidade superficial (Ra) para GD após 15 dias.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	2,78	1,90	1,86	2,18
2	2,35	2,42	2,51	2,43
3	2,44	2,41	2,43	2,43
4	2,03	1,99	2,17	2,06
5	2,18	2,46	2,27	2,30
6	1,24	1,23	1,22	1,23
7	2,99	2,98	3,00	2,99
8	2,23	2,27	2,25	2,25
9	1,21	1,17	1,12	1,17
10	2,76	2,65	2,59	2,67
11	2,75	2,76	2,74	2,75
12	3,47	3,45	3,41	3,44
13	2,67	2,69	2,63	2,66
14	2,19	2,15	2,16	2,17
15	2,86	2,83	2,82	2,84
16	2,72	2,73	2,70	2,72
17	1,99	1,97	1,96	1,97
18	1,76	1,75	1,73	1,75
19	2,71	2,72	2,70	2,71
20	1,63	1,62	1,63	1,63

Tabela A42- Valores de rugosidade superficial (Ra) para GD após 1 mês.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	2,35	2,56	2,02	2,31
2	2,29	2,18	2,02	2,16
3	2,78	2,04	1,78	2,20
4	2,11	2,01	1,89	2,00
5	1,84	1,83	1,82	1,83
6	1,08	1,07	1,08	1,08
7	3,01	2,93	2,95	2,96
8	2,07	2,06	2,15	2,09
9	1,24	1,23	1,18	1,22
10	2,55	2,56	2,47	2,53
11	2,86	2,87	2,88	2,87
12	3,39	3,35	3,33	3,36
13	2,47	2,43	2,41	2,44
14	2,07	2,09	2,10	2,09
15	2,71	2,76	2,75	2,74
16	2,63	2,61	2,62	2,62
17	1,89	1,95	1,93	1,92
18	1,63	1,64	1,62	1,63
19	2,69	2,67	2,68	2,68
20	1,59	1,57	1,56	1,57

Tabela A43- Valores de rugosidade superficial (Ra) para GD após 3 meses.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	2,84	2,46	2,63	2,64
2	2,44	2,43	2,42	2,43
3	1,82	1,83	1,83	1,83
4	2,07	2,03	1,95	2,02
5	1,76	1,95	2,03	1,91
6	1,02	1,04	1,07	1,04
7	2,89	2,85	2,83	2,86
8	2,00	1,99	2,03	2,01
9	1,15	1,16	1,18	1,16
10	2,47	2,49	2,49	2,48
11	2,64	2,63	2,61	2,63
12	3,27	3,26	3,25	3,26
13	2,50	2,49	2,48	2,49
14	1,99	1,95	1,97	1,97
15	2,69	2,67	2,65	2,67
16	2,55	2,50	2,53	2,53
17	2,01	2,03	2,02	2,02
18	1,47	1,48	1,47	1,47
19	2,57	2,63	2,59	2,60
20	1,49	1,48	1,47	1,48

Tabela A45- Valores de rugosidade superficial (Ra) para GD após 6 meses.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	2,80	2,70	2,82	2,77
2	2,63	2,57	2,61	2,60
3	1,88	1,88	1,89	1,88
4	2,15	2,24	2,17	2,19
5	1,57	1,55	1,57	1,56
6	1,00	0,99	0,97	0,99
7	2,78	2,75	2,73	2,75
8	1,87	1,85	1,88	1,87
9	1,13	1,11	1,08	1,11
10	2,39	2,37	2,40	2,39
11	2,49	2,50	2,51	2,50
12	3,19	3,15	3,14	3,16
13	2,60	2,59	2,57	2,59
14	1,89	1,90	1,89	1,89
15	2,51	2,49	2,47	2,49
16	2,47	2,46	2,45	2,46
17	1,89	1,90	1,93	1,91
18	1,33	1,32	1,31	1,32
19	2,45	2,43	2,41	2,43
20	1,39	1,37	1,36	1,37

Tabela A46- Valores de rugosidade superficial (Ra) para GD após 9 meses.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	2,75	2,73	2,69	2,72
2	2,59	2,60	2,55	2,58
3	1,77	1,80	1,83	1,80
4	2,20	2,19	2,13	2,17
5	1,60	1,58	1,55	1,58
6	1,10	0,95	0,99	1,01
7	2,69	2,65	2,64	2,66
8	1,76	1,75	1,73	1,75
9	1,14	1,07	1,05	1,09
10	2,29	2,30	2,31	2,30
11	2,47	2,46	2,45	2,46
12	3,03	3,01	3,02	3,02
13	2,45	2,43	2,41	2,43
14	1,91	1,93	1,89	1,91
15	2,35	2,33	2,33	2,34
16	2,39	2,37	2,39	2,38
17	1,83	1,85	1,81	1,83
18	1,29	1,25	1,24	1,26
19	2,37	2,36	2,37	2,37
20	1,29	1,27	1,26	1,27

Apêndice

Tabela A47- Valores de rugosidade superficial (Ra) para GD após 1 ano.

Pacientes	1ª leitura	2ª leitura	3ª leitura	Média
1	2,65	2,64	2,63	2,64
2	2,53	2,50	2,49	2,51
3	1,69	1,70	1,73	1,71
4	2,13	2,11	2,10	2,11
5	1,49	1,45	1,44	1,46
6	1,00	0,93	0,92	0,95
7	2,57	2,55	2,53	2,55
8	1,70	1,69	1,68	1,69
9	1,00	0,99	0,97	0,99
10	2,27	2,23	2,20	2,23
11	2,39	2,40	2,43	2,41
12	2,95	2,90	2,89	2,91
13	2,35	2,33	2,31	2,33
14	1,77	1,75	1,76	1,76
15	2,34	2,30	2,29	2,31
16	2,24	2,23	2,25	2,24
17	1,79	1,77	1,76	1,77
18	1,19	1,17	1,16	1,17
19	2,21	2,19	2,17	2,19
20	1,19	1,15	1,16	1,17

Tabela A48- Valores de ufc/mL de microrganismos para GC em todos os períodos experimentais.

Pac.	Inicial	7 Dias	15 Dias	1 Mês	3 Meses	6 Meses	9 Meses	1 ano
1	7,56E+05	2,72E+05	2,82E+05	2,56E+05	2,18E+05	2,56E+05	3,28E+05	1,17E+09
2	3,46E+06	1,72E+06	2,00E+06	1,42E+06	1,62E+06	3,20E+05	4,12E+05	1,46E+09
3	1,44E+05	1,36E+05	2,36E+05	2,50E+05	3,20E+05	2,50E+05	3,12E+05	1,12E+09
4	2,10E+05	1,84E+05	2,52E+05	1,28E+04	1,58E+04	2,28E+04	2,40E+05	5,26E+08
5	5,30E+05	1,70E+05	3,64E+05	2,88E+05	3,38E+05	2,32E+05	3,30E+05	1,12E+09
6	2,40E+05	1,90E+05	2,70E+05	4,08E+05	3,62E+05	3,60E+05	4,12E+05	1,54E+09
7	3,28E+05	2,34E+05	4,10E+05	3,26E+05	3,80E+05	3,68E+05	4,00E+05	1,54E+09
8	4,68E+05	2,28E+05	1,96E+05	2,88E+05	3,32E+05	3,80E+05	3,20E+05	1,40E+09
9	2,06E+05	2,18E+05	4,78E+05	3,60E+05	2,88E+05	3,60E+05	4,76E+05	1,67E+09
10	3,34E+05	2,56E+05	1,96E+05	2,68E+05	3,12E+05	3,70E+05	3,60E+05	1,46E+09
11	3,60E+05	1,90E+05	1,54E+05	1,40E+05	2,34E+05	2,96E+05	4,02E+05	1,40E+09
12	3,18E+05	2,72E+05	2,04E+05	2,84E+05	3,12E+05	2,82E+05	3,90E+05	1,34E+09
13	3,26E+05	3,02E+05	1,96E+05	2,28E+05	3,12E+05	2,40E+05	2,78E+05	1,04E+09
14	3,24E+05	2,32E+05	1,58E+05	3,90E+05	2,68E+04	2,78E+05	3,18E+05	1,19E+09
15	3,26E+05	2,26E+05	1,56E+05	3,98E+05	1,60E+04	2,46E+05	3,72E+05	1,24E+09
16	1,17E+06	5,54E+06	3,72E+05	4,52E+05	2,84E+04	4,82E+05	3,32E+05	1,63E+09
17	3,64E+05	2,80E+05	2,40E+05	2,74E+05	3,64E+05	3,84E+05	4,32E+05	1,63E+09
18	3,76E+05	3,52E+05	4,24E+05	3,32E+05	2,94E+05	3,64E+05	3,88E+05	1,50E+09
19	2,90E+05	3,22E+05	3,22E+05	3,28E+05	3,96E+05	3,64E+05	3,38E+05	1,40E+09
20	3,70E+05	3,60E+05	3,56E+05	2,80E+05	3,22E+05	3,22E+05	3,88E+05	1,42E+09

Tabela A49- Valores de log(ufc/mL) de microrganismos para GC em todos os períodos experimentais.

Pac.	Inicial	7 dias	15 dias	1 mês	3 meses	6 meses	9 meses	1 ano
1	5,88	5,43	5,45	5,41	5,34	5,41	5,52	5,51
2	6,54	6,24	6,30	6,15	6,21	5,51	5,61	5,63
3	5,16	5,13	5,37	5,40	5,51	5,40	5,49	5,52
4	5,32	5,26	5,40	4,11	4,20	4,36	5,38	5,42
5	5,72	5,23	5,56	5,46	5,53	5,37	5,52	5,51
6	5,38	5,28	5,43	5,61	5,56	5,56	5,61	5,69
7	5,52	5,37	5,61	5,51	5,58	5,57	5,60	5,68
8	5,67	5,36	5,29	5,46	5,52	5,58	5,51	5,52
9	5,31	5,34	5,68	5,56	5,46	5,56	5,68	5,70
10	5,52	5,41	5,29	5,43	5,49	5,57	5,56	5,57
11	5,56	5,28	5,19	5,15	5,37	5,47	5,60	5,63
12	5,50	5,43	5,31	5,45	5,49	5,45	5,59	5,60
13	5,51	5,48	5,29	5,36	5,49	5,38	5,44	5,43
14	5,51	5,37	5,20	5,59	4,43	5,44	5,50	5,54
15	5,51	5,35	5,19	5,60	4,20	5,39	5,57	5,60
16	6,07	6,74	5,57	5,66	4,45	5,68	5,52	5,59
17	5,56	5,45	5,38	5,44	5,56	5,58	5,64	5,58
18	5,58	5,55	5,63	5,52	5,47	5,56	5,59	5,56
19	5,46	5,51	5,51	5,52	5,60	5,56	5,53	5,58
20	5,57	5,56	5,55	5,45	5,51	5,51	5,59	5,63

Tabela A50- Valores iniciais de ufc/mL e de log(ufc/mL) de microrganismos para GD.

Pacientes	Valores de ufc/ml	Valores de log(ufc/mL)
1	3,16E+05	5,50
2	3,62E+04	4,56
3	3,72E+05	5,57
4	3,20E+05	5,51
5	4,14E+05	5,62
6	3,28E+05	5,52
7	3,32E+05	5,52
8	3,22E+05	5,51
9	3,22E+05	5,51
10	3,18E+05	5,50
11	3,28E+05	5,52
12	3,90E+05	5,59
13	3,42E+05	5,53
14	3,24E+05	5,51
15	2,80E+05	5,45
16	3,72E+05	5,57
17	3,24E+05	5,51
18	2,80E+05	5,45
19	2,40E+05	5,38
20	3,62E+05	5,56

Autorizo a reprodução deste trabalho.

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 28 de julho de 2009.

ROBERTA CHUQUI RIBEIRO

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)